Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination

-

Untersucht an zyklisch ausgeführten Bizepscurls

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Philosophie der Universität Paderborn

vorgelegt von

Karin Schmalfeld

Paderborn, Januar 2012

1. Gutachter: Herr Prof. Dr. Norbert Olivier
2. Gutachter: Herr apl. Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis **VII**

Abbildungsverzeichnis **IX**

Tabellenverzeichnis **XII**

1 Problemstellung und Aufbau der Arbeit **1**

2 Theoretische Grundlagen und vorliegende experimentelle Befunde **14**

2.1 Theoretische Grundlagen zur motorischen Kontrolle **15**

2.1.1 Physiologische Grundlagen der motorischen Kontrolle 15

2.1.1.1 Die Aktivierung von α-Motoneuronen 16

2.1.1.2 Bedeutung sensorischer Informationen 22

2.1.1.3 Anpassung der Muskelkraft – Die intramuskuläre Koordination 29

2.1.1.4 Anpassung der Gelenkmomente – Die intermuskuläre Koordination 42

2.1.2 Theorien zur motorischen Kontrolle 55

2.1.2.1 Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ 56

2.1.2.2 Equilibriumspunkt-Theorie 64

2.1.3 Variabilität als Merkmal der motorischen Kontrolle 69

2.1.3.1 Arten, Ursachen und Bedeutung von Variabilität 69

2.1.3.2 Diskussion des Driftens als ein Variabilitätsmerkmal bei zyklischen Bewegungen 75

2.1.4 Zusammenfassung der theoretischen Grundlagen zur motorischen Kontrolle 81

2.2 Theoretische Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen **88**

2.2.1 Erläuterung zentraler Begriffe: Ermüdung, neuromuskuläre Beanspruchung, Erschöpfung 88

2.2.2 Neuromuskuläre Beanspruchungen und leistungslimitierende Faktoren 101

2.2.2.1 Leistungslimitierung aufgrund peripherer Prozesse 103

2.2.2.2 Leistungslimitierung aufgrund zentraler Prozesse 109

2.2.2.3 Leistungslimitierung aufgrund einer beeinträchtigten sensorischen Informationsaufnahme 115

2.2.3 Kompensationen bei neuromuskulärer Beanspruchung 119

2.2.3.1 Zum Kompensationsbegriff 120

2.2.3.2 Die intramuskuläre Kompensation 122

2.2.3.3 Die intermuskuläre Kompensation 129

2.2.4 Grenzen der Theorien zur motorischen Kontrolle im Hinblick auf die Integration von neuromuskulären Beanspruchungen 131

2.2.5 Zusammenfassung der theoretischen Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen 133

2.3 Vorliegende experimentelle Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf Parameter des Bewegungsablaufs 137

2.3.1 Dynamische Parameter 138

2.3.2 Kinematische Parameter 142

2.3.3 Zusammenfassung der experimentellen Befunde zu Effekten neuromuskulärer Beanspruchungen auf Parameter des Bewegungsablaufs 158

2.4 Vorliegende experimentelle Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination 161

2.4.1 Kinetoren 162

2.4.1.1 Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen 162

2.4.1.2 Hinweise auf eine unterschiedlich starke neuromuskuläre Beanspruchung synergistisch wirksamer Kinetoren 168

2.4.2 Stabilisatoren 179

2.4.3 Antagonisten 183

2.4.4 Zusammenfassung der experimentellen Befunde zu Effekten neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination 184

2.5 Zusammenfassung des hypothesenrelevanten Forschungsstandes und Ableitung der allgemeinen Forschungshypothesen 190

3 Eigene experimentelle Arbeiten 197

3.1 Grundsätzliche Überlegungen zum eigenen experimentellen Ansatz 197

3.2 Experiment I: Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf von Bizepscurls 198

3.2.1 Zielstellung des Experiments I 198

3.2.2 Methode des Experiments I 198

3.2.2.1 Untersuchungsdesign und abhängige Variablen 198

3.2.2.2 Versuchspersonen 199

3.2.2.3 Bewegungsaufgabe 200

3.2.2.4 Untersuchungsablauf 203

3.2.2.5 Datenaufnahme 206

3.2.2.6 Datenanalyse 208

3.2.2.7 Statistische Auswertung 212

3.2.2.8 Operationalisierte und statistische Forschungshypothesen 216

3.2.3 Ergebnisse des Experiments I 219

3.2.4 Diskussion der Ergebnisse des Experiments I und Ableitung weiterer allgemeiner Forschungshypothesen 225

3.3 Experiment II: Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination bei Bizepscurls 236

3.3.1 Zielstellung des Experiments II 236

3.3.2 Kritische Diskussion der Vor-Beanspruchung 236

3.3.3 Grundsätzliche Überlegungen zur Interpretierbarkeit von Oberflächen-EMG-Daten 243

3.3.3.1 Zielstellung bei der Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie 244
3.3.3.2 Kurze Einführung in die Signalentstehung und Beschreibung der Einflussfaktoren auf das EMG-Signal 245
3.3.3.3 Vorliegende experimentelle Befunde zum Verhalten der EMG-Parameter unter verschiedenen Belastungsbedingungen und Diskussion möglicher Einflussfaktoren 246
3.3.3.4 Artefakte der Oberflächen-Elektromyographie 271
3.3.3.5 Die Interpretation der EMG-Parameter bei dynamischen Muskelaktionen 273
3.3.3.6 Zusammenfassende Diskussion zur Quantifizierung der Beanspruchung anhand von EMG-Daten 277
3.3.4 Methode des Experiments II 288
3.3.4.1 Untersuchungsdesign und abhängige Variablen 288
3.3.4.2 Versuchspersonen 290
3.3.4.3 Bewegungsaufgabe 290
3.3.4.4 Untersuchungsablauf 290
3.3.4.5 Datenaufnahme 294
3.3.4.6 Datenanalyse 298
3.3.4.7 Statistische Auswertung 307
3.3.4.8 Operationalisierte und statistische Forschungshypothesen 308
3.3.4.9 Ethik-Kommission 314
3.3.5 Ergebnisse des Experiments II 315
3.3.6 Diskussion der Ergebnisse des Experiments II unter Einbeziehung der Ergebnisse des Experiments I 347

4 Zusammenfassung 396

5 Ausblick 401

Literaturverzeichnis 411

Anhang 435

Abkürzungsverzeichnis

1-RM	one repetition maximum, Einer-Wiederholungs-Maximum
AB	Abspreizwinkel (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
Abb.	Abbildung
adj.	adjustiert
ADP	Adenosindiphosphat
aEMG	average Elektromyogramm
AMP	Adenosinmonophosphat
ATP	Adenosintriphosphat
AV	abhängige Variable
„B“	Faktor „Beanspruchung“
BB LH	m. biceps brachii long head
BB SH	m. biceps brachii short head
BR	m. brachioradialis
BU	Bewegungsumfang (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
ca.	circa
d.h.	das heißt
DL AC	m. deltoideus acromialis
DL CL	m. deltoideus clavicularis
DL SP	m. deltoideus spinalis
EMG	Elektromyogramm
Ext.	Extension (bei der Variablenbezeichnung)
FFT	Fast Fourier Transformation
Flex.	Flexion (bei der Variablenbezeichnung)
FT-Faser	Fast twitch-Faser
GABA	gamma-aminobutyric acid
GMP-Theorie	Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“
iEMG	integriertes Elektromyogramm
ISI	short interspike interval
JASA	Joint analysis of spectrum and amplitude
KP	Kreatinphosphat
LT	m. latissimus dorsi
m.	Musculus, Muskel
MF	Median frequency
MPF	Mean power frequency
MVC	maximal voluntary contraction; Maximalkraft
MZP	Messzeitpunkt
mVB	mit Vor-Beanspruchung
ob. UW	oberer Umkehrwinkel (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
O-EMG	Oberflächen-Elektromyogramm
oVB	ohne Vor-Beanspruchung
RMS	Root mean square
ROT	Rotationswinkel (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
s.	siehe
SENIAM	Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles
sog.	sogenannt
SR	Sarkoplasmatisches Retikulum
ST-Faser	Slow twitch-Fasern
Tab.	Tabelle
tlw.	teilweise
u.a.	unter anderem

unt. UW	unterer Umkehrwinkel (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
v.a.	vor allem
VB, „VB“	Vor-Beanspruchung, Faktor „Vor-Beanspruchung“
Vp(n)	Versuchsperson(en)
z.B.	zum Beispiel
ZD	Zyklusdauer (als Bezeichnung der abhängigen Variable)
ZNS	Zentralnervensystem
z.T.	zum Teil

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 An der Aktivierung der α-Motoneurone und der Muskulatur beteiligte Prozesse. A: Die Beeinflussung der willkürlichen Aktivierung auf verschiedenen Ebenen durch Afferenzen. B: Zusammenfassung der Inputs zu den α- und γ-Motoneuronen eines Agonisten. 18

Abb. 2 Trajektorien der Fingerspitze einer Versuchsperson über 70 Wiederholungen für die Bewegungsrichtungen 30 und 120° und die unterschiedlichen Startpositionen in Abhängigkeit vom initialen Schulterflexionswinkel. 76

Abb. 3 Schematische Darstellung der Ermüdung bei intermittierenden submaximalen Muskelaktionen. 92

Abb. 4 Zyklographische Aufnahme einer Arbeitsbewegung mit eingezeichneter Arbeitsperson. 143

Abb. 5 Extrempositionen der Säge und Gelenke einer Versuchsperson vor und nach der Vor-Beanspruchung. 145

Abb. 6 Mittlere Bewegungsumfänge im Hand-, Ellenbogen-, Schulter, Hüftgelenk und Rumpf vor und nach der Vor-Beanspruchung. 145

Abb. 7 Veränderung der Ellenbogenflexions-, Schulterflexions- und Schulterabduktionswinkel im Beanspruchungsverlauf. 147

Abb. 8 Maximaler Schulterabduktionswinkel im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend“ (dicke Linie). 147

Abb. 9 Mittlere Fehler bei der Einnahme des Ellenbogenflexionswinkels vor und direkt nach exzentrischer Beanspruchung und 2, 24, 48, 72 und 96 Std. danach. a) Referenzarm war nicht beansprucht, b) Referenzarm war beansprucht. 156

Abb. 10 EMG und gleichgerichtetes geglättetes EMG (rsEMG) des m. gastrocnemius lateralis (LG), m. gastrocnemius medialis (MG), m. soleus (SOL) im Beanspruchungsverlauf über 210 min. 164

Abb. 11 Häufigkeiten für die alleinige und kombinierte Aktivität des m. gastrocnemius lateralis (LG), m. gastrocnemius medialis (MG), m. soleus (SOL) im Beanspruchungsverlauf über 210 min. 164

Abb. 12 Median Frequency im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend“ (dicke Linie) für den m. biceps brachii, m. mid-trapezius, m. mid-deltoid, m. posterior-deltoid. 166

Abb. 13 Median Frequency des m. mid-trapezius (oben) und maximaler Schulterabduktionswinkels(unten) im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend“ (dicke Linie). 166

Abb. 14 Mittlere Median Frequency (Vierecke), Root-mean-square Amplitude (Kreise) und Faserleitgeschwindigkeit (Dreiecke): links) des m. brachioradialis und rechts) des m. biceps brachii im Beanspruchungs- und Erholungsverlauf. 169

Abb. 15 AEMG (mittleres EMG, normalisiert am Maximalkrafttest) des m. biceps brachii short head, m. biceps brachii long head, m. brachioradialis, m. brachialis, m. triceps brachii im Beanspruchungsverlauf. 174

Abb. 16 AEMG (mittleres EMG, normalisiert an initialen Werten) des m. biceps brachii short head (A), m. biceps brachii long head (B), m. brachioradialis (C), m. brachialis (D) im Beanspruchungsverlauf einer „force task“ (gefüllte Kreise) und „position task“ (transparente Kreise). 174

Abb. 17 Ausführung der Bewegungsaufgabe auf der Curlbank. 201

Abb. 18 Untersuchungsablauf Experiment I mit Belastungsintensitäten und Pausenzeiten. 203

Abb. 19 Verlauf des Ellenbogeneinschlusswinkels einer Versuchsperson während des Beanspruchungsversuchs. Markiert sind die Messzeitpunkte und damit die Bewegungszyklen, die in die Auswertung eingingen. 211

Abb. 20 Verlauf des Abspreizwinkels einer Versuchsperson während der 3 Messzeitpunkte des Beanspruchungsversuchs: a) MZP 1, b) MZP 2, c) MZP 3. 212

Abb. 21 Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer. 220

Abb. 22 Bewegungsumfang. 220

Abb. 23 Range des Abspreizwinkels. 221

Abb. 24 Range des Rotationswinkels. 221

Abb. 25 Oberer und unterer Umkehrwinkel. 222

Abb. 26 Mittlerer Abspreizwinkel. 223

Abb. 27 Mittlerer Rotationswinkel. 223

Abb. 28 Trajektorien von Schulter- und Ellenbogengelenk (grün) und Handgelenk (rot) einer Versuchsperson während des ersten Zyklus des MZP 1 und der drei Zyklen zu MZP 3. 227

Abb. 29 Kraft und EMG des m. biceps brachii (geglättetes und gleichgerichtetes Signal) während einer willkürlichen isometrischen Muskelaktion: A) Mit konstanter Belastungsintensität von 50% MVC. B) Mit maximaler Belastungsintensität. 253

Abb. 30 Mean power frequency (MPF): a) während einer maximalen isometrischen Ellenbogenflexion über 60 s und b) während einer isometrischen Ellenbogenflexion mit 50% MVC über 60 s. 268

Abb. 31 Mittleres AEMG (normalisiert am Maximalkrafttest) während dynamischer Ellenbogenflexionen und -extensionen und während einer isometrischen Ellenbogenflexion von 3 s Dauer, die direkt vor und nach der erschöpfenden dynamischen Bewegungsaufgabe ausgeführt wurden. 275

Abb. 32 Mittlere Mean power frequency während dynamischer Ellenbogenflexionen und -extensionen und während einer isometrischen Ellenbogenflexion von 3 s Dauer, die direkt vor und nach der erschöpfenden dynamischen Bewegungsaufgabe ausgeführt wurden. 275

Abb. 33 Gemeinsame Analyse von Frequenz- und Amplitudenparametern (JASA). Im JASA plot sind die Veränderungen der elektrischen Aktivität (EA) und der Median frequency (MF) pro Minute verschiedener Muskeln eines Operateurs während einer urologischen Operation dargestellt. Der Grafik können die Ursachenzuschreibungen für die gefundenen Veränderungen entnommen werden. 280

Abb. 34 Untersuchungsablauf Experiment II mit Belastungsintensitäten und Pausenzeiten. 291

Abb. 35 Zyklusdauer im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. Flexions- und Extensionsdauer im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 317

Abb. 36 Bewegungsumfang im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 317

Abb. 37 Range des Abspreizwinkels im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 318

Abb. 38 Range des Rotationswinkels im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 318

Abb. 39 Oberer und unterer Umkehrwinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 319

Abb. 40 Mittlerer Abspreizwinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 320

Abb. 41 Mittlerer Rotationswinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I. 320

Abb. 42 MF des BB LH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 322

Abb. 43 iEMG des BB LH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 322

Abb. 44 MF des BB SH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 323

Abb. 45 iEMG des BB SH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 323
Abb. 46 MF des BR während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 325
Abb. 47 iEMG des BR während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 325
Abb. 48 iEMG der Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung: a) DL CL; b) DL AC; c) DL SP; d) LT. 327
Abb. 49 MF des BB LH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 330
Abb. 50 iEMG des BB LH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 330
Abb. 51 MF des BB SH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 331
Abb. 52 iEMG des BB SH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 331
Abb. 53 MF des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 333
Abb. 54 iEMG des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 333
Abb. 55 iEMG Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung. 334
Abb. 56 MF des BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung im Experiment II. 336
Abb. 57 iEMG des BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung im Experiment II. 336
Abb. 58 Mittlerer Abspreizwinkel während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 338
Abb. 59 Mittlerer Rotationswinkel während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 338
Abb. 60 MF des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 339
Abb. 61 iEMG des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 339
Abb. 62 iEMG der Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit Vor-Beanspruchung. 344
Abb. 63 iEMG des BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 344
Abb. 64 MF des BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 344
Abb. 65 Zyklusdauer im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 346
Abb. 66 Bewegungsumfang im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 346
Abb. 67 Range des Abspreizwinkels während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 346
Abb. 68 Range des Rotationswinkels während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung. 346
Abb. 69 iEMG der Kinetoren BB LH, BB SH und BR während der letzten 3 Zyklen der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung (= MZP 3). 375

Tabellenverzeichnis

Tab. 1 *Ermüdungsdefinitionen nach Edwards (1981).* 90

Tab. 2 *Stabilisierung von Leistungsparametern und des Bewegungsablaufs auf der Grundlage von intra- und intermuskulären Kompensationen* 121

Tab. 3 *Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen.* 217

Tab. 4 *Statistische Kennwerte für die Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer.* 220

Tab. 5 *Statistische Kennwerte für den Range des Abspreiz- und Rotationswinkels.* 221

Tab. 6 *Statistische Kennwerte für den oberen und unteren Umkehrwinkel.* 223

Tab. 7 *Statistische Kennwerte für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel.* 224

Tab. 8 *Frequenzparameter (initialer Wert, Endwert, absolute und relative Abnahme im Beanspruchungsverlauf) von BB und BR verschiedener Studien.* 270

Tab. 9 *Gegenüberstellung der zentralen und peripheren amplitudenerhöhenden und -reduzierenden Einflussfaktoren und Zuordnung möglicher Ursachen.* 286

Tab. 10 *Gegenüberstellung der zentralen und peripheren frequenzerhöhenden und -reduzierenden Einflussfaktoren und Zuordnung möglicher Ursachen.* 287

Tab. 11 *Muskeln der oberen Extremität, der Schulter und des Rumpfes mit ihren Funktionen am Ellenbogen-, Radioulnar- und Schultergelenk.* 289

Tab. 12 *Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zur neuromuskulären Beanspruchung der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.* 311

Tab. 13 *Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.* 311

Tab. 14 *Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zum Einfluss der Vor-Beanspruchung auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.* 312

Tab. 15 *Statistische Kennwerte für die Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer.* 317

Tab. 16 *Statistische Kennwerte für den Range des Abspreiz- und Rotationswinkels.* 318

Tab. 17 *Statistische Kennwerte für den oberen und unteren Umkehrwinkel.* 320

Tab. 18 *Statistische Kennwerte für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel.* 321

Tab. 19 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BB LH während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.* 322

Tab. 20 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BB LH während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.* 323

Tab. 21 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BB SH während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.* 324

Tab. 22 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BB SH während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.* 324

Tab. 23 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BR während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.* 325

Tab. 24 *Statistische Kennwerte für die MF und das iEMG für den BR während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.* 325

Tab. 25 *Statistische Kennwerte für das iEMG für den DL CL während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 326

Tab. 26 *Statistische Kennwerte für das iEMG für den DL AC während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 328

Tab. 27 *Statistische Kennwerte für das iEMG für den DL SP während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 328

Tab. 28 *Statistische Kennwerte für das iEMG für den LT während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 329

Tab. 29 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und die Muskeln BR und BB LH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 330

Tab. 30 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BR und BB LH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 330

Tab. 31 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und die Muskeln BR und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 331

Tab. 32 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BR und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 332

Tab. 33 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 333

Tab. 34 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 334

Tab. 35 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.* 335

Tab. 36 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Vor-Beanspruchung. Zur Überprüfung des Effekts des Faktors „B“ auf die MF (in Hz) und das iEMG bei jedem Muskel (post hoc Einzelvergleiche) wurden t-Tests gerechnet.* 337

Tab. 37 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel für die Ellenbogenflexion.* 339

Tab. 38 *Statistische Kennwerte für die dreifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ und dem Faktor „Muskel“ für die MF und das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion. Zur Überprüfung der Interaktion „B*Muskel“ mit Vor-Beanspruchung (post hoc Einzelvergleiche) wurde eine zweifaktorielle ANOVA gerechnet.* 340

Tab. 39 *Statistische Kennwerte für die dreifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ und dem Faktor „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion (links). Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion mit Vor-Beanspruchung (rechts).* 342

Tab. 40 *Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ für die MF und das iEMG und den Muskel BR für die Ellenbogenflexion.* 345

1 Problemstellung und Aufbau der Arbeit

Untersuchungsgegenstand und -ansatz

Die vorliegende bewegungswissenschaftliche Arbeit befasst sich mit unmittelbaren systematischen Effekten von neuromuskulären Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und auf die intermuskuläre Koordination, welche dem Bewegungsablauf zugrunde liegt. Das grundlegende Forschungsinteresse gilt den kurzfristigen Anpassungen im motorischen System, den Regulationsprozessen und Kompensationen, die stattfinden, wenn hoch beanspruchende Bewegungsaufgaben ausgeführt werden.

Einschränkend muss angemerkt werden, dass einzelne Untersuchungen, die im Rahmen einer solchen Arbeit durchführbar sind, kein umfassendes Bild, sondern nur Hinweise auf diese Prozesse liefern können und zwar immer nur aus einem bestimmten Blickwinkel heraus. Bei der vorliegenden Arbeit ergeben sich die Hinweise aus elektromyographischen Daten (integriertes EMG (iEMG) und Median Frequency (MF)) verschiedener Kinetoren und Stabilisatoren bei einer zyklisch ausgeführten eingelenkigen Bewegungsaufgabe. Konkret wurden Ellenbogenflexionen und -extensionen, sogenannte Bizepscurls, als Bewegungsaufgabe ausgewählt. Die EMG-Parameter werden im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe der Muskeln während verschiedener Zeitpunkte der als Kraftausdauerbelastung einzustufenden Belastung (ausgeführt bis zur subjektiven Erschöpfung) interpretiert. Auf der Grundlage der derzeitigen Erkenntnisse zur Interpretation von EMG-Daten und anhand von Plausibilitätsüberlegungen zur funktionellen Anatomie werden das Ausmaß stattfindender intramuskulärer Kompensationen und das Verhalten der Kraft einzelner Muskeln abgeschätzt. Aussagen zur intermuskulären Koordination und damit über das Zusammenwirken von Muskelaktionen werden durch den Vergleich der EMG-Parameter der verschiedenen Muskeln möglich. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit interessieren im Bereich der intermuskulären Koordination nicht die genauen An- und Ausschaltzeitpunkte verschiedener Muskeln, sondern die relative Beanspruchungshöhe verschiedener Kinetoren und Stabilisatoren sowie die mögliche Veränderung relativer Muskelkräfte im Beanspruchungsverlauf. Zusätzlich zu den EMG-Parametern geben Parameter des Bewegungsablaufs, d.h. der mechanisch verstandenen und von außen beobachtbaren Bewegung, Hinweise auf Veränderungen der intermuskulären Koordination. Generell bietet

die Analyse und Interpretation der Variabilität von Bewegungen einen Ansatz zur Erforschung von Kontrollprozessen (im Überblick Button, Davids & Schöllhorn, 2006). Die Analyse kinematischer Parameter hilft auch bei der Einschätzung, ob Veränderungen der intermuskulären Koordination als Kompensationen interpretiert werden können und welche Bewegungsparameter vom motorischen System eher konstant gehalten werden als andere. Im Speziellen wird untersucht, wie sich verschiedene Technikmerkmale der gewählten Krafttrainingsübung unter zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung verändern. Zu diesen gehören Bewegungsumfang und -dauer der Ellenbogenextensionen und -flexionen. Für die Aufrechterhaltung beider kinematischer Parameter werden hauptsächlich die Kraftfähigkeiten der Kinetoren, welche durch die Ausführung der Bewegungsaufgabe zunehmend beansprucht werden, verantwortlich gemacht. Voraussetzung für diese Annahme ist, dass die Konstanthaltung beider Parameter gleich bedeutsam ist und vom motorischen System auch gleich gut kontrolliert werden kann. Theoretisch sind bei submaximaler Belastungsintensität Effekte auf diese Parameter erst zu erwarten, wenn die Leistungsfähigkeit der ausführenden Muskulatur so stark gesunken ist, dass die benötigten Kräfte nicht mehr realisiert werden können. Vorher können Veränderungen der EMG-Parameter, aber auch Veränderungen von Parametern des Bewegungsablaufs im Hinblick auf erfolgreiche Kompensationen diskutiert werden. Um Hinweise darauf zu finden, welche Regulationsprozesse und Kompensationen stattfinden, werden Rotations- und Abspreizbewegungen im Schultergelenk (Innen- und Außenrotation, Ab- und Adduktion im Glenohumeralgelenk) untersucht. Von besonderer Bedeutung ist damit die Untersuchung von Gelenkbewegungen in einem Gelenk, in welchem gemäß der Bewegungsaufgabe keine Bewegung stattfinden soll. Als Ursachen für eine verringerte Stabilisation von Gelenken werden häufig allgemein eine Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren und eine eingeschränkte motorische Kontrolle bei hoher Beanspruchung genannt (im Überblick van Dieën, van der Burg, Raaijmakers & Toussaint, 1998). Aus dem Blickwinkel von Regulationsprozessen können sie jedoch wichtige Hinweise auf die intermuskuläre Koordination von Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren, welche neben ihrer Funktion als Kinetor auch Funktionen an zu stabilisierenden Gelenken haben, liefern. Bei der gewählten Bewegungsaufgabe könnte z.B. ein veränderter rela-

tiver Kraftbeitrag der beiden zweigelenkigen Köpfe des m. biceps brachii zu veränderten Momenten am Schultergelenk führen, da beide Köpfe unterschiedliche Funktionen an eben diesem Gelenk haben.

Da die Regulationsprozesse und Kompensationen, denen das eigene Forschungsinteresse gilt, nicht direkt messbar sind, werden die beanspruchungsbedingten Veränderungen der EMG-Parameter und des Bewegungsablaufs beschrieben und im Hinblick auf mögliche stattfindende Prozesse diskutiert. Die Generalisierung der Ergebnisse ist dadurch eingeschränkt, dass leistungslimitierende Prozesse und Kompensationen stark von der Bewegungsaufgabe und damit von den beteiligten organismischen Prozessen und Systemen inklusive der Muskeln mit ihrer spezifischen Muskelfaserzusammensetzung und Funktion abhängig sind. Generell sollen Hinweise darauf gefunden werden, ob synergistisch wirksame Kinetoren unterschiedlich stark beansprucht werden und ob in der Folge Regulationsprozesse und unter diesen speziell intermuskuläre Kompensationen stattfinden. Die Bedeutung zweigelenkiger Kinetoren, die Funktionen an zu stabilisierenden Gelenken haben, soll im Hinblick auf die Gelenkstabilisation diskutiert werden. Darüber hinaus können grundsätzliche Annahmen darüber gemacht werden, ob intramuskuläre Kompensationen bei den Stabilisatoren erfolgreich sind und der Kraftoutput zum Stabilisieren der Gelenke bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch der Bewegungsaufgabe ausreichend ist oder ob die Stabilisatoren so hoch beansprucht werden, dass ein Grund für eine verringerte Gelenkstabilisation in reduzierten Kraftfähigkeiten der Stabilisatoren gesehen werden kann. Neben dem grundlegenden Interesse, Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen zu finden, kann die Arbeit auch Informationen darüber liefern, warum Gelenke, die gemäß der Aufgabenstellung stabilisiert werden sollen, mit zunehmender Beanspruchung nicht mehr stabilisiert werden können.

Forschungsbereich und Einblick in den Forschungsstand

Befunde zum vorliegenden Untersuchungsgegenstand finden sich in der Ermüdungsforschung, da ein Forschungsbereich „Neuromuskuläre Beanspruchungen“ nicht als solcher existiert. Der Ermüdungsbegriff wird selbst jedoch kritisch gesehen, weshalb er in dieser Arbeit nur im Zusammenhang mit der Darstellung theoretischer Grundlagen und vorliegender empirischer Befunde

verwendet wird, wenn die zitierten Autoren diesen Begriff verwenden. Da die Ermüdung nicht eindeutig definiert und die Erfassung von Ermüdung eingeschränkt ist (u.a. Abiss & Laursen, 2005; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Boutellier & Ulmer, 2005; Edwards, 1981; im Überblick Olivier, 1996; Schmidtke, 1965) können die während der Ausführung einer Bewegungsaufgabe gefundene Veränderungen verschiedener Parameter entgegen der weitverbreiteten Tradition nicht generell auf Ermüdung zurückgeführt werden, sondern auf vorliegende Beanspruchungen (Olivier, 1996). Bei Muskelaktionen werden verschiedene Organsysteme beansprucht, so dass Teilbeanspruchungen unterschieden werden können, von denen die neuromuskulären Beanspruchungen das Nerven- und Muskelsystem betreffen.

In der Ermüdungsforschung finden sich Hinweise darauf, welche Effekte neuromuskuläre Beanspruchungen auf Bewegungen haben. Eine systematische Untersuchung der Effekte der Beanspruchung von Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination findet sich jedoch nicht. Die Wissenschaftler widmeten sich in den meisten Fällen entweder dem Bewegungsablauf oder der intermuskulären Koordination. Darin wird ein starkes Defizit gesehen, da die Erfassung von Veränderungen auf beiden Ebenen bedeutsam ist, um Zusammenhänge aufdecken und Erkenntnisse über stattfindende Kompensationen gewinnen zu können.

Grundsätzlich kann angenommen werden, dass neuromuskuläre Beanspruchungen dazu führen können, dass sich Bewegungen verändern. Dabei ist nicht jede Veränderung auf neuromuskuläre Beanspruchungen zurückzuführen, da Variabilität ein generelles Kennzeichen menschlicher Bewegung ist (Latash, Scholz & Schöner, 2002; Loosch, 1997; Müller, 2001; Neumaier, 2003; Newell, Deutsch, Sosnoff & Mayer-Kress, 2006; Newell & Slifkin, 1998; im Überblick Wiemeyer, 1992). Bei genauer Betrachtung gleicht keine Bewegung der anderen, auch nicht, wenn sich um eine exakte Wiederholung bemüht wird. Allgemein wird dafür die hohe Anzahl von Freiheitsgraden im motorischen System und ein Rauschen verantwortlich gemacht (Müller & Sternad, 2004). Neuromuskuläre Beanspruchungen beeinflussen die Nutzung und Nutzbarkeit dieser Freiheitsgrade und können zu systematischen Veränderungen von kinematischen Parametern und EMG-Parametern führen. Freiheitsgrade können verschiedenen Ebenen im motorischen System zugeordnet werden: Motorische

Einheiten, Muskeln, Gelenke. Unumstritten ist, dass auf der untersten Ebene intramuskuläre Kompensationen dazu führen, dass die Kraft eines Muskels konstant gehalten werden kann, wenn bei bereits aktivierten motorischen Einheiten Kraftverluste auftreten. Einschätzungen des Ausmaßes intramuskulärer Kompensationen sind anhand von EMG-Daten möglich und im Rahmen der vorliegenden Arbeit erforderlich, um Aussagen über die momentane Leistungsfähigkeit der Muskulatur und die Notwendigkeit intermuskulärer Kompensationen machen zu können. Sie sind jedoch kein zentraler Untersuchungsgegenstand.

Werden Gelenke verändert eingesetzt, spricht man von der Nutzung kinematischer Freiheitsgrade. Diese kann über die Erfassung von Parametern des Bewegungsablaufs untersucht werden. Werden synergistisch wirksame Muskeln an einem Gelenk verändert eingesetzt, spricht man von der Nutzung muskulärer Freiheitsgrade. Über die veränderte Nutzung muskulärer Freiheitsgrade können EMG-Parameter Aufschluss geben, da kinematische Parameter unverändert bleiben können.

Unabhängig davon, ob kinematische oder muskuläre Freiheitsgrade bei neuromuskulären Beanspruchungen genutzt werden, verändert sich die intermuskuläre Koordination und es wird teilweise von Kompensation gesprochen (u.a. Ament, Bonga, Hof & Verkerke, 1996; Côté, Mathieu, Levin & Feldman, 2002; Forestier & Nougier, 1998; Kouzaki & Shinohara, 2006; Michel, 2003; Tamaki et al., 1998; Türk-Noack & Thorhauer, 2001; Voge & Dingwell, 2003). Eine Interpretation von Veränderungen im Hinblick auf Kompensationen ist vor allem dann möglich, wenn Bewegungsmerkmale, die als zielrelevant eingeschätzt werden, konstant bleiben. Beispiele hierfür finden sich bei der Untersuchung des Bewegungsablaufs von mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben (Bonato, Boissy, Croce & Roy, 2002; Côté et al., 2002; Côté, Raymond, Mathieu, Feldman & Levin, 2005; Trafimow, Schipplein, Novak & Andersson, 1993; van Dieën et al., 1998). So kann das Heben einer Last durch eine Flexions-Extensionsbewegung in den Gelenken der unteren Extremität und/ oder des Rumpfes erfolgen (Bonato et al., 2002; Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998). Die Einschätzung einer Kompensationsfunktion ist generell jedoch nicht unkritisch und es finden sich auch alternative Erklärungsansätze für gefundene Veränderungen. Dazu gehört die beanspruchungsbedingte Einschränkung der motorischen Kontrolle, was vor allem an Gelenkwinkel-Reproduktionsaufgaben un-

tersucht wird, die ohne visuelle Kontrolle ausgeführt werden und damit einen Rückschluss auf die Funktionsfähigkeit der Propriozeption erlauben (Brocket, Warren, Gregory, Morgan & Proske, 1997; Forestier, Teasdale & Nougier, 2002; Jaric et al., 1999; Walsh, Hesse, Morgan & Proske, 2004). Auch eine reduzierte Stabilisierung von Gelenken wird vor dem Hintergrund einer eingeschränkten motorischen Kontrolle diskutiert (Brown, Rosenbaum & Sainburg, 2003; Nougier et al., 1996; van Dieën et al., 1998). Andererseits wird auch das Anstreben einer effizienteren Ausführung der Bewegung als Grund für Veränderungen im Bewegungsablauf genannt (Brown et al., 2003; Côté et al., 2002; Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998), was neben Kompensationen für eine Anpassung und gegen eine beanspruchungsbedingte Einschränkung der motorischen Kontrolle spricht. Bezüglich der Funktionsfähigkeit der motorischen Kontrolle besteht in den verschiedenen Erklärungsansätzen somit ein Gegensatz. Zielgerichtete Kompensationen sprechen für eine an den muskulären Funktionszustand gut angepasste Kontrolle. Eine verschlechterte Wahrnehmung von Gelenkstellung und -bewegungen spricht dagegen für eine schlechtere Kontrolle, die auf einer eingeschränkten Propriozeption beruhen kann. An dieser Stelle sei kurz angemerkt, dass Beeinträchtigungen auf zentraler Ebene oder die sogenannte zentrale Ermüdung v.a. mit sehr langandauernden Belastungen in Verbindung gebracht werden (Bigland-Ritchie, Furbush & Woods 1986; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Duchateau, 2008; Klass, Guissard & Duchateau, 2004). Für kurze hochintensive Belastungen gibt es keine eindeutigen Hinweise. Insgesamt ist ungeklärt, inwieweit die motorische Kontrolle tatsächlich unter hohen neuromuskulären Beanspruchungen verschlechtert ist und welche Ziele mit gefundenen Veränderungen im Bewegungsablauf verbunden sein könnten. Zur Einschätzung der Bedeutung müssen Veränderungen immer im Hinblick auf zielrelevante Bewegungsmerkmale diskutiert werden, so dass zwischen Ausführungs- und Ergebniskonstanz zu unterscheiden ist.

Von den EMG-Studien, die neben den Untersuchungen zum Bewegungsablauf eine zweite Klasse von Untersuchungen bilden, sind keine zusätzlichen Informationen über die Ziele des motorischen Systems, dafür aber über die stattfindenden Regulationsprozesse und Kompensationen zu erwarten. Über intermuskuläre Kompensationen bei „natürlichen“ Bewegungen ist insgesamt jedoch

sehr wenig bekannt. Dass sie möglich sind, wird besonders durch Studienergebnisse deutlich, die zeigen, dass nach einer Vor-Beanspruchung eines Kinetors die Bewegungsaufgabe auf der Grundlage von Aktivitätsverlängerungen und -erhöhungen der nicht vor-beanspruchten Muskeln weiterhin realisiert werden kann (Akima, Foley, Prior, Dudley & Meyer, 2002; Michel, 2003; Türk-Noack & Thorhauer, 2001). Darüber hinaus zeigen experimentelle Befunde zu alternierenden Aktivitäten von synergistisch wirksamen Muskeln bei sehr geringen Beanspruchungsintensitäten, dass die relativen Kraftbeiträge der Muskeln veränderbar sind (Holtermann, Grönlund, Karlsson & Roeleveld, 2008; Kouzaki, Shinohara, Masani & Fukunaga, 2004; Kouzaki & Shinohara, 2006; Tamaki et al., 1998; Voge & Dingwell, 2003). Die grundsätzliche Möglichkeit von intermuskulären Kompensationen auch unter Nutzung muskulärer Freiheitsgrade wird anhand der vorliegenden Befunde nicht in Frage gestellt. Fraglich ist jedoch, welche Bedingungen bei einer Bewegungsaufgabe, bei der keine Vor-Beanspruchung erfolgt und bei der aufgrund relativ hoher Intensitäten alternierende Aktivitäten einschränkt sind, zum Auftreten intermuskulärer Kompensationen führen. Hier gibt es lediglich Hinweise darauf, dass Muskeln unterschiedlich stark beansprucht werden können (Ament et al., 1996; Gamet & Maton; 1989; Gefen, Megido-Ravid, Itzchak & Arcan, 2002; Guével, Hogrel & Marini, 2000; Hunter, Lepers, MacGillis & Enoka, 2003; Kouzaki, Shinohara & Fukunaga, 1999; Kouzaki et al., 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Molinari, Knaflitz, Bonato & Actis, 2006; Nagata, Arsenault, Gagnon, Smyth & Mathieu, 1990; Rudroff, Poston, Shin, Bojsen-Møller & Enoka, 2005). Aufgrund einer unterschiedlichen Beanspruchung könnten einerseits Kompensationen notwendig werden (bei Leistungseinbußen der am höchsten beanspruchten Muskeln) und andererseits auch Kompensationen möglich sein (durch Muskeln, die bisher relativ gering beansprucht wurden). Auch für Stabilisatoren lassen sich eine Zunahme der Beanspruchung und teilweise auch muskelspezifische Beanspruchungen im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe feststellen (Hunter, Ryan, Ortega & Enoka, 2002; Le Bozec & Bouisset, 2004; Michel, 2003; Rudroff et al., 2005; Rudroff, Barry, Stone, Barry & Enoka, 2007). Dabei ist anhand der EMG-Befunde nicht eindeutig zu beantworten, ob diese Muskelgruppe tatsächlich so hoch beansprucht wird, dass sie die zur Stabilisation notwendigen Kräfte nicht mehr generieren kann. Es wird vermutet,

dass allein die Erhöhung der aktiven Muskelmasse einen leistungsnegativen Effekt hat (Rudroff et al., 2007). Auch über intermuskuläre Kompensationen zwischen verschiedenen Stabilisatoren ist kaum eine Aussage möglich.
Insgesamt können anhand der vorliegenden publizierten Studien und theoretischen Grundlagen noch keine zufriedenstellenden Aussagen darüber gemacht werden, ob synergistisch wirksame Kinetoren unterschiedlich stark und Stabilisatoren hoch beansprucht werden und ob in der Folge Regulationsprozesse und intermuskuläre Kompensationen stattfinden. Hier soll die vorliegende Arbeit weitere Hinweise liefern, wobei die Zusammenhänge zwischen den Regulationsprozessen auf muskulärer Ebene und dem Bewegungsablauf von besonderem Interesse sind. Spezielle Fragen betreffen die Beanspruchung und Koordination von zweigelenkigen Kinetoren und Stabilisatoren und deren Bedeutung für die Gelenkstabilisierung.

Entwicklung des Forschungsinteresses und praktische Bedeutung der Grundlagenforschung

Bevor abschließend der Aufbau der Arbeit skizziert wird, soll noch kurz beschrieben werden, wie sich das Interesse an der Grundlagenforschung zu Effekten von neuromuskulären Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination in der Arbeitsgruppe um Prof. Dr. Norbert Olivier entwickelte und wie die praktische Bedeutung des Themas eingeschätzt wird. Ausgangspunkt waren Ergebnisse von Forschungsarbeiten zum motorischen Lernen, die sich auf dem bisherigen Erkenntnisstand nicht einfach erklären lassen. Die Ergebnisse zeigten entgegen den Erwartungen, dass hohe konditionelle Belastungen in den meisten Fällen nicht zu negativen Effekten auf die Lernleistung führen, auch dann nicht, wenn die Lernaufgabe aufgrund der hohen Beanspruchungen nicht mehr korrekt ausgeführt werden kann (Dillinger, 2001; Olivier, 1996; im Überblick Olivier, Augste, Keim & Klippel, 2001) oder Aneignungsleistungen verschlechtert sind, was bereits die Bachman-Leiter-Experimente von Stelmach (1969) zeigten (im Überblick Olivier et al., 2001). Um die Ergebnisse erklären zu können, ist mehr Grundlagenwissen darüber notwendig, wie die Koordination unter hoher Beanspruchung erfolgt und welche Regulationsprozesse stattfinden, die letztlich auch ein Bewegungslernen ermöglichen. Denn die bisherigen Theorien zur motorischen Kontrolle helfen nicht

bei der Erklärung von Koordinationsleistungen unter dem Einfluss hoher neuromuskulärer Beanspruchungen. Die Equilibriumspunkt-Theorie, die von einer reflektorischen Aktivierung von Muskeln ausgeht, integriert zum Beispiel nicht eine beanspruchungsbedingt veränderte Reflexaktivität oder reduzierte Reflexantworten. Auch die Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ integriert nicht den neuromuskulären Funktionszustand, der sich bei konditioneller Belastung verändert und neben anderen Ausgangsbedingungen (z.B. Gelenkstellungen) theoretisch die Auswahl der Programmparameter mitbestimmen muss. Olivier (1996) diskutierte daher die Notwendigkeit der Integration des neuromuskulären Funktionszustandes in die vom motorischen System vor Bewegungsausführung zu erfassenden Ausgangsbedingungen und formulierte eine „Parameterregulations-Hypothese“ (s. Kapitel 2.2.4). Bedeutsam wäre in diesem Zusammenhang zu zeigen, dass sich die zentrale Aktivierung tatsächlich an einen veränderten neuromuskulären Funktionszustand anpasst. Würde die Steuerung der Muskelaktionen bei Veränderung des muskulären Funktionszustandes ständig modifiziert, hätte das Bedeutung für das Bewegungslernen, da es ein Hinweis dafür wäre, dass Bewegungserfahrungen unter hohen Beanspruchungen mindestens für Bewegungen notwendig sind, die im Wettkampf unter hohen Beanspruchungen erbracht werden müssen. Veränderte Ausführungsbedingungen können also eventuell sogar lernrelevant sein. Wenn mehr Grundlagenwissen zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die motorische Kontrolle vorhanden ist und bestenfalls bestehende Theorien zur motorischen Kontrolle erweitert sind, erlangt die Grundlagenforschung zu neuromuskulären Beanspruchungen demnach auch praktische Bedeutung im Bereich des motorischen Lernens. Hypothesen können dann gezielt aufgestellt und überprüft werden. Diese könnten zum Beispiel die Frage betreffen, ob Techniktraining unter hohen konditionellen Belastungen ausgeführt werden soll, wenn im Wettkampf ebensolche auftreten. Bisher zeigen die experimentellen Befunde entgegen den Erwartungen, dass Techniktraining, welches unter konditionellen Belastungsbedingungen ausgeführt wird, gegenüber unbelastet durchgeführtem Techniktraining keine Vorteile für die Lernleistung hat, die unter konditionellen Belastungsbedingungen erbracht wird (Olivier et al., 2001). Über die effektive Gestaltung von motorischen Lernprozessen hinaus hat die Untersuchung von beanspruchungsbedingten Effek-

ten überall dort praktische Bedeutung, wo hohe neuromuskuläre Beanspruchungen auftreten: im Alltag, im Berufsleben und im Sport. Die Effekte der Beanspruchungen sind von Bedeutung, wenn es um die möglichst lange Aufrechterhaltung der Leistung und die Prävention von Unfällen, Verletzungen und Schädigungen geht. Aus diesem Grund wird verstärkt in der Arbeitswissenschaft Ermüdungsforschung betrieben. Untersucht werden hier zum Beispiel die sogenannten „repetitive stress injuries“ oder „work-related muscular skeletal disorders“, für die hohe Beanspruchungen bzw. beanspruchungsbedingte fehlerhafte Haltungen und Bewegungen als Ursache diskutiert werden (Côté et al., 2005; Voge & Dingwell, 2003). Für diesen Bereich sind zum einen Veränderungen im Bewegungsablauf interessant, da für Schädigungen am Bewegungsapparat häufig bestimmte Bewegungen verantwortlich gemacht werden. So werden für Schulterverletzungen/-schädigungen zum Beispiel häufige Schulterabduktionen und -flexionen als Ursachen diskutiert (im Überblick Côté et al., 2005). Sind solche Ursachen identifiziert, können Veränderungen im Bewegungsablauf im Hinblick auf ihr Gefährdungspotential diskutiert werden. Andererseits könnten auch die intermuskulären Kompensationen interessant sein, um ein Schädigungsrisiko einschätzen zu können. Spezifische Kompensationen bei verschiedenen Bewegungsaufgaben könnten Hinweise darauf geben, welche Muskeln bei bestimmten Bewegungsaufgaben höchsten Beanspruchungen ausgesetzt sind und für welche Muskeln die Beanspruchungshöhe erst im Beanspruchungsverlauf zunimmt. Auch für die möglichst lange Aufrechterhaltung einer Leistung zum Beispiel im Wettkampf oder im Arbeitsprozess ist grundlegendes Wissen in diesem Bereich interessant. So könnten spezielle Trainingsinterventionen (Kraft- und Koordinationstraining) geplant werden, die über die Verbesserung von intermuskulären Kompensationen zur Erschließung von Leistungsreserven führen. Im Krafttraining könnten über bestimmte Bewegungsausführungen gezielt die Muskeln trainiert werden, für welche die höchsten Beanspruchungen analysiert wurden. In Sportarten, in denen es um die präzise Realisierung von Formbewegungen (Turnen, Tanz) geht, könnte besonderes Augenmerk auf zweigelenkige Kinetoren und auch Stabilisatoren gelegt werden. In Sportarten, in denen mehr Ausführungsvariabilität möglich ist und ökonomische, funktionale Bewegungsausführungen von Bedeutung sind (Rudern, Spielsportarten), könnten gezielt Bewegungstechniken erlernt werden,

um bestimmte Muskeln oder Muskelgruppen im Falle hoher Beanspruchungen kompensatorisch nutzen zu können. Bisher sind sowohl die Aussagen zum Gefährdungspotential eines veränderten Bewegungsablaufs, als auch zur gezielten Nutzung von Kompensationen zur Leistungssteigerung sehr hypothetisch, weshalb mehr Grundlagenwissen notwendig ist.

Die vorliegende grundlagenorientierte Arbeit erhebt nicht den Anspruch die Befunde der Lernexperimente zu erklären. Des Weiteren werden auch keine Empfehlungen für das Bewegungslernen, Trainingsinterventionen im Krafttraining oder für die Vermeidung von Verletzungen und Schädigungen gegeben werden können. Dazu sind weiterführende Forschungsarbeiten notwendig. Hinweise auf Kompensationen und die Ursachen für eine reduzierte Gelenkstabilisierung sind zunächst nur ein weiterer Baustein im Erkenntnisprozess, der letztlich auch die Praxis beeinflussen kann. Grundlagenforschung ist für die Theoriebildung notwendig und hier setzt die eigene Arbeit an.

Aufbau der Arbeit

Im Kapitel 2.1 werden zunächst die Grundlagen zur motorischen Kontrolle behandelt, da das Verständnis über grundlegende Prozesse für die Diskussion des Einflusses neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination von Bedeutung ist. Das Wissen zur motorischen Kontrolle kann dabei zwei Ebenen zugeordnet werden. Auf einer Ebene werden auf der Basis empirischer Befunde Theorien zur Kontrolle der Muskelkräfte und Gelenkmomente entwickelt. Auf einer anderen Ebene werden einzelne physiologische Prozesse, welche an der Muskelaktivierung und der Generierung von Gelenkmomenten beteiligt sind, untersucht und beschrieben. Dabei werden in der vorliegenden Literatur bei weitem nicht alle dieser Befunde vor dem Hintergrund vorhandener Theorien zur motorischen Kontrolle diskutiert oder zur Modifizierung und Entwicklung von Theorien genutzt. Daher werden beide Ebenen in verschiedenen Kapiteln vorgestellt (2.1.1 und 2.1.2). Anschließend erfolgt im Kapitel 2.1.3 eine Auseinandersetzung mit der für menschliche Bewegungen so typischen Variabilität und deren Bedeutung für die Lösung von Bewegungsaufgaben, um die Grundlage für die Einschätzung von beanspruchungsbedingten Veränderungen kinematischer Parameter und EMG-Parameter zu schaffen. Erst nachdem grundlegende Sachverhalte zum Funk-

tionieren der motorischen Kontrolle dargelegt wurden, werden neuromuskuläre Beanspruchungen und deren Effekte auf die motorische Kontrolle im Kapitel 2.2 thematisiert. Zunächst wird im Kapitel 2.2.1 erläutert, was unter neuromuskulären Beanspruchungen zu verstehen ist und warum der Ermüdungsbegriff kritisch gesehen wird. Die Diskussion verschiedener peripherer und zentraler leistungslimitierender Faktoren im Kapitel 2.2.2 soll einschätzen helfen, ob bei der Ausführung von Bewegungsaufgaben Beanspruchungen im Zentralnervensystem (ZNS) so hoch sind, dass die motorische Kontrolle (zentrale Prozesse der Bewegungskontrolle) eingeschränkt ist und als Ursache für Veränderungen im Bewegungsablauf herangezogen werden kann. Da Bewegungsleistungen ebenfalls durch sensorische Informationen beeinflusst werden, werden darüber hinaus Faktoren für eine Verschlechterung der Wahrnehmung und eine reduzierte reflexbedingte Aktivierung der α-Motoneurone diskutiert. Im Kapitel 2.2.3 werden die Erkenntnisse zu intra- und intermuskulären Kompensationen zusammengefasst. Da die intermuskulären Kompensationen zentrale Bedeutung im Rahmen der vorliegenden Arbeit haben und die Grundlagenliteratur in diesem Bereich wenig ergiebig ist, werden die empirischen Befunde jedoch detailliert im Kapitel 2.4 beschrieben und diskutiert. Die theoretischen Grundlagen werden im Kapitel 2.2.4 mit einer Diskussion der Grenzen der Theorien zur motorischen Kontrolle im Hinblick auf die Integration von neuromuskulären Beanspruchungen abgeschlossen.

Die direkt forschungsrelevanten experimentellen Befunde werden in den Kapiteln 2.3 und 2.4 vorgestellt. Aufgrund der wenigen Studien mit kombinierter Erfassung der verschiedenen Parameter werden im Kapitel 2.3 zunächst vorliegende experimentelle Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf Parameter des Bewegungsablaufs dargestellt und anschließend im Kapitel 2.4 Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination. Das Kapitel 2.3.1 befasst sich zunächst mit der Veränderung von dynamischen Parametern des Bewegungsablaufs, da die Abnahme der Kraftkapazität der Muskulatur als Ursache für die Veränderung kinematischer Parameter und der intermuskulären Koordination gesehen werden kann. Einige dynamische Parameter können auch direkt im Hinblick auf eine veränderte Koordination interpretiert werden. Bei der Darstellung kinematischer Parameter im Kapitel 2.3.2 werden mehr- und eingelenkige Bewe-

gungen unterschieden, da wie bereits dargestellt auf der Grundlage der Nutzung von Freiheitsgraden unterschiedliche Ursachen für gefundene Veränderungen in Frage kommen. Im Kapitel 2.4 werden EMG-Befunde dargestellt, die darauf hinweisen, dass sich die intermuskuläre Koordination bei neuromuskulärer Beanspruchung verändern kann. Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten werden in einzelnen Unterkapiteln getrennt betrachtet. Die Befunde zu den Kinetoren sind am umfangreichsten. Hier werden im Kapitel 2.4.1.1 zunächst die Studienergebnisse dargestellt, die deutlich machen, dass erfolgreiche intermuskuläre Kompensationen generell möglich sind. Im Anschluss erfolgt im Kapitel 2.4.1.2 die Darstellung und Diskussion von Studien, welche nicht die intermuskuläre Kompensation, sondern die Ermüdung von synergistisch wirksamen Muskeln untersuchen. Es werden muskelspezifische Veränderungen der EMG-Parameter dargestellt, die einen Hinweis darauf liefern, dass synergistisch wirksame Kinetoren nicht in gleichem Ausmaß beansprucht werden, so dass intermuskuläre Kompensationen notwendig werden könnten. Die Befunde zur Beanspruchung von Stabilisatoren und Antagonisten ermöglichen zunächst eine Einschätzung der Beanspruchungshöhe dieser Muskelgruppen. Darüber hinaus wird die Bedeutung der Beanspruchung dieser Muskelgruppen für die Realisierung von Bewegungsaufgaben diskutiert.

Im Kapitel 3 werden die eigenen experimentellen Arbeiten, d.h. die Methode und Ergebnisse zu den Untersuchungen der beanspruchungsbedingten Effekte auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination ausgewählter Kinetoren und Stabilisatoren bei Bizepscurls vorgestellt. Um die EMG-Parameter interpretieren zu können, wurde zudem der derzeitige Kenntnisstand zur Quantifizierung der Beanspruchungshöhe von Muskeln anhand von EMG-Parametern aufgearbeitet und in das Kapitel 3.3 zum Experiment II integriert (Kapitel 3.3.3). Die Ergebnisse zum Experiment I werden einmal im Kapitel 3.2 zum Experiment I diskutiert und zur Ableitung weiterer allgemeiner Forschungshypothesen genutzt (Kapitel 3.2.4). Eine ausführliche Diskussion aller Ergebnisse (Experiment I und II) erfolgt jedoch erst im Kapitel 3.3 zum Experiment II (Kapitel 3.3.6).

In den letzten beiden Kapiteln 4 und 5 werden die wichtigsten Befunde zusammengefasst und eingeordnet. Abschließend werden mögliche zukünftige Forschungsvorhaben skizziert.

2 Theoretische Grundlagen und vorliegende experimentelle Befunde

In diesem Kapitel soll die Basis für die Ableitung der Forschungshypothesen und die Diskussion der Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination geschaffen werden. Die ersten beiden Unterkapitel (2.1 und 2.2) beschäftigen sich mit den theoretischen Grundlagen und zwei weitere Unterkapitel (2.3 und 2.4) mit direkt forschungsrelevanten vorliegenden experimentellen Befunden. Diese Zweiteilung ergibt sich aus der insgesamt defizitären theoretischen Einordnung der experimentellen Befunde.

Im Kapitel 2.1 wird zunächst grundlegendes Wissen darüber zusammengefasst, wie Bewegungen kontrolliert und korrigiert werden, welche physiologischen Prozesse an der Muskelaktivierung und der Generierung von Gelenkmomenten beteiligt sind und welche Bedeutung Variabilität bei der motorischen Kontrolle hat. Erst nachdem grundlegende Sachverhalte zum Funktionieren der motorischen Kontrolle dargelegt wurden, werden in dem folgenden Kapitel 2.2 neuromuskuläre Beanspruchungen und deren Effekte auf die motorische Kontrolle thematisiert. Im Fokus stehen leistungslimitierende Faktoren und die Frage, ob die motorische Kontrolle aufgrund zentralnervöser Beanspruchungen oder beeinträchtigter sensorischer Informationen eingeschränkt sein kann. Abschließend werden die derzeitigen Erkenntnisse zu intra- und intermuskulären Kompensationen dargestellt, die darauf hinweisen, dass unter Beanspruchungsbedingungen Anpassungen im positiven Sinne stattfinden und nicht grundsätzlich von beanspruchungsbedingten Einschränkungen auszugehen ist.

In den Kapiteln 2.3 und 2.4 werden beanspruchungsbedingte Effekte auf Parameter des Bewegungsablaufs und auf die intermuskuläre Koordination zusammengetragen. Die experimentellen Befunde werden im Hinblick auf eine eingeschränkte motorische Kontrolle und im Hinblick auf stattfindende intermuskuläre Kompensationen diskutiert. Beim Versuch der Einordnung der Ergebnisse wird das Wissensdefizit bezüglich des komplexen Zusammenspiels einzelner physiologischer Prozesse und motorischer Kontrollprozesse deutlich.

2.1 Theoretische Grundlagen zur motorischen Kontrolle

Die Beschäftigung mit der motorischen Kontrolle geschieht auf zwei unterschiedlichen Ebenen: Zum einen werden einzelne physiologische Prozesse untersucht, die an der Muskelaktivierung und der Generierung von Gelenkmomenten beteiligt sind und zum anderen werden Theorien zur Kontrolle dieser Prozesse entwickelt. In den folgenden Unterkapiteln werden Erkenntnisse aus beiden Bereichen dargestellt. Damit soll eine breite Verständnisgrundlage für die Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen auf einzelne physiologische Prozesse, die intra- und intermuskuläre Koordination und die beanspruchungsbedingte Anpassung motorischer Kontrollprozesse geschaffen werden. Die Kenntnisse zur intramuskulären Koordination bilden zudem eine Grundlage für die Interpretation von EMG-Parametern. Über die eigentlichen Grundlagen hinaus wird das Phänomen der Variabilität von Bewegungen betrachtet, was vor dem Hintergrund der Beschäftigung mit Veränderungen im Bewegungsablauf und der intermuskulären Koordination notwendig erscheint. Die Kenntnisse über Ursachen und Bedeutung von Variabilität sollen die Diskussion gefundener Veränderungen unterstützen. Kenntnisse zum Drift, als einem Variabilitätsphänomen bei zyklischen Bewegungen, haben dagegen direkte Bedeutung für die Hypothesengenerierung.

2.1.1 Physiologische Grundlagen der motorischen Kontrolle

In diesem Kapitel wird zunächst kurz dargestellt, wie sich der Input der α-Motoneurone[1] zusammensetzt. Die Darstellung des komplexen Netzwerkes, das den Spannungsveränderungen am Zellkörper der α-Motoneurone und letztlich der Auslösung eines Aktionspotentials zugrunde liegt, soll einen Einblick in die bewegungsauslösenden Faktoren geben (2.1.1.1). Im Folgenden werden die sensorischen Informationen herausgegriffen, die einen Teil des Inputs ausmachen und große Bedeutung für die motorische Kontrolle haben (Kapitel 2.1.1.2). Die Sensoren der Propriozeption werden schwerpunktmäßig vorgestellt und deren Bedeutung für die Wahrnehmung von Gelenkstellungen

[1] Durch die α-Motoneurone werden die extrafusalen Muskelfasern innerviert. Die intrafusalen Muskelfasern in der Muskelspindel werden dagegen durch γ-Motoneurone innerviert und β-Motoneurone innervieren beide Fasertypen (Enoka, 2002).

und -bewegungen diskutiert. Des Weiteren werden Erkenntnisse zur Wahrnehmung des muskulären Funktionszustandes zusammengefasst. In den folgenden beiden Kapiteln wird die Anpassung der Kraftentwicklung thematisiert, zum einen auf der Ebene eines Muskels durch die intramuskuläre Koordination (Kapitel 2.1.1.3) und zum anderen auf der Ebene eines Muskelsystems zur Generierung von Gelenkmomenten durch die intermuskuläre Koordination (Kapitel 2.1.1.4). Im Kapitel zur intramuskulären Koordination werden zunächst Unterschiede verschiedener motorischer Einheiten vorgestellt, um darauf aufbauend die Rekrutierung und Frequenzierung erläutern zu können. Auch die Synchronisation wird kurz diskutiert. Im Kapitel zur intermuskulären Koordination wird zunächst die Kategorisierung, die in der vorliegenden Arbeit zur Beschreibung von verschiedenen Muskeln (auf der Grundlage ihrer Funktion) gewählt wird, erläutert. Im Folgenden wird vorgestellt, dass synergistisch wirksame Muskeln nicht immer gleich stark aktiviert werden und die relative Aktivitätshöhe sich verändern kann. Anschließend werden die Faktoren diskutiert, welche eine Veränderung der Relationen bedingen können.

2.1.1.1 Die Aktivierung von α-Motoneuronen

Die Auslösung von Aktionspotentialen am Axon Hillock (Übergang vom Zellkörper zum Axon) der α-Motoneurone basiert auf zahlreichen physiologischen Abläufen im Zentralnervensystem (ZNS) (s. Abb. 1). Dieser Vorgang wird als Aktivierung von α-Motoneuronen bezeichnet.

Die Großhirnrinde (zerebraler Kortex) mit ihren sensorischen und motorischen Kortexarealen (jeweils primär, d.h. ausschließlich auf eine Sinnesmodalidät reagierend oder sekundär, d.h. mit höherer Reizschwelle und bereits auf unterschiedliche Sinnesmodalitäten und kognitive Reize reagierend) und den drei polymodalen Assoziationskortizes (die nicht mehr auf eine Sinnesmodalität oder die Willkürmotorik zu reduzieren sind und sich mit höheren kognitiven, motorischen und emotionalen Funktionen befassen) bildet im ZNS die Grundlage für die sensomotorische Bewegungsregulation (Birbaumer & Schmidt, 2005; Wiesendanger, 2005). Die primären motorischen Kortexareale steuern direkt die Willkürmotorik der verschiedenen Körperabschnitte (somatotopische Gliederung, sog. Homunculus). Dabei aktivieren die Ausgänge des motorischen Kor-

tex zahlreiche kortikale (z.B. andere sekundär motorische Areale) und subkortikale Strukturen (Basalganglien, Kleinhirn) (Wiesendanger, 2005). Nur ein relativ geringer Anteil des gesamten Outputs des motorischen Kortex wird direkt über die kortikospinale Bahn (Pyramidenbahn) und über motorische Zentren im Hirnstamm (Stützmotorik) zum Rückenmark übermittelt (Wiesendanger, 2005). Ein großer Teil der absteigenden Fasern stellt eine Verbindung zu den Basalganglien (Bewegungen aus eigenem Antrieb), zum Thalamus (mit mehreren funktionell abgrenzbaren Kernen und spezifischen Verbindungen zu bestimmten Kortexarealen) und zum Kleinhirn (Vergleich motorischer Befehl (Efferenzkopie) mit dem aktuellen Kontext (Afferenzkopie)) her (Wiesendanger, 2005). Der Input des primären motorischen Kortex ist ebenfalls vielseitig zusammengesetzt. Er kommt vom Kleinhirn und den Basalganglien (über den motorischen Thalamus), von den sekundär motorischen und sensorischen Rindenarealen (kortikale Afferenzen) und von aufsteigenden extrathalamischen Fasersystemen (Wiesendanger, 2005). Jeder Bewegungsinitiierung geht somit eine Vielfalt von thalamisch und kortikal induzierten Erregungsmustern in stets wechselnder Konstellation voraus (ca. 100 ms) (Wiesendanger, 2005). Die kortikalen Netzwerke werden je nach Aufgabe in verschiedenen Konstellationen und mit verschiedener Gewichtung aufgerufen (Wiesendanger, 2005). Eine streng hierarchische Organisation kann insgesamt nicht angenommen werden. Die Aufzählung der verschiedenen miteinander verbundenen kortikalen und subkortikalen Strukturen des Gehirns und die stark verkürzte Zuordnung ihrer Funktionen bei der motorischen Kontrolle sollen ausreichen, um die Komplexität auf der Ebene des Gehirns darzustellen.

Das Rückenmark stellt einen weiteren wichtigen Teil des ZNS dar. Hier liegen drei funktionale Klassen von Neuronen, die für die Bewegungskontrolle bedeutsam sind: efferente Neurone (z.B. α-Motoneurone), afferente Neurone und Interneurone (Enoka, 2002). Durch Verschaltung der verschiedenen Neurone ist eine Bewegung über die Aktivierung von α-Motoneuronen, die sich im Vorderhorn des Rückenmarks befinden, theoretisch auch unwillkürlich ohne zentrale Kontrolle möglich. Man spricht von spinalen Reflexen, die sehr schnelle motorische Antworten ermöglichen. Unter Reflexen werden allgemein automatische, weitgehend stereotype motorische Reaktionen auf äußere Reize verstanden (Schmidt & Lee, 2005; Wiesendanger, 2005). Praktisch unterliegt jedoch auch

die Reflexaktivität einer zentralen Kontrolle, da die meisten Afferenzen (Ib, II, III, IV und tlw. auch Ia) nicht direkt auf das α-Motoneuron einwirken, sondern über Interneurone, welche auch von absteigenden Bahnen (z.B. retikulospinale Bahn aus der Formatio retikularis) Input erhalten (s. Abb. 1).

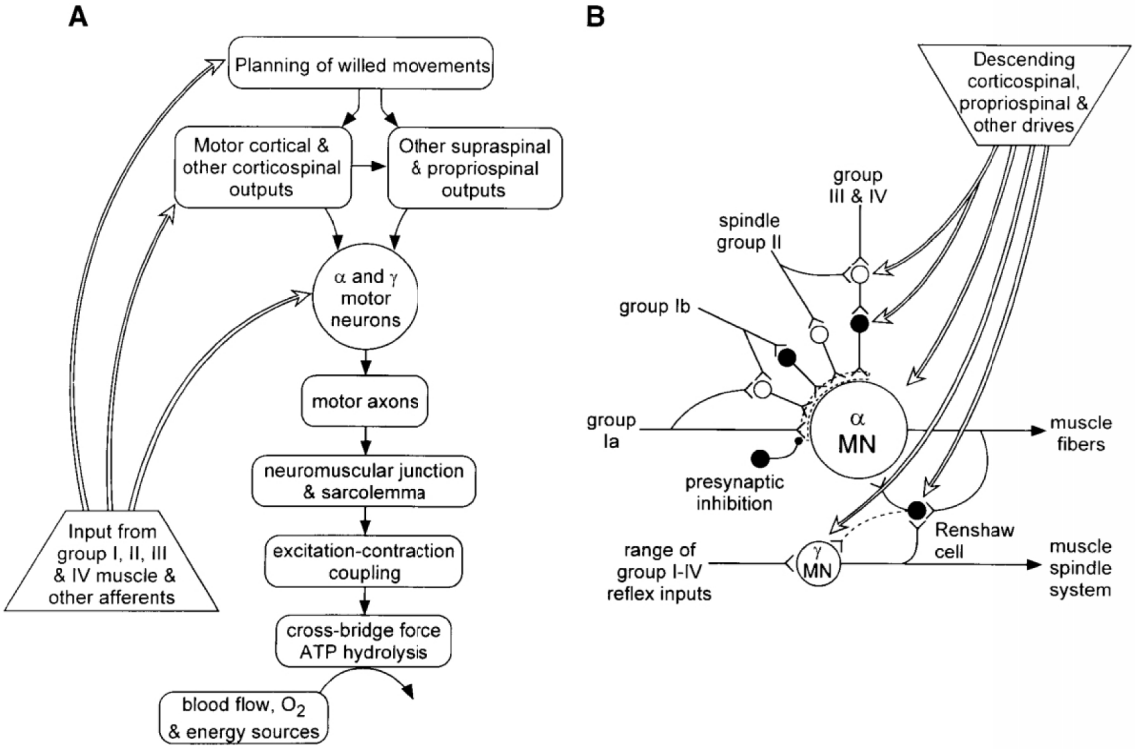

Abb. 1. An der Aktivierung der α-Motoneurone und der Muskulatur beteiligte Prozesse. A: Die Beeinflussung der willkürlichen Aktivierung auf verschiedenen Ebenen durch Afferenzen. B: Zusammenfassung der Inputs zu den α- und γ-Motoneuronen eines Agonisten. Zellen, die durch ausgefüllte Kreise dargestellt sind, haben einen hemmenden Einfluss. Zellen, die durch transparente Kreise dargestellt sind, haben einen erregenden Einfluss. Aus „Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue" von S.C. Gandevia, 2001, *Physiological Reviews, 81*(4), S. 1735. Copyright 2001 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

99% aller Neurone sind Interneurone (Enoka, 2002). Durch sie erfolgt die Abstimmung der Interaktionen von afferenten und efferenten Signalen (Enoka, 2002; Moritani, Stegema & Merletti, 2004; Wiesendanger, 2005). Erst das Ergebnis der Aufsummierung aller hemmenden und erregenden Einflüsse am Interneuron (aus den verschiedenen Afferenzen und absteigenden Bahnen) erreicht das α-Motoneuron (s. Abb. 1) (Wiesendanger, 2005). Daher können über hemmende zentrale Einflüsse die Effekte von primären Afferenzen unterdrückt werden, was zum Beispiel der Ausblendung von Sinnesinformationen bei der Fokussierung der Aufmerksamkeit oder der Reflexunterdrückung bei der Bewegungskontrolle dient (Gandevia, 2001; Handwerker, 2005; Quante & Hille,

1999; Wiesendanger, 2005). Die zentrale Einflussnahme auf Reflexe findet sich auch in den Theorien zur motorischen Kontrolle wieder. Während im Rahmen der Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ von einer Vorbereitung der Reflexe durch Bewegungsprogramme gesprochen wird, erklärt die Equilibriumspunkt-Theorie sogar die motorische Kontrolle allein anhand der zentralen Beeinflussung des tonischen Dehnungsreflexes (s. Kapitel 2.1.2). Auf ein α-Motoneuron kommen etwa 30 Interneurone, die aufgrund ihrer Verschaltung unterschieden werden (Wiesendanger, 2005). Hemmenden Interneuronen mit rückläufigen Verschaltungen zu α-Motoneuronen (Renshaw-Hemmung) sowie Ia- und Ib-Interneuronen mit Feedforward-Verschaltungen kommt bei der reflektorischen Anpassung der Bewegung auf spinaler Ebene eine bedeutende Rolle zu (Wiesendanger, 2005).

Renshaw-Interneuronen wird eine große Rolle bei der intra- und intermuskulären Koordination zugeschrieben, wenngleich die Bedeutung noch nicht genau abgeschätzt werden kann (s. Kapitel 2.1.1.3) (Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Latash, Scholz & Schöner, 2007). Sie haben einen hemmenden Einfluss auf das α-Motoneuron und auf das Ia-Interneuron, so dass z.B. die Antagonisten-Hemmung minimiert werden kann. Diese Vernetzungen führen zu einer an die Bewegungsaufgabe angepassten Agonisten-Antagonisten-Co-Kontraktion und zu einer Abstufung der Muskelkontraktion (im Überblick Moritani et al., 2004). Renshaw-Interneurone interagieren des Weiteren mit γ-Motoneuronen, aufsteigenden Bahnen und mit anderen Renshaw-Interneuronen (Gandevia, 2001; im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009).

Die Aktivierung der α-Motoneurone ist ein elektrochemischer Vorgang, bei dem zur Generierung eines Aktionspotentials eine bestimmte Schwellenspannung überschritten werden muss. Die Zunahme der Spannung, als Produkt von Widerstand und Stromstärke, erfolgt über die Zunahme der Stromstärke, wenn Erregungen über die Synapsen eintreffen. Die Dendriten und der Zellkörper der α-Motoneurone sind voll mit synaptischen Eingängen besetzt (bis zu 50.000 von ca. 10.000 verschiedenen presynaptischen Neuronen) (Enoka, 2002; Powers & Binder, 2001; Wiesendanger, 2005). Monosynaptische Verbindungen bestehen zur Pyramidenbahn und zu Ia-Afferenzen. Zu weiteren absteigenden Bahnen und Afferenzen bestehen mindestens disynaptische Verbindungen über Interneurone, zu denen auch hemmende Renshaw-Interneurone gehören (s. Abb. 1)

(Bamajian & De Luca, 1985; Gandevia, 2001; Wiesendanger, 2005). Alle eintreffenden erregenden und hemmenden synaptischen Potentiale werden am Zellkörper des α-Motoneurons zum Axon Hillock geleitet. Wird dort durch Summation die Schwellenspannung überschritten, werden Aktionspotentiale mit einer bestimmten Frequenz generiert (s. Kapitel 2.1.1.3) (Enoka, 2002; Powers & Binder, 2001). Jedes Aktionspotential im motorischen Axon führt zu einer Kontraktion aller Muskelfasern der entsprechenden motorischen Einheit[2] (Wiesendanger, 2005). Die notwendige Stromstärke zur Generierung der Schwellenspannung ist vor allem abhängig vom Eingangswiderstand der Zelle und in geringerem Ausmaß von der Höhe der Schwellenspannung (Powers & Binder, 2001). Beide Faktoren stehen in einem engen Zusammenhang zur Größe der α-Motoneurone (s. Kapitel 2.1.1.3). Da der synaptische Stromfluss und der Eingangswiderstand jedoch vom Membranpotential abhängig sind, welches reguliert werden kann, ist die Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten (auch die reflexbedingte) beeinflussbar (Enoka, 2002; Powers & Binder, 2001). Die Regulation erfolgt u.a. über Neurotransmitter (Azetylcholin, Glutamat, Noradrenalin, Serotonin), da durch diese die Eigenschaften der spannungs- und calciumabhängigen aktiven Ionenkanäle verändert werden können (Powers & Binder, 2001). Ungeklärt bleibt an dieser Stelle die Kontrolle der Prozesse.

Das komplexe Zusammenspiel zwischen den verschiedenen afferenten Signalen, den α-Motoneuronen und den spinalen Interneuronen kann zum jetzigen Zeitpunkt nicht umfassend beschrieben werden (Hodson-Tole und Wakeling, 2009). Es scheint bei verschiedenen Muskeln unterschiedlich und von der Bewegungsaufgabe abhängig zu sein (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Eine angepasste Aktivierung der α-Motoneurone basiert u.a. darauf, dass verschiedene synaptische Inputs unterschiedliche Eigenschaften haben. Manche verhalten sich proportional zum Eingangswiderstand des α-Motoneurons (z.B. Ia-Afferenzen der Muskelspindeln, Renshaw-Hemmung), manche sind unabhängig vom Eingangswiderstand und daher in ihrer Stärke bei allen α-Motoneuronen vergleichbar (z.B. II-Afferenzen der Muskelspindeln) und andere haben eine hemmende Wirkung auf die α-Motoneurone mit geringen Schwellen und

[2] Eine motorische Einheit besteht aus dem Zellkörper und den Dendriten des Motoneurons, einem Axon und sämtlichen von ihm versorgten Muskelfasern (Enoka, 2002).

eine erregende Wirkung auf die α-Motoneurone mit hohen Schwellen (z.B. Pyramidenbahn, Ib-Afferenzen) (Powers & Binder, 2001). Darüber hinaus existieren zentral gesteuerte Bahnungs- und Hemmungsprozesse (Gandevia, 2001; Wiesendanger, 2005). Und es gibt Hinweise darauf, dass die elektrochemischen Prozesse zur Generierung der Schwellenspannung ebenfalls über Neurotransmitter steuerbar sind. Viele einzelne physiologische Prozesse können bereits beschrieben werden. Die Abläufe der (zentralen) Kontrolle der verschiedenen Prozesse, die dazu führen, dass ein Muskel eine gewünschte Kraft generiert, bleiben insgesamt jedoch noch ungeklärt und werden im Kapitel 2.1.2 behandelt.

Zum Ende dieses Kapitels soll noch der Begriff der Aktivierung kurz erläutert werden, da er nicht eindeutig verwendet wird. Häufig wird er im Zusammenhang mit willkürlicher Aktivierung verwendet. Diese wird definiert als „level of voluntary drive during an effort“ (Gandevia, 2001). Eine eindeutige Definition ist das jedoch nicht, da nicht zwischen Grad der Aktivierung von α-Motoneuronen und Grad der Aktivierung von Muskelfasern unterschieden wird (Gandevia, 2001). Der Grad der Aktivierung von α-Motoneuronen ist umso höher, je höher die Anzahl von α-Motoneuronen ist, die Aktionspotentiale generieren und je höher deren Entladungsrate ist. Der Grad der Aktivierung von Muskelfasern ist dagegen nur auf die Höhe der Entladungsrate des zugehörigen α-Motoneurons zurückzuführen (Gandevia, 2001). Wird von willkürlicher Aktivierung gesprochen, wird generell nicht die große Bedeutung von erregenden und hemmenden Inputs auf spinaler Ebene bei der Aktivierung von motorischen Einheiten berücksichtigt. Von einer eindeutigen Verwendung des Aktivierungsbegriffs ist insgesamt nicht auszugehen. In der vorliegenden Arbeit wird der Aktivierungsbegriff wie folgt verwendet: Wenn ein Muskel aktiviert wird, bedeutet dies, dass α-Motoneurone dieses Muskels rekrutiert werden und der Muskel eine Kraft erzeugt. Aktivierung der α-Motoneurone bedeutet, dass Aktionspotentiale generiert werden. Ist von einer Veränderung der Aktivierungshöhe die Rede, liegt das Verständnis zugrunde, dass sich die Rekrutierung und/ oder die Entladungsrate der α-Motoneurone verändern.

2.1.1.2 Bedeutung sensorischer Informationen

Die sensorischen Informationen (Afferenzen der verschiedenen Rezeptoren) sind, wie im Kapitel 2.1.1.1 bereits beschrieben, Teil einer reflexbedingten Bewegungskontrolle. Sie haben jedoch nicht nur auf Rückenmarksebene Einfluss auf die Aktivierung von α-Motoneuronen, sondern werden darüber hinaus auch zentral verarbeitet, so dass Bewegungen unter Einbeziehung höherer Zentren kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden können (s. Abb. 1). Werden die Afferenzen zentral verarbeitet, vergehen ca. 150 - 200 ms bis eine Bewegungskorrektur erfolgen kann. Auf Reflexbasis erfolgen Korrekturen bereits mit einer Latenzzeit von 30 ms (monosynaptischer Dehnungsreflex) (Powers & Binder, 2001; im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Dass höhere Zentren jedoch auch bei Korrekturantworten mit einer relativ kurzen Latenzzeit von ca. 50 - 80 ms beteiligt sind, darauf weisen experimentelle Befunde hin, die zeigen, dass sogenannte „long-loop Antworten“ deutlich stärker und an die Bewegungsaufgabe angepasster ausfallen (in Abhängigkeit von der Instruktion und möglichen Risiken für den Bewegungsapparat) als nach einem einfachen Dehnungsreflex (im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Die Basis für diese als reflexähnlich bezeichneten Bewegungskorrekturen bildet die enge sensomotorische Kopplung im motorischen Kortex (Schmidt & Lee, 2005; Wiesendanger, 2005). Sensorische und motorische Zentren sind eng miteinander verbunden, da erfolgreiche Bewegungen, Haltungen und Korrekturen nur gelingen können, wenn Informationen über das Bewegungssystem und die Umwelt vorliegen (im Überblick Nougier et al., 1996; Schmidt & Lee, 2005). Die Informationen werden von den verschiedenen Rezeptoren der kinästhetischen, taktilen, optischen, vestibulären und akustischen Systeme (Muskeln, Sehnen, Gelenke, Haut, Auge, Innenohr) generiert. Als ein wichtiger Bestandteil der Bewegungskontrolle wird der Abgleich von Efferenzkopie („Soll“) und afferenten Signalen („Ist“) im Kleinhirn angesehen (Quante & Hille, 1999). In der Grundlagenliteratur werden v.a. die Prozesse der Wahrnehmung von Gelenkbewegungen und -positionen, die unter dem Begriff Propriozeption zusammengefasst werden, diskutiert. Die Wahrnehmung des muskulären Funktionszustandes, die ebenfalls Bedeutung für eine angepasste Aktivierung hat, scheint deutlich weniger Bedeutung zu haben.

Der Stellenwert verschiedener Rezeptoren bei der motorischen Kontrolle kann gegenwärtig noch nicht genau eingeschätzt werden. Der Propriozeption wird eine große Bedeutung zugeschrieben. Die Sensoren der Propriozeption werden nicht nur Muskeln, Sehnen und Gelenken zugeordnet, sondern auch der Haut (Mechanorezeptoren) und dem Vestibularorgan (Zimmermann, 2005). Der visuelle Analysator wird nicht dazu gezählt.

Da Rezeptoren teilweise verschiedene Afferenzen generieren, wird der Axondurchmesser als Unterteilungskriterium herangezogen (Enoka, 2002). Axone der Gruppe I haben die größten Durchmesser, die der Gruppe IV die kleinsten. Ia- und II-Afferenzen werden den Muskelspindeln zugeordnet, Ib-Afferenzen den Golgi-Sehnen-Organen, III-Afferenzen den Drucksensoren im Muskel und IV-Afferenzen den Schmerz- und Temperatursensoren (Enoka, 2002).

Die wichtigsten Rezeptoren und ihre Afferenzen werden im Folgenden vorgestellt und ihre Bedeutung für die motorische Kontrolle diskutiert.

Muskelspindeln informieren über die Muskellänge und relative Längen-Veränderungen der Muskelfasern und gelten v.a. als Dehnungssensoren (Wiesendanger, 2005). Die Ia-Afferenzen der Muskelspindeln („primary endings“), die sich um den nichtkontraktilen Mittelteil der intrafusalen Fasern winden, informieren über die „statische“ Muskellänge und die Stärke der Längenveränderung und damit über Gelenkstellung und Bewegungsgeschwindigkeit. Die II-Afferenzen („secondary endings“) informieren v.a. über die Gelenkstellung (im Überblick Brockett et al., 1997; im Überblick Brown et al., 2003; im Überblick Schmidt & Lee, 2005; Wiesendanger, 2005). Die Bedeutung der Muskelspindeln steht noch in der Diskussion (Brown et al., 2003; Feldman & Levin, 2009; Schmidt & Lee, 2005; Walsh et al., 2004). Es wird angenommen, dass sie v.a. bei dynamischen Muskelaktionen stark zur Kontrolle der Bewegung beitragen (mit zusätzlichen Informationen von Gelenk- und Hautrezeptoren). Die Ia-afferenten Nervenfasern der Muskelspindeln sind zum Teil über nur eine Synapse mit den α-Motoneuronen des Muskels (s. Abb. 1) und auch mit den synergistisch wirksamen Muskeln verbunden, so dass sehr schnelle Reflexantworten mit Latenzzeiten von 30 ms möglich sind (Powers & Binder, 2001). Bei Dehnung eines Muskels haben sie einen erregenden Einfluss auf dessen α-Motoneurone (Dehnungsreflex). Darüber hinaus verzweigen sie sich auf Rückenmarksebene, weshalb auch eine erregende Verbindung zu einem

Interneuron besteht. Über die Erregung dieses Interneurons wird eine Hemmung der Antagonisten initiiert, so dass diese der ausgelösten Muskelaktion nicht entgegenwirken (reziproke Hemmung). Des Weiteren gibt es Verbindungen zu sensorischen Neuronen und Neuronen, die Informationen zu höheren Zentren (z.B. motorischer Kortex, Kleinhirn und Thalamus) weiterleiten, so dass die Ia-Afferenzen auch polysynaptische Verbindungen zum α-Motoneuron haben (Quante & Hille, 1999). Hinweise darauf, dass Muskelspindeln neben der Reflexauslösung auch für die Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen bedeutsam sind, liefern u.a. Experimente mit vibratorischen Muskelerregungen und deafferenten Patienten. So werden bei einer Erregung der Muskelspindeln durch Vibrationen Gelenkbewegungen wahrgenommen, die nicht stattfinden (Zimmermann, 2005) und bei fehlender Propriozeption können Gelenkstellungen schlechter kontrolliert werden (s. Kapitel 2.1.3.2) (Nougier et al., 1996). Die Empfindlichkeit der Muskelspindeln gegenüber Veränderungen der Muskellänge kann durch efferente Verbindungen zu den γ-Motoneuronen verändert werden (s. Abb. 1), so dass ihre Aktivität bei großen absoluten oder schnellen Veränderungen erhöht ist (Enoka, 2002). Die Koordination der α- und γ-Motoneurone wird als α-γ-Coaktivierung beschrieben (im Überblick Schmidt & Lee, 2005; Wiesendanger, 2005). Die Ia-Afferenzen sind daher nicht nur von der Länge und der Längenveränderung der extrafusalen Fasern abhängig, sondern auch von der Spannung der intrafusalen Fasern in Abhängigkeit von der Entladung der γ-Motoneurone (Enoka, 2002; Schmidt & Lee, 2005).

Golgi-Sehnen-Organe befinden sich am Übergang von der Muskelfaser zum Sehnengewebe und haben im Gegensatz zu den Muskelspindeln keine efferente Verbindung. Die Entladungsrate der Golgi-Sehnen-Organe ist abhängig von ihrer Dehnung und damit von der auf die Sehne übertragenen Spannung. Sie steht in enger Beziehung zur generierten Kraft, was experimentell gezeigt werden konnte (im Überblick Gandevia, 2001; im Überblick Nichols & Ross, 2009). Es gibt Hinweise darauf, dass die einzelnen Golgi-Sehnen-Organe differenziert Spannungsänderungen in einzelnen motorischen Einheiten registrieren (Gandevia, 2001; im Überblick Schmidt & Lee, 2005), so dass erst die durchschnittliche Entladungsrate aller Golgi-Sehnen-Organe eines Muskels eine Aussage über die Gesamtkraft des Muskels erlaubt. Aufgrund ihres Aufbaus und ihrer niedrigen Schwelle generieren Golgi-Sehnen-Organe bereits bei sehr

geringen Veränderungen Potentiale, wenn diese aus einer aktiven Muskelaktion heraus entstehen (Gandevia, 2001; im Überblick Taylor & McCloskey, 1992). Bei Spannungsänderungen durch Dehnung sind die Schwellen höher (Gandevia, 2001; im Überblick Taylor & McCloskey, 1992). Die Golgi-Sehnen-Organe reagieren im Gegensatz zu Muskelspindeln daher stärker bei Muskelverkürzung als -dehnung. Die Ib-Afferenzen der Golgi-Sehnen-Organe führen über Ib-Interneurone zu einer autogenen Hemmung (s. Abb. 1). Das bedeutet, dass die hemmenden Einflüsse den Muskel selbst betreffen. Darüber hinaus werden aufgrund der starken Verzweigungen auch synergistisch wirksame Muskeln gehemmt (Gandevia, 2001). Gleichzeitig erreichen aktivierende Impulse die Antagonisten (Moritani et al., 2004). Neben den hemmenden Einflüssen gibt es auch erregende Einflüsse der Ib-Afferenzen. Diese wurden aber nur bei wenigen „anti gravity“-Muskeln (v.a. m. gastrocnemius) gefunden (Nichols & Ross, 2009).

Die Afferenzen von den Muskelspindeln und Golgi-Sehnen-Organen informieren über die Parameter Muskellänge und -spannung eher indirekt über stattfindende Gelenkbewegungen. Gelenkrezeptoren, die sich in unmittelbarer Gelenknähe befinden und aufgrund ihrer Lokalisation (Kapsel, Band, umgebendes Gewebe) unterschieden werden, liefern zusätzlich Informationen über die Gelenkposition und deren Veränderung, über Winkelgeschwindigkeiten und den intraartikulären Druck (Enoka, 2002; Quante & Hille, 1999). Ihre Afferenzen sind den Gruppen II, III und IV zu zuordnen (Enoka, 2002). Es wird jedoch angenommen, dass die Gelenkrezeptoren keine genauen Informationen über die Gelenkwinkel bereitstellen (im Überblick Chabran, Maton & Fourment, 2002; im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Grund für diese Annahme ist, dass das Entladungsverhalten der Gelenkrezeptoren nicht nur von der Gelenkposition abhängig zu sein scheint, sondern auch von weiteren Faktoren, zu denen u.a. der Gelenkwinkelbereich, Richtung und Art (aktiv oder passiv) der Bewegung gehören (im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Es gibt Hinweise darauf, dass vor allem in extremen Winkelbereichen die Entladungsrate der Gelenkrezeptoren hoch ist (Taylor & McCloskey, 1992). Darüber hinaus wird den Gelenkrezeptoren ein eher indirekter Einfluss auf die Bewegungskontrolle zugeschrieben, da sie v.a. die Aktivität der Muskelspindeln beeinflussen und nicht direkt den Output der α-Motoneurone (Enoka, 2002). Fehlende Gelenkrezeptoren sind kompensierbar, was sich dadurch zeigt, dass die Wahrnehmung von Gelenkposi-

tionen bei Patienten mit künstlichen Gelenken kaum gestört ist (Zimmermann, 2005).

Die Wahrnehmungsschwelle für eine Gelenkbewegung auf der Basis propriozeptiver Informationen hängt von der Winkelgeschwindigkeit und der Entfernung des Gelenks vom Körperstamm ab (Hall & McCloskey, 1983; Zimmermann, 2005). Im Schulter- und Ellenbogengelenk können sehr geringe passive Winkelveränderungen von ca. 0,2° in einem großen Geschwindigkeitsbereich von 2 bis 80°/s wahrgenommen werden (Hall & McCloskey, 1983). Bei sehr geringer Winkelgeschwindigkeit von 0,1°/s erhöht sich die Wahrnehmungsschwelle auf 2°. Fingerbewegungen können generell schlechter wahrgenommen werden. Bei Geschwindigkeiten zwischen 20 und 80°/s liegt die Schwelle bei ca. 0,8 - 1°. Bei einer Geschwindigkeit von 1°/s beträgt sie sogar 6° (Hall & McCloskey, 1983). Ähnliche Angaben finden sich bei Zimmermann (2005). Sind die Muskeln nicht entspannt, sondern wird eine isometrische Muskelaktion während der passiven Bewegung ausgeführt, verringern sich die Wahrnehmungsschwellen (Taylor & McCloskey, 1992).

Neben den bereits vorgestellten Rezeptoren, welche der Propriozeption zugeordnet werden, existieren noch weitere Informationsquellen. Die Bedeutung des visuellen Analysators bei der Wahrnehmung von Gelenkbewegungen und -positionen ist sehr hoch einzuschätzen, da eine eingeschränkte und auch fehlende Propriozeption kompensiert werden kann (s. Kapitel 2.1.3.2) (Brown et al., 2003; Nougier et al., 1996; im Überblick Sarlegna & Sainburg, 2009). Darüber hinaus können Stellungen von Körperteilen im Raum auch über angreifende Gravitationskräfte wahrgenommen werden (im Überblick Chabran et al., 2002). Des Weiteren könnte das Anstrengungsempfinden v.a. bei statischen Muskelaktionen und bei der Kontrolle von Gelenkstellungen (Positionierung und Halten von Gliedmaßen) eine Rolle spielen, wobei die Bedeutung der Muskelspindeln für die Kontrolle dynamischer Bewegungen nicht in Frage gestellt wird (Walsh et al., 2004). Generell ist die Bedeutung der einzelnen Afferenzen schwer einzuschätzen. Es scheint, dass propriozeptive Informationen v.a. für die Kontrolle von Bewegungen und nicht für die genaue Positionierung von Gliedmaßen genutzt werden können. Bestätigung für diese Annahme findet sich in dem Drift von Bewegungen, deren Richtung und Umfang unverändert sind (s. Kapitel 2.1.3.2) (Brown et al., 2003; Walsh et al., 2004). Mit Verweis auf die Ergebnisse

von Brown et al. (2003) und weitere Untersuchungen vermuten Sarlegna und Sainburg (2009), dass die Propriozeption und der visuelle Analysator Informationen über die initialen Gelenkstellungen bereitstellen. Die visuellen Informationen liefern des Weiteren extrinsische Informationen über den Bewegungsraum und werden daher hauptsächlich genutzt, um räumliche Merkmale der Bewegung, die zur Erreichung einer Zielposition notwendig sind, zu planen. Die Propriozeption liefert dagegen intrinsische Informationen über das Bewegungssystem und wird vorwiegend für die Übersetzung des Bewegungsplanes in motorische Befehle verantwortlich gemacht. Beide Wahrnehmungsqualitäten können sich positiv beeinflussen, was durch eine mögliche Reduktion von Sinnestäuschungen gezeigt werden kann (im Überblick Sarlegna & Sainburg, 2009).

Für die Anpassung intra- und intermuskulärer Kompensationen sind neben Informationen über Gelenkstellungen und -bewegungen auch Informationen über den Funktionszustand einzelner Muskelfasern und Muskeln (Abnahme der Leistung/Leistungsfähigkeit, Milieu) notwendig. Die Grundlagenliteratur ist in diesem Bereich nicht sehr ergiebig. In der Ermüdungsforschung finden sich Hinweise darauf, dass die Kontrolle über die Interneuronenverbände erfolgt und daher stark reflexbasiert ist. Es wird angenommen, dass Afferenzen der Golgi-Sehnen-Organe und III- und IV-Afferenzen besondere Bedeutung bei der Information über ein verändertes Muskelverhalten bei Ermüdung haben (Gandevia, 2001). Theoretisch können Golgi-Sehnen-Organe über die Abnahme der Leistung motorischer Einheiten, deren Ausfall und die Abnahme der Muskelkraft informieren. Experimentelle Hinweise gibt es darauf, dass die durch die Ib-Afferenzen generierte autogene Hemmung und Hemmung synergistisch wirksamer Muskeln bei Ermüdung reduziert wird (Gandevia, 2001). Es wird angenommen, dass eine angepasste Reduktion der Hemmwirkung allein daraus resultiert, dass die Entladungsrate der Golgi-Sehnen-Organe bei ermüdungsbedingter Abnahme der Muskelkraft automatisch sinkt (Gandevia, 2001). Darüber hinaus wird vermutet, dass ein reduzierter hemmender Input der Ib-Afferenzen zur Abnahme der Rekrutierungsschwelle größerer motorischer Einheiten führt, so dass diese zur Konstanthaltung einer Kraft zunehmend zugeschaltet werden können, wenn bereits aktive Einheiten Kraftverluste aufweisen (s. Kapitel 2.2.3.2) (Maton & Gamet, 1989). Aufgrund der starken Verzweigung

der Ib-Afferenzen, wird eine Reduktion der Hemmung auch als Ursache dafür gesehen, dass synergistisch wirksame Muskeln unter Beanspruchungsbedingungen zunehmend rekrutiert werden können (Gandevia, 2001). Da die Ib-Interneurone auch einen Input durch absteigende Bahnen erhalten, ist eine zentrale Einflussnahme nicht auszuschließen (Wiesendanger, 2005). Darüber hinaus können Muskelafferenzen der Gruppen III und IV hemmende Effekte der Ib-Afferenzen abschwächen (Gandevia, 2001). Die regulierende Wirkung der III- und IV-Afferenzen bei hohen neuromuskulären Beanspruchungen wird insgesamt als hoch eingeschätzt, auch wenn sie in ihrer Komplexität noch nicht erfasst ist. Aufgrund ihrer großen Anzahl ist von einem starken Input auf die im Rückenmark befindlichen Neurone auszugehen (Gandevia, 2001). Die Entladungen der III- und IV-Afferenzen nehmen mit Ermüdung zu und zwar in Abhängigkeit von der Belastungsintensität und der vorhandenen Muskeldurchblutung (Gandevia, 2001). Auslösende Faktoren sind mechanische (z.B. Dehnung), biochemische (z.B. Zunahme der extrazellulären Kaliumkonzentration und schmerzauslösender Substanzen; Verringerung der Muskeldurchblutung) oder thermische Veränderungen (Gandevia, 2001). Durch diese werden die freien Nervenendigungen innerviert, die im Muskel weit verteilt sind (Gandevia, 2001). Es wird angenommen, dass III- und IV-Afferenzen sowohl direkten hemmenden Einfluss auf die α-Motoneurone haben, als auch indirekt erregenden (Gandevia, 2001). So können sie zu einer Steigerung der Entladungsrate der Muskelspindeln führen, wodurch in der Folge der erregende Input der α-Motoneurone erhöht wird. Vibrationsexperimente zeigen, dass eine erhöhte Entladungsrate der Muskelspindeln tatsächlich zu Kraftsteigerungen führen kann, wobei ungeklärt bleibt, in welchem Umfang dies bei willkürlichen Bewegungen auftritt (Gandevia, 2001). Auch die Renshaw-Hemmung kann neben der auf Ib-Afferenzen beruhenden Hemmung durch III- und IV-Afferenzen reduziert werden (Gandevia, 2001). Des Weiteren werden III- und IV-Afferenzen mit der funktionalen Reduktion der Entladungsrate der α-Motoneurone bei neuromuskulärer Beanspruchung in Verbindung gebracht (s. „muscle wisdom“-Hypothese im Kapitel 2.2.3.2). Die IV-Afferenzen, die durch schmerzauslösende Substanzen entstehen, werden auch zentral verarbeitet und können eine Reduktion der zentralen Aktivierung bedingen (Gandevia, 2001).

Neben den beanspruchungsbedingten Veränderungen der Afferenzen kann auch das zunehmende Anstrengungsempfinden Informationen über den muskulären Funktionszustand liefern. Das Anstrengungsempfinden nimmt im Beanspruchungsverlauf kontinuierlich zu, was vermutlich auf der notwendig werdenden Erhöhung der zentralen Aktivierung beim Ausfall motorischer Einheiten oder bei Abnahme der bewegungsunterstützenden Reflexaktivität basiert (im Überblick Enoka, 2002; Gandevia, 2001). Es wird angenommen, dass zahlreiche afferente Inputs und Neurotransmitter an dieser Wahrnehmungsqualität beteiligt sind (Abbiss & Laursen, 2005; Gandevia, 2001).
Einschränkend muss abschließend erwähnt werden, dass die Erkenntnisse über die Wirkung der verschiedenen Afferenzen zu großen Teilen auf Stimulationsstudien an Tieren basieren und die Übertragbarkeit auf die willkürliche menschliche Bewegung eventuell nicht immer gegeben ist (Gandevia, 2001). Darüber hinaus bleiben Fragen bezüglich der zentralen Verarbeitung der verschiedenen Afferenzen offen.

2.1.1.3 Anpassung der Muskelkraft – Die intramuskuläre Koordination

Das Kapitel zur intramuskulären Koordination hat für die vorliegende Arbeit eine relativ hohe Bedeutung, die sich aus der Notwendigkeit heraus ergibt, EMG-Parameter einzelner Muskeln interpretieren zu müssen, um wiederum Aussagen über die intermuskuläre Koordination machen zu können. Nur ein fundiertes Wissen über Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation, zusammen mit Kenntnissen über deren Einfluss auf die EMG-Parameter, was im Kapitel 3.3.3 behandelt wird, kann eine gute Interpretationsgrundlage bilden. Daher ist der Umfang dieses Kapitels relativ hoch.
Der Kraftoutput eines Muskels kann über die Rekrutierung einer unterschiedlichen Anzahl von motorischen Einheiten reguliert werden. Neben der Menge bestimmen die kontraktilen Eigenschaften der rekrutierten Einheiten den Kraftoutput maßgeblich mit. Da verschiedene α-Motoneurone unterschiedliche Eingangswiderstände, Schwellenspannungen und auch unterschiedliche synaptische Inputs haben, kann eine spezifische Rekrutierung von motorischen Einheiten mit unterschiedlichen kontraktilen Eigenschaften erfolgen. Der Kraftoutput einer einzelnen motorischen Einheit kann wiederum durch die Frequen-

zierung, d.h. durch die Modifikation der Entladungsrate, reguliert werden. Die Maximalkraft wird erreicht, wenn alle willkürlich aktivierbaren motorischen Einheiten rekrutiert sind und sich mit ihrer höchsten willkürlich erzeugbaren Entladungsrate entladen.

Das heutige Wissen über das Zusammenwirken von Rekrutierung und Frequenzierung unterschiedlicher motorischer Einheiten eines Muskels, die sogenannte intramuskuläre Koordination, resultiert aus in vitro- und in vivo-Experimenten an Tieren und Menschen und auf Modellen. Das Wissen über die willkürliche Aktivierung von motorischen Einheiten basiert vor allem auf Befunden zu isometrischen Muskelaktionen mit einer kontinuierlich oder stufenförmig ansteigenden Belastungsintensität (Enoka & Fuglevand, 2001). Einzelheiten zur Aktivierung können auf dem heutigen Forschungsstand bereits gut beschrieben werden. Bekannt ist, dass die Abstimmung von Rekrutierung und Frequenzierung zur Realisierung einer bestimmten Kraft bei verschiedenen Muskeln unterschiedlich ist (Stegeman, Merletti & Hermens, 2004). Die Möglichkeiten in der Kombination beider Faktoren zur Konstanthaltung oder zur Veränderung des Kraftoutputs sind dabei unendlich. Die Unterschiede resultieren zum Teil aus der Funktion der Muskeln und damit zusammenhängend aus der Muskelfaserzusammensetzung (Garland, Enoka, Serrano & Robinson, 1994; Gerdle, Eriksson & Brundin, 1990; Stegeman et al., 2004). Neben der zu generierenden Kraft haben auch die gewünschte Geschwindigkeit der Kraftentwicklung und die Muskelaktionsform Einfluss auf die intramuskuläre Koordination. Erschwerend für den Erkenntnisgewinn ist jedoch, dass Kräfte einzelner Muskeln und motorischer Einheiten nicht (kaum) erfassbar sind, weshalb die spezifischen Effekte von Rekrutierung und Frequenzierung spekulativ bleiben.

Rekrutierung

Es wird davon ausgegangen, dass motorische Einheiten entsprechend ihrer unterschiedlichen Eigenschaften gezielt rekrutiert werden. Motorische Einheiten unterscheiden sich bezüglich ihrer morphologischen und biochemischen Eigenschaften und daraus resultierend bezüglich ihrer kontraktilen Eigenschaften. Unterschiede bestehen in allen Bestandteilen der motorischen Einheit, wobei nicht von einer Unabhängigkeit einzelner Bestandteile ausgegangen werden kann. Auf der Grundlage der Unterschiede erfolgen Kategorisierungen, welche

beim Verständnis von motorischen Kontrollprozessen helfen, der Physiologie jedoch nicht gerecht werden, da eher von einem Kontinuum der verschiedenen Eigenschaften auszugehen ist (Basmajian & De Luca, 1985; Noble, Rice, Thayer & Taylor, 2004). Dieser Sachverhalt findet in der Bildung der Kategorie der intermediären Fasern, welche „dazwischenliegende“ Eigenschaften haben, seinen Ausdruck. Die Kategorisierungs-Studien erfolgten zudem schwerpunktmäßig an Tieren (Katzen, Guinea Schweine und Kaninchen), bei denen Abgrenzungen zwischen verschiedenen Muskelfasertypen klarer möglich sind als beim Menschen (Basmajian & De Luca, 1985). Motorische Einheiten werden in groß und klein kategorisiert, womit zum einen die Anzahl der zugehörigen Muskelfasern (von ca. 5 bis ca. 2000 (Enoka & Fuglevand, 2001)) beschrieben wird. Zum anderen unterscheiden sich die α-Motoneurone aufgrund ihrer Größe, was Grundlage für die Namensgebung des Henneman’schen Größenordnungsprinzips war, welches das klassische Paradigma für die Rekrutierung ist (im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009; im Überblick Stegeman et al., 2004; im Überblick Wakeling, 2009). Henneman forschte an dezerebrierten Katzen und fand bei ansteigender Stimulation eine bestimmte Rekrutierungsreihenfolge, welche er „the size principle“ nannte (Henneman, 1957; Henneman, Somjen & Carpenter 1965a, b). Nach diesem Prinzip existiert, auf der Basis verschiedener Rekrutierungsschwellen (angegeben als Kraftwert in % MVC (maximal voluntary contraction)), eine bestimmte Rekrutierungsreihenfolge motorischer Einheiten bei ansteigender Kraftanforderung, die bei den kleinsten α-Motoneuronen beginnt. Das spezifische Rekrutierungsverhalten führt wiederum zu starken Anpassungen auf der Ebene der Muskelfasern.

Exkurs: Muskelfasertypen

Unterschiede in der Anpassung der Muskelfasern finden sich auf elektrophysiologischer Ebene und auf Stoffwechselebene, wozu auch Enzyme gehören (Merletti, Rainoldi & Farina, 2001; Noble et al., 2004). Auf dieser Basis wird eine Differenzierung von Muskelfasertypen möglich. Bei der Unterteilung der Muskelfasern ist u.a. die Zuckungsgeschwindigkeit und maximal erzeugbare Kraft der Einheiten von großer Bedeutung. Es werden generell „slow twitch“-Fasern (ST-Fasern) mit einer „twitch contraction time“ von 58 - 110 ms und „fast twitch“-Fasern (FT-Fasern) mit einer „twitch contraction time“ bis zu 20 - 47 ms unterschieden (im Überblick Noble et al., 2004). Schnellere Muskelfasern haben nicht nur einen steileren Kraftanstieg, sondern auch eine schnellere Relaxation (im Überblick Wakeling, 2004). Die Unterschiede in der „twitch contraction time“ beruhen zum Teil auf den metabolischen

Eigenschaften der Muskelzellen, die zu einer weiteren Differenzierung der FT-Fasern führen. Es werden FT-„oxidative“ (FTO-Fasern) und FT-„glycolytic“ (FTG-Fasern) unterschieden. Die metabolischen Eigenschaften bestimmen des Weiteren die „fatiguability“ (Ermüdbarkeit) der Fasern, weshalb eine alternative Differenzierung der FT-Fasern mit „fast resistant“ (FR-Fasern) und „fast fatiguable“ (FF-Fasern) existiert. Bei der Aktivierung schnell zuckender Fasern wird generell ein ermüdungsbedingter schnellerer Kraftabfall gefunden als bei Einheiten mit geringeren Schwellen und langsam zuckenden Fasern (Basmajian & De Luca, 1985). Die Ermüdbarkeit der Fasern staffelt sich demnach wie folgt: ST < FR (FTO) < FF (FTG). Muskelfasern können des Weiteren anhand ihrer Myosin ATPase-Aktivität oder anhand der Myosin „heavy chain“ unterschieden werden. Es wird in Typ I-Fasern und Typ II-Fasern unterschieden, wobei der Typ II weiter unterteilt wird in Typ IIa, Typ IIx(d) und Typ IIb. Eine Gleichsetzung von Typ IIa- und FTO-Fasern bzw. von Typ IIb- und FTG-Fasern kann nicht erfolgen, auch wenn Typ IIb-Fasern die höchste Kontraktionsgeschwindigkeit und eine hohe glykolytische Kapazität haben und Typ I-Fasern die geringste Kontraktionsgeschwindigkeit und eine hohe oxidative Kapazität (Noble et al., 2004). Verschiedene Einflussfaktoren führen dazu, dass Fasern mit der gleichen Myosin „heavy chain“ unterschiedliche kontraktile und metabolische Eigenschaften haben (Noble et al., 2004). Da, wie bereits erwähnt, eine klare Abgrenzung der Kategorien nicht möglich ist, werden Fasern mit nicht eindeutig zuordenbaren Eigenschaften (z.B. Typ IIx(d)-Fasern) als Hybridfasern oder als intermediäre Fasern bezeichnet (Hodson-Tole & Wakeling, 2009).
Schätzungen auf der Basis physiologischer Daten ergeben, dass die meisten α-Motoneurone Typ I-Fasern innervieren und nur sehr wenige Typ II-Fasern (Enoka & Fuglevand, 2001).[3]

Die physiologische Grundlage für das Henneman’sche Größenordnungsprinzip findet sich bei der Betrachtung der Unterschiede der α-Motoneurone. Wie bereits im Kapitel 2.1.1.1 beschrieben, resultiert die Rekrutierung vereinfacht aus dem totalen synaptischen Strom, der das Axon Hillock des α-Motoneurons erreicht, dem Eingangswiderstand des α-Motoneurons und der Höhe der notwendigen Schwellenspannung zur Auslösung eines Aktionspotentials (Powers & Binder, 2001). Die relativ niedrige Rekrutierungsschwelle kleiner Einheiten ergibt sich nun aus dem im Vergleich zu größeren Einheiten höheren Eingangswiderstand des α-Motoneurons. Der höhere Eingangswiderstand bedingt, dass die zur Auslösung eines Aktionspotentials notwendige Stromstärke (resultierend aus den zahlreichen synaptischen Inputs) geringer sein muss, da sich die

[3] Beim m. soleus innervieren 7,5% der α-Motoneurone Typ IIa-Fasern und 92,5% Typ I-Fasern (welche 70,4% der Fasern ausmachen); beim m. triceps brachii innervieren 4,2% der α-Motoneurone Typ IIb-Fasern (17,6% der Fasern), 20,8% der α-Motoneurone Typ IIa-Fasern (49,6% der Fasern) und 75% der α-Motoneurone Typ I-Fasern (32,9% der Fasern) (Enoka & Fuglevand, 2001).

Spannung aus dem Produkt von Stromstärke und Widerstand ergibt (Ohm'-sches Gesetz) (Powers & Binder, 2001). Zusätzlich ist die Schwellenspannung bei kleineren Einheiten tendenziell etwas geringer als bei größeren (Powers & Binder, 2001). Aber nicht nur die Größe des α-Motoneurons bestimmt die Rekrutierung. Es bestehen auch morphologische Unterschiede (z.B. Anzahl der Dendriten) und Unterschiede im synaptischen Input (z.B. unterschiedlicher Einfluss Renshaw-Hemmung, Ia-Afferenzen) (Enoka, 2002; Powers & Binder, 2001). Bei einem relativ kleinen Zellkörper des α-Motoneurons ist zum Beispiel der erregende synaptische Input relativ hoch, da die Anzahl der Verbindungen zwischen α-Motoneuron und den Ia-afferenten Neuronen unabhängig von der Zellgröße ist (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Insgesamt führen die zahlreichen Unterschiede dazu, dass kleinere α-Motoneurone bereits bei relativ geringeren Kraftanforderungen rekrutiert werden. Bei De-Rekrutierung findet man eine gegenüber dem Größenordnungsprinzip umgekehrte Reihenfolge: Die Einheiten, welche zuerst rekrutiert werden, werden als letzte ausgeschaltet.

Dem Größenordnungsprinzip werden einige funktionale Vorteile zugeschrieben, die einerseits in der Vereinfachung der zentralen Steuerung gesehen werden und andererseits in einer ökonomischen Arbeitsweise, da ermüdungsresistente Fasern über einen langen Zeitraum kontinuierlich und schnell ermüdende Fasern lediglich kurz eingesetzt werden (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Darüber hinaus wird die Möglichkeit einer gleichmäßigen Erhöhung des Kraftoutputs auf das Größenordnungsprinzip zurückgeführt (Hodson-Tole & Wakeling, 2009).

Das Hennemann'sche Größenordnungsprinzip findet zwar Bestätigung z.B. bei sehr langsamen isotonischen Bewegungen (Tax, Denier van der Gon, Gielen & van den Tempel, 1989), unterliegt jedoch einer starken Vereinfachung und kann nicht generell auf alle Bewegungsaufgaben übertragen werden (im Überblick Enoka, 2002; im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009; im Überblick Noble et al., 2004; Stegeman et al., 2004; Tidow & Wiemann, 1993b). Es konnte gezeigt werden, dass die Rekrutierungsreihenfolge stark von den spezifischen Anforderungen der Aufgabe abhängig ist, besonders von der Bewegungsgeschwindigkeit (im Überblick Stegeman et al., 2004). Bei (schnellen) dynamischen Muskelaktionen (dazu gehören u.a. exzentrische Muskelaktionen) werden vorrangig schnelle motorische Einheiten rekrutiert (im Überblick Enoka, 2002; im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Linnamo, Moritani, Nicol &

Komi, 2003; im Überblick Noble et al., 2004). Kleine langsam zuckende Einheiten, so die Annahme, könnten bei geforderten schnellen und hohen Kraftanstiegen nur wenig bis gar nichts zum Kraftoutput beitragen (Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Tidow & Wiemann, 1993a). Grund dafür sind zum einen die relativ geringen Faser-Leitgeschwindigkeiten (Nerv und Muskel). Typ I-Fasern haben eine axonale Leitgeschwindigkeit von ca. 30 - 40 m/s, Typ IIb-Fasern von ca. 70 - 120 m/s (Linnamo et al., 2003; Tidow & Wiemann, 1993a). Für die unterschiedlichen Leitgeschwindigkeiten werden heute v.a. die elektrischen Membraneigenschaften der verschiedenen Fasern verantwortlich gemacht und nicht die häufig diskutierten unterschiedlichen Axondurchmesser, da sich kein direkter Zusammenhang finden lässt (im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Ein weiterer hauptsächlicher Grund besteht in den relativ langen Kontraktions- und Relaxationszeiten langsam zuckender Einheiten. Ein Rechenbeispiel verdeutlicht diesen Sachverhalt. Bei sehr schnellen Bewegungen wie dem Sprint erfolgt im Bereich der Maximalgeschwindigkeit innerhalb von 500 ms ein gesamter Bewegungszyklus. Das bedeutet, dass für die Agonisten und Antagonisten jeweils nur ca. 250 ms zur Kraftentfaltung und Relaxation zur Verfügung stehen. Nur die schnellsten Fasern können dies anhand ihrer Kennwerte realisieren: Typ IIb: Kontraktionszeit ≈ 60 ms, Relaxationszeit ≈ 120 ms; Typ IIa: Kontraktionszeit ≈ 100 ms, Relaxationszeit ≈ 200 ms; Typ I: Kontraktionszeit ≈ 140 ms, Relaxationszeit ≈ 280 ms (Tidow & Wiemann, 1993a). Daraus folgt, dass Typ IIb-Einheiten von Beginn an aktiviert sein müssen (Jöllenbeck, 2001). Es gibt Hinweise darauf, dass diese jedoch nicht ausschließlich aktiviert werden, sondern alle motorischen Einheiten gemeinsam. Tidow und Wiemann (1993b) schlussfolgern dies aus den vergleichbaren Kraft-Zeitkurven bei explosiv-ballistischen Krafteinsätzen und modellierten Kraft-Zeitkurven, denen ein gleichzeitiger Kontraktionsbeginn aller Fasern und unterschiedliche Zeitpunkte der Kraftmaxima verschiedener Fasertypen (entsprechend ihrer kontraktilen Eigenschaften) zugrunde liegen.

Die physiologischen Grundlagen für die Erklärung möglicher nicht starrer Rekrutierungsreihenfolgen und -muster sind in den Verschaltungen im Rückenmark zu finden. Eine bevorzugte Aktivität von schnellen motorischen Einheiten kann z.B. mit der Aktivität von Renshaw-Interneuronen erklärt werden. Diese werden stärker durch motorische Einheiten mit einer hohen Rekrutierungs-

schwelle aktiviert und die resultierende Hemmung auf das α-Motoneuron ist stärker in Einheiten mit geringer Schwelle, da der hemmende Einfluss proportional zum Eingangswiderstand der α-Motoneurone zu sein scheint (Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Linnamo et al., 2003; Powers & Binder, 2001; im Überblick Wakeling, 2009). Daher werden kleinere motorische Einheiten gehemmt, wenn verstärkt größere rekrutiert werden (Powers & Binder, 2001). Insgesamt scheint der hemmende Effekt jedoch relativ gering zu sein und zeigt sich in nur geringfügigen Reduktionen der Entladungsrate (Powers & Binder, 2001).

In welcher Reihenfolge verschiedene motorische Einheiten bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben rekrutiert werden, bleibt abschließend offen. Unstrittig ist, dass sich spezifische Rekrutierungsschwellen feststellen lassen, die abhängig von der Muskelaktionsform, von der Steilheit des Kraftanstiegs und vom Gelenkwinkel sind. Bei konzentrischer und exzentrischer Muskelaktion nehmen die Rekrutierungsschwellen der motorischen Einheiten im Vergleich zu einer isometrischen Muskelaktion ab (Linnamo et al., 2003; Tax et al., 1989; Theeuwen, Gielen & Miller, 1994). Je steiler der Kraftanstieg ist, desto früher (d.h. bei geringeren Intensitäten) werden die Einheiten rekrutiert *(*im Überblick Basmajian & De Luca, 1985). Bei ungünstigen Gelenkwinkeln, in denen aufgrund ungünstiger Last- und Kraftarme relativ hohe Muskelkräfte notwendig sind, ist die Rekrutierungsschwelle ebenfalls geringer (Van Zuylen, Gielen & Denier van der Gon, 1988). Da nicht nur der Aktivitätsbeginn, sondern auch das Aktivitätsende einer motorischen Einheit koordiniert wird, existieren auch De-Rekrutierungsschwellen, die nicht identisch mit der Rekrutierungsschwelle sind, sondern etwas darunter liegen (Garland et al., 1994).

Die Rekrutierung neuer Einheiten erfolgt nur bis zu einer bestimmten Rekrutierungsgrenze, welche als Kraftwert in % MVC angegeben wird. Der gesamte α-Motoneuronenpool eines Muskels wird ab einem Bereich zwischen 30 - 50% (einige Handmuskeln, kleine Muskeln) und 80 - 100% MVC (größere Muskeln der Extremitäten, z.B. m. biceps brachii (BB), m. brachialis, m. deltoideus) rekrutiert (im Überblick Enoka & Fuglevand, 2001; im Überblick Hamill & Knutzen, 1995; Moritani & Muro, 1987; im Überblick Moritani et al., 2004; im Überblick Potvin & Bent, 1997). Die muskelspezifischen Rekrutierungsgrenzen werden auf die Muskelfaserzusammensetzung zurückgeführt. Bei Muskeln mit hohem Typ I-Faseranteil sind bereits bei relativ geringen Kräften alle willentlich akti-

vierbaren Einheiten rekrutiert (Tidow & Wiemann, 1993). Die Angaben für die Rekrutierungsgrenzen sind jedoch nicht eindeutig, so dass sich z.B. für den BB[4] Werte von 60, 75 und 85% MVC finden (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985; im Überblick Gerdle et al., 1990).

Neben der Muskelfaserzusammensetzung nimmt die Art der Muskelaktion Einfluss auf die Rekrutierungsgrenze. Linnamo et al. (2003) fanden Hinweise darauf, dass bei exzentrischen Muskelaktionen die Rekrutierungsgrenze bei geringeren Belastungsintensitäten erreicht wird als bei isometrischen und konzentrischen Muskelaktionen (60% vs. 80%, beim BB).

Die Höhe der Rekrutierungsgrenze nimmt maßgeblichen Einfluss auf die relativen Anteile von Rekrutierung und Frequenzierung bei der Krafterzeugung eines Muskels (Enoka & Fuglevand, 2001). Bei Muskeln mit geringen Rekrutierungsgrenzen (bis 50% MVC) spielt die Frequenzierung zur Generierung hoher Kräfte eine große Rolle, bei Muskeln mit hohen Rekrutierungsgrenzen ist es vor allem die Rekrutierung (Basmajian & De Luca, 1985).

Frequenzierung

Frequenzierung bedeutet, dass über die Anpassung der Entladungsrate der Kraftoutput einer motorischen Einheit gesteuert werden kann. Wird eine motorische Einheit bei Erreichen ihrer Rekrutierungsschwelle rekrutiert, nimmt bei zunehmender Kraftanforderung deren Entladungsrate zu (Stegeman et al., 2004). Die Entladungsraten der α-Motoneurone können von 5 - 7 (Bigland-Ritchie, 1981a; im Überblick Enoka, 2002) bis auf 200 Hz gesteigert werden, wodurch die Kontraktionskraft auf den zwei- bis achtfachen Wert erhöht werden kann (Linke & Pfitzer, 2005). Ein Stimulationsexperiment zeigt, dass erst ab 20 Hz ein vollständiger glatter Tetanus (Dauerkontraktion) entsteht, da erst ab dieser Frequenz das durch die eintreffenden Aktionspotentiale freigesetzte Calcium zwischen den Einzelzuckungen nicht mehr schnell genug ins Sarkoplasmatische Retikulum zurückgepumpt werden kann, so dass die Konzentration im Zytosol konstant bleibt (Linke & Pfitzer, 2005). Bei welcher Frequenz repetitive Zuckungen zu einem vollständigen Tetanus verschmelzen, ist jedoch von der Dauer der Einzelzuckung und damit von den kontraktilen Eigenschaften

[4] Da der m. biceps brachii in der vorliegenden Arbeit als Kinetor untersucht wird und Befunde zu diesem Muskel daher relativ häufig zitiert werden, wird im Folgenden die Abkürzung BB verwendet. Dies soll einer besseren Lesbarkeit und auch der Aufmerksamkeitslenkung dienen.

der motorischen Einheit abhängig. Das Interpulse-Intervall muss weniger als ⅓ bis ¼ der für die Einzelzuckung benötigten Zeit betragen (Linke & Pfitzer, 2005). Generell gilt daher: Je länger die Zuckung dauert, desto niedriger ist die Tetanusverschmelzungsfrequenz (Enoka & Fuglevand, 2001; Grimby, Hannerz, Borg & Hedman, 1981). Folglich führt bei langsam zuckenden Muskelfasern eine geringere Entladungsrate zum Tetanus als bei schnell zuckenden Fasern (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Linke & Pfitzer, 2005).

Es gibt Hinweise darauf, dass auch die initialen Entladungsraten, d.h. die Entladungsraten bei Rekrutierung, bei verschiedenen motorischen Einheiten unterschiedlich sind. Die physiologische Grundlage dafür findet sich auf der Ebene des α-Motoneurons. Die Frequenz, mit der Aktionspotentiale nach Erreichen der Schwellenspannung am Axon Hillock des α-Motoneurons generiert werden, ist abhängig von der Stromstärke, wobei weitestgehend von einer linearen Beziehung ausgegangen werden kann (im Überblick Powers & Binder, 2001). Da bei kleineren Einheiten geringere Stromstärken zur Generierung eines Aktionspotentials ausreichen, ist die Entladungsrate bei Rekrutierung geringer als bei größeren Einheiten (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985; Grimby et al., 1981; im Überblick Stegeman et al., 2004). Bestätigend konnte gezeigt werden, dass Einheiten des m. tibials anterior und des m. short toe extensor, welche unter 25% MVC rekrutiert werden, initiale Raten von 7 - 12 Hz haben und Einheiten welche über 75% MVC rekrutiert werden, initiale Raten von 25 Hz (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985). Garland et al. (1994) fanden jedoch keine Beziehung zwischen initialer Entladungsrate und Rekrutierungsschwelle ($r=.21$, $p=.19$) und auch Basmajian und De Luca (1985) weisen darauf hin, dass für diese Beziehung weitere unterstützende Hinweise fehlen.

Die initiale Entladungsrate (bei Rekrutierungsbeginn) einer bestimmten motorischen Einheit ist abhängig von der Bewegungsaufgabe. Die initiale Frequenz ist umso höher, je steiler der Kraftanstieg ist (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985). Darüber hinaus gibt es Hinweise darauf, dass im Vergleich zu isometrischen Muskelaktionen bei konzentrischer Muskelaktion die Frequenz signifikant höher ist (bei gleicher Belastungsintensität) und bei exzentrischer Muskelaktion tendenziell geringer (Tax et al., 1989). Daraus ergibt sich auch, dass die initiale Frequenz bei konzentrischer Muskelaktion höher ist als bei

exzentrischer. Diese Ergebnisse ließen sich jedoch nicht immer zeigen (Theeuwen et al., 1994).

Die Angaben für maximale Frequenzen variieren sehr stark. Sehr hohe Angaben macht Merton (1981) mit bis zu 200 Hz. Bei differenzierter Betrachtung der verschiedenen Muskelfasertypen findet man für ST-Fasern eine Angabe von 5 - 15 Hz, für FR-Fasern von 15 - 40 Hz und für FF-Fasern von 50 - 100 Hz (im Überblick Noble et al., 2004). Aufgrund der hohen maximalen Entladungsfrequenzen der Einheiten mit hoher Rekrutierungsschwelle ist auch nach Erreichen der Rekrutierungsgrenze noch eine bedeutsame Kraftsteigerung möglich, bis zu dem Zeitpunkt, zu dem einer glatter Tetanus dieser Einheiten erreicht wird. Mit relativ geringen Entladungsraten können bereits 50% der maximalen Kraft generiert werden, wohingegen sehr hohe Frequenzen notwendig sind, um 100% zu erzeugen (z.B. 9 Hz für 50%, 83 Hz für 100%) (Enoka & Fuglevand, 2001). Erklärt wird dies u.a. damit, dass die Frequenz-Kraftbeziehung von dem Widerstand des im Muskel befindlichen Bindegewebes abhängig ist (Enoka & Fuglevand, 2001). Eine Erhöhung der Frequenz über die für die Erzeugung der Maximalkraft notwendige hinaus, führt zu keiner weiteren Kraftsteigerung. Daher werden sehr hohe Frequenzen mit dem Ziel einer schnellen Kraftentwicklung in Verbindung gebracht (Grimby et al., 1981). Bei länger andauernden Muskelaktionen findet man selten Werte über 35 Hz (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a).

Vergleicht man bei einem kontinuierlichen Kraftanstieg die Entladungsraten unterschiedlicher aktiver motorischer Einheiten zu bestimmten Zeitpunkten, so können Einheiten mit relativ hohen Rekrutierungsschwellen geringere Entladungsraten haben als Einheiten, die ab geringeren Kraftwerten rekrutiert sind und bei denen bereits eine Erhöhung der Entladungsrate stattgefunden hat (im Überblick Stegeman et al., 2004). Dies trifft auf relativ geringe Belastungsintensitäten (ca. 35% MVC) zu (im Überblick Enoka, 2002). Im Bereich höherer Belastungsintensitäten kann, aufgrund der höheren maximalen Entladungsraten, die Entladung der Einheiten mit hohen Schwellen dagegen mit relativ höherer Frequenz erfolgen (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985; im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a; im Überblick Enoka, 2002; im Überblick Stegeman et al., 2004).

Bisher wurden nur Angaben zu Frequenzen gemacht, was dem Entladungsverhalten motorischer Einheiten nicht ganz gerecht wird, da die Interpulse-Intervalle nicht konstant sind und manche motorische Einheiten sich gar nicht kontinuierlich entladen. Die Angaben zur Entladungsrate einer motorischen Einheit sind daher immer über einen bestimmten Zeitabschnitt gemittelte Werte. Die Interpulse-Intervalle streuen vor allem bei Rekrutierungsbeginn einer motorischen Einheit stark. Die Streuung nimmt bei weiterem Kraftanstieg und damit verbundenem Anstieg der Entladungsrate ab und die Einheit entlädt sich zunehmend gleichmäßiger (Basmajian & De Luca, 1985; im Überblick Stegeman et al., 2004). Das Entladungsverhalten ist dabei abhängig von der motorischen Einheit. Allgemein wird angenommen, dass sich Typ I-Fasern eher kontinuierlich oder tonisch entladen und Typ IIb-Fasern eher phasisch mit sogenannten „bursts“ (Tidow & Wiemann, 1993a). Während der „bursts“ wird die Entladungsrate fast verdoppelt (von 30 auf 60 Hz) (Basmajian & De Luca, 1985). Riley, Terry, Mendez-Villanueva, Litsey und Enoka (2008) stellten bei 20 von 42 motorischen Einheiten des BB ein nicht kontinuierliches Entladungsverhalten fest, wobei die Rekrutierungsschwellen der untersuchten Einheiten stark unterschiedlich waren (13,9 bis 62,7% MVC; Mittelwert: 35,4 ± 11,3% MVC). In dieser Studie konnte keine Bestätigung dafür gefunden werden, dass die Größe der α-Motoneurone das Entladungsverhalten bestimmt (Riley et al., 2008). Passend dazu fanden Christensen, Søgaard, Jensen, Finsen und Sjøgaard (1995) bei dynamischer Muskelaktion auch bei sehr geringer Belastungsintensität (ca. 10% MVC) bei 78% der intramuskulär abgeleiteten Einheiten ein Entladen mittels „bursts“. Bei statischer Muskelaktion mit gleicher Intensität entluden sich dagegen weniger Einheiten (28%) mit bursts (Christensen et al., 1995). Die Aktionspotentiale pro „burst“ variierten in ihrer Anzahl zwischen 5 bis 191, was einer Zeitdauer von ca. 0,5 bis 19 s entspricht. Für die kürzesten Intervalle zwischen zwei aufeinander folgenden Entladungen wird der Begriff „short interspike interval“ (ISI) verwendet. Als Zeitdauer für die ISIs findet man 10 - 20 ms (Griffin, Garland & Ivanova, 1998)[5]. Bei schnellen Veränderungen der Muskelkraft während isometrischer und nicht-isometrischer Muskelaktionen treten sie gehäuft auf, speziell beim Übergang von konzentrischen zu exzen-

[5] Alternativ findet man die Begriffe „double discharges“ oder „doublets“ und Zeitangaben von 5 - 55 ms (Enoka & Fuglevand, 2001).

trischen Aktionen und am Bewegungsbeginn (im Überblick Enoka & Fuglevand, 2001; Griffin et al., 1998). Die Funktion der ISIs wird darin gesehen, dass durch sie der Kraftanstieg bei schnellen Muskelaktionen und die Kraft bei submaximalen Belastungsintensitäten zeitweise erhöht werden kann (Enoka & Fuglevand, 2001; Griffin et al., 1998; Maton & Gamet, 1989).

Interaktion von Rekrutierung und Frequenzierung

Nur mit Hilfe der Kombination von Rekrutierung und Frequenzierung können kleine Kraftabstufungen und gleichmäßige Kraftanstiege realisiert werden (Basmajian & De Luca, 1985). Übertrifft der geringstmögliche Kraftoutput einer neu rekrutierten Einheit bereits eine gewünschte Kraftsteigerung, muss der Kraftoutput bereits aktiver Einheiten reduziert werden, was mit Hilfe der Reduktion der Entladungsrate geschieht (Basmajian & De Luca, 1985). Logisch erscheint vor diesem Hintergrund, dass die Einheiten mit sehr hohen Rekrutierungsschwellen auch die höchsten Effekte auf die Entladungsraten früher aktivierter Einheiten haben (Basmajian & De Luca, 1985). Logisch wird auch, dass bei verschiedenen Muskeln unterschiedliche Rekrutierungsgrenzen in Abhängigkeit von der Funktion des Muskels existieren. Kleine Muskeln wie der m. first dorsal interosseous haben nur ca. 120 motorische Einheiten. Bei Rekrutierung einer neuer Einheit wird die Kraft durchschnittlich um 0,8% gesteigert. Diese kleinen Muskeln müssen jedoch auch in sehr kleinen Abstufungen ihre Kraft regulieren können, was im Bereich hoher Kräfte durch die Frequenzierung besser gelingt, weshalb die Rekrutierungsgrenze relativ niedrig ist (Basmajian & De Luca, 1985). Größere Muskeln wie der BB haben viel mehr motorische Einheiten (ca. 770). Rechnerisch ergibt sich eine durchschnittliche Krafterhöhung pro zugeschalteter Einheit von nur 0,12%. Daher steuern kleinere Muskeln ihre Kraft stärker über die Frequenzierung und größere Muskeln eher über die Rekrutierung (im Überblick Gerdle et al., 1990). Darüber hinaus spielt die Frequenzierung bei Muskeln mit sehr hohem Typ I-Faseranteil (z.B. m. adductor pollicis) eine bedeutende Rolle bei der Kraftregulation.

Synchronisation

Neben der Rekrutierung und Frequenzierung wird die Synchronisation von Entladungen einzelner motorischer Einheiten als Möglichkeit der Anpassung des Kraftoutputs diskutiert. Von Synchronisation spricht man, wenn sich motorische Einheiten (annähernd) gleichzeitig entladen. Dabei kann eine unterschiedliche Anzahl von Entladungen synchronisiert werden und bei jeder Synchronisation können unterschiedlich viele motorische Einheiten involviert sein (im Überblick Stegeman et al., 2004). Da exakt gleichzeitige Entladungen nur bei Elektromyostimulation vorkommen, ist der zeitliche Abstand „fast“ synchroner Entladungen ein weiterer Synchronisationsparameter (Stegeman et al., 2004). Darüber hinaus kann die Häufigkeit von synchronisierten Entladungen variieren (Yao, Fuglevand & Enoka, 2000). Der Grad der Synchronisation ist abhängig vom gemeinsamen synaptischen Input der α-Motoneurone (im Überblick Enoka & Fuglevand, 2001; Semmler, 2002).

Die ersten Beobachtungen, welche in Richtung einer Synchronisation interpretiert wurden, gehen auf Piper (1907, 1908) zurück und betrafen eine festgestellte periodische (gruppierte) Aktivität im Oberflächen-EMG (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985). Nach vielen Jahren der Diskussion und auch nach teilweise gegensätzlichen Studienergebnissen (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985) wird angenommen, dass es tatsächlich zu einer Synchronisation des Entladungsverhaltens aktiver Einheiten kommen kann (Enoka, 2002; Semmler, 2002; Stegeman et al., 2004). Experimentelle Befunde geben zumindest Hinweise auf eine mögliche Synchronisation und auch Modelle zeigen, dass die Synchronisation ein Faktor sein kann, der bestimmte gefundene Veränderungen im Elektromyogramm bedingen kann (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985, Semmler, 2002). In welchem Ausmaß Entladungen synchronisiert werden, ist jedoch nicht geklärt (Stegeman et al., 2004). Es gibt Hinweise darauf, das nur ca. 8% aller Entladungen betroffen sind (im Überblick Hodson-Tole & Wakeling, 2009).

Die Funktion und Bedeutung der Synchronisation ist ebenfalls schwer einzuschätzen. In einer Simulation konnte gezeigt werden, dass eine zunehmende Synchronisation nicht den Kraftoutput erhöht (auch wenn die EMG-Amplitude aufgrund einer verringerten Amplituden-Auslöschung erwartungsgemäß zunimmt) (Yao et al., 2000). Die Bedeutung der Synchronisation wird daher v.a. in

der Erhöhung der Steilheit des Kraftanstiegs bei schnellen Bewegungen gesehen (Semmler, 2002). Andererseits nehmen mit einer Zunahme der Synchronisation auch die Schwankungen im Kraftoutput zu, was für willkürliche Bewegungen jedoch angezweifelt wird (Semmler, 2002). Es wurden zwar Zusammenhänge zwischen Synchronisation und Tremor gefunden, die aber nicht statistisch abgesichert werden konnten (im Überblick Semmler, 2002).
Das geringe Wissen über das Synchronisationsverhalten und die Funktion der Synchronisation ist v.a. auf methodische Einschränkungen bei der Erfassung zurückzuführen.

2.1.1.4 Anpassung der Gelenkmomente – Die intermuskuläre Koordination

Um Momente an einem Gelenk zu generieren, müssen Muskelaktionen verschiedener Muskeln koordiniert werden. Die sogenannte intermuskuläre Koordination ist notwendig, da jedes Gelenk von mehreren Muskeln überspannt wird, denen im Rahmen einer bestimmten Bewegungsaufgabe oder -phase unterschiedliche Funktionen zugeschrieben werden können. Die Kategorisierungen sind dabei keineswegs eindeutig. Grund dafür ist zum einen, dass verschiedene Ebenen, denen Funktionen zuzuordnen sind, durchmischt werden. Zum anderen liegt einzelnen Kategorien ein unterschiedliches Funktionsverständnis zu Grunde. Darüber hinaus existieren verschiedene Begriffe für ein und dieselbe Funktion. Im Rahmen dieser Arbeit soll nur ganz knapp auf einige ausgewählte Kategorisierungen eingegangen und die eigene bevorzugte Kategorisierung vorgestellt werden.
Die Funktionen der Muskeln lassen sich auf einer eher übergeordneten Ebene wie folgt kategorisieren: 1) Beitrag zur skeletalen Bewegung (= Kinetorfunktion); 2) Beitrag zur Gelenkstabilisation (= Stabilisationsfunktion) und 3) Beitrag zur Haltungs- und Körperpositionsstabilisierung (= Haltungsfunktion) (Hamill & Knutzen, 1995). In der vorliegenden Arbeit erfolgt eine Reduktion auf die ersten beiden Kategorien. So werden alle Muskeln, die während einer Bewegungsaufgabe zur skeletalen Bewegung beitragen als Kinetoren bezeichnet. Für alle Muskeln, deren Funktion darin besteht, ein Gelenk zu stabilisieren, wird der Begriff Stabilisatoren verwendet. Die Haltungs- und Körperpositionsstabilisierung soll nicht weiter erörtert werden. Hier könnte die Abgrenzung zur Stabilisa-

tionsfunktion vor dem Hintergrund verschiedener Bewegungsaufgaben kritisch hinterfragt werden, was aber im Rahmen der vorliegenden Arbeit wenig von Bedeutung zu sein scheint.

Stabilisatoren wirken durch ihre Muskelaktionen unerwünschten Gelenkmomenten[6] entgegen und ermöglichen die skeletale Bewegung in der gewünschten Richtung und in den gewünschten Ebenen. Das ZNS kontrolliert die Gelenkstellungen durch antizipatorische und korrigierende „postural adjustments“, welche den auftretenden intersegmentellen Kräften entgegenwirken (im Überblick Chabran et al., 2002; im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Eine Notwendigkeit zur Stabilisierung entsteht u.a. durch Muskelaktionen zweigelenkiger Kinetoren, durch die an beiden überspannten Gelenken Gelenkmomente entstehen (Hamill & Knutzen, 1995; Schmidt & Lee, 2005). Die Momente an dem Gelenk, welches gemäß der Aufgabe stabilisiert werden soll, werden sekundäre Momente genannt (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002). So werden z.B. bei Supinationsbewegungen des Unterarms Flexionsmomente als sekundäre Momente am Ellenbogengelenk generiert, wenn der Ellenbogenflexor BB für die Supination eingesetzt wird (Pérot, André, Dupont & Vanhoutte, 1996; van Zuylen et al., 1988). Als Stabilisator des Ellenbogengelenks wird daher der Ellenbogenextensor m. triceps brachii aktiviert, der augenscheinlich zunächst keine Funktion für die Supinationsbewegung hat (van Zuylen et al., 1988). Die Stabilisatoren arbeiten weitestgehend isometrisch (Hamill & Knutzen, 1995).

Für die Kinetoren finden sich weitere Kategorisierungen. Es werden teilweise Agonisten von Synergisten abgegrenzt. Ist dies der Fall, werden die Muskeln als Synergisten bezeichnet, welche den Agonisten, die alternativ auch als „prime movers“ bezeichnet werden und die höchsten Kräfte für die gewünschte Bewegung entwickeln, unterstützen. Dies kommt dem Verständnis von existierenden „Hilfsmuskeln“ sehr nah (Basmajian & De Luca, 1985). Tatsächlich findet sich teilweise auch eine Unterscheidung in „prime movers“ und „assistant movers“. Die sogenannten Hilfsmuskeln werden nach diesem Verständnis erst aktiviert, wenn höhere Kräfte notwendig sind, als von den „prime movers“ für die Bewegung bereits erbracht werden (Basmajian & De Luca, 1985; Hamill & Knutzen, 1995). Für die Ellenbogenflexion gelten z.B. als „prime movers“ der m. brachialis, der BB und der m. brachioradialis (BR). Weitere weniger wirksame

[6] unerwünscht bedeutet unerwünscht gemäß der Bewegungsaufgabe

Ellenbogenflexoren, die teilweise als Hilfsmuskeln bezeichnet werden, sind die zweigelenkigen Muskeln des Unterarms, die v.a. Funktionen für die Pronation, Supination und Bewegungen des Handgelenks haben. Alternativ werden Muskeln auch als Synergisten bezeichnet, die unerwünschten Momenten v.a. von zweigelenkigen Agonisten entgegenwirken (Jarmey, 2008). Muskeln mit dieser Funktion werden andererseits auch als Neutralisierer bezeichnet (Jarmey, 2008) oder wie bereits beschrieben den Stabilisatoren zugeordnet. Die Unterteilung von Agonisten und Synergisten, Haupt- und Hilfsmuskeln erscheint insofern nicht sinnvoll, da eine klare Funktionszuordnung und Abgrenzung nicht möglich erscheint. Auch für Bewegungsaufgaben, für welche sich tatsächlich Zuordnungen finden lassen, liegt in der Literatur keine Eindeutigkeit vor. Zudem fehlen klare Unterteilungskriterien und Angaben zu relativen Kraftbeiträgen, die eine eigene Einordnung möglich machen würden. Darüber hinaus ist eine klare Abgrenzung nicht möglich, wenn sich während der Bewegungsaufgabe die relativen Kraftbeiträge verändern. Daher wird in der vorliegenden Arbeit auf eine weitere Unterteilung der Kinetoren verzichtet.

Bezüglich der Funktion bei der skeletalen Bewegung werden des Weiteren Agonisten von Antagonisten unterschieden. Beide Muskelgruppen generieren gegensätzliche Gelenkmomente. Für die Ausführung der Kinetorfunktion haben die Antagonisten daher große Bedeutung. Auf der einen Seite erlaubt die Entspannung der Antagonisten hohe resultierende Kräfte der Agonisten. Auf der anderen Seite wird eine gleichzeitige Aktivierung der Antagonisten (Co-Kontraktion) jedoch als notwendig erachtet, um eine Gelenkbewegung kontrollieren und abbremsen zu können (Basmajian & De Luca, 1985; Hamill & Knutzen, 1995). Darüber hinaus kann eine resultierende Versteifung des Gelenks die Anfälligkeit gegenüber Störungen reduzieren (Enoka, 2002). Die Unterscheidung von Agonisten und Antagonisten muss immer vor dem Hintergrund der funktionellen Anatomie für jede Bewegungsphase hinterfragt werden. Grund dafür ist, dass aufgrund der Veränderung der Kraftarme mit Veränderung von Gelenkstellungen nicht einem bestimmten Muskel grundsätzlich die Funktion eines Antagonisten für eine bestimmte Bewegung zugeschrieben werden kann. So hat der m. pectoralis major für die Adduktion in Abhängigkeit vom Abduktionswinkel im Schultergelenk entweder eine Agonistenfunktion (<90° Abduktionswinkel) oder eine Antagonistenfunktion (>90°) (Turvey, Fitch & Tuller, 1982). Für den m.

deltoideus sind die Funktionen seiner drei Köpfe ebenfalls abhängig vom Abduktionswinkel im Schultergelenk. Entweder sind alle drei Köpfe Agonisten für die Abduktion (>60° Abduktionswinkel) oder der m. deltoideus clavicularis und der m. deltoideus spinalis sind Antagonisten des m. deltoideus acromials, der unverändert eine Abduktionsfunktion hat (<60°) (Schünke, Schulte, Schumacher, Voll & Wesker, 2005).

Auch wenn im Rahmen der vorliegenden Arbeit und der Untersuchung der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren der Begriff Synergist nicht verwendet wird (aufgrund der nicht eindeutigen Definition), so soll der Begriff der Synergie dennoch eine Rolle spielen. Der Synergiebegriff wurde von dem russischen Wissenschaftler Latash geprägt, der mit Hilfe von Synergien das Phänomen einer geringen Variabilität von Outputvariablen bei hohen vorhandenen Freiheitsgraden erklärt. Sein Verständnis von Synergie ist daher folgendes: „We will use the term synergy for a hypothetical neural mechanism that ensures task-specific covariation of elemental variables providing for desired stability properties of an important output (performance) variable“ (Latash, 2010a, S. 297). In dem von Latash angenommenen hierarchisch organisierten Bewegungssystem führt eine Kombination von Variablen auf einer unteren Systemstufe zu dem gewünschten Output auf einer höheren Ebene. Synergien auf Muskelebene führen zu bestimmten Gelenkbewegungen. Synergien auf Gelenkebene führen zu bestimmten Gliedmaßenbewegungen und letztlich wird der gewünschte Bewegungsoutput erzielt. Ein Kennzeichen der Synergien ist dabei, dass vielfältige Möglichkeiten der Kombinationen einzelner Variablen auf einer Stufe möglich sind und dass die Freiheitsgrade genutzt werden. Für Latash bedeutet dies, dass „sharing“, „error compensation“ und „task-dependance“ eine Synergie ausmachen (Latash et al., 2007; Latash, 2008). Für die Muskeln, die an einem Gelenk agieren, bedeutet dies, dass ihre relativen Kräfte sich verändern können, ohne dass sich das Gelenkmoment verändern muss. Latash (2010a) unterscheidet nicht explizit zwischen Synergien auf Ebene der Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten. Für die Beschreibung der Organisation seines hierarchischen Bewegungssystems scheint das nicht notwendig zu sein. Da in der vorliegenden Arbeit jedoch die intermuskuläre Koordination sowohl der Kinetoren als auch der Stabilisatoren interessiert, soll zwischen ihnen unterschieden werden. Daher gibt es nach dem

eigenen Verständnis synergistisch wirksame Muskeln unter den Kinetoren, den Stabilisatoren und den Antagonisten. Ihr kennzeichnendes Merkmal ist ihre gleichsinnige Funktion bei einer Bewegungsaufgabe oder während einer Bewegungsphase. Um eine Verwechslung mit den im Rahmen der Kinetoren beschriebenen Synergisten (deren Definition nicht eindeutig ist) zu vermeiden, wird der Begriff synergistisch wirksame Muskeln verwendet.

Die intermuskuläre Koordination der Kinetoren

Theoretisch existieren unzählige Möglichkeiten der relativen Beteiligung von synergistisch wirksamen Kinetoren zur Generierung eines bestimmten Gelenkmoments (Nakazawa, Kawakami, Fukunaga, Yano & Miyashita, 1993; Prilutsky & Zatsiorsky, 2002; van Bolhuis & Gielen, 1997). In diesem Zusammenhang wird von muskulären Freiheitsgraden gesprochen. Bei mehrgelenkigen Bewegungen existieren darüber hinaus auch sogenannte kinematische Freiheitsgrade, da verschiedene Gelenke in unterschiedlichem Ausmaß für die Lösung der Bewegungsaufgabe genutzt werden können. So kann das Heben einer Last durch eine Flexions-Extensionsbewegung in den Gelenken der unteren Extremität erfolgen, wobei die Beinextensoren als Kinetoren eingesetzt werden und die Rumpfmuskeln als Stabilisatoren. Andererseits kann aber auch die Rumpfmuskulatur ausschließlich oder zusätzlich eine Kinetorfunktion übernehmen. Zusätzlich können die Ellenbogenflexoren und Schulterabduktoren aktiviert werden. Die Bewegungsaufgabe bestimmt die Nutzbarkeit der vorhandenen kinematischen Freiheitsgrade. In dem gewählten Beispiel bestimmen z.B. die zu überwindende Höhe und das Gewicht der Last, inwieweit die vorhandenen Freiheitsgrade genutzt werden können. Für den Menschen werden 244 kinematische Freiheitsgrade angenommen und bei 630 Muskeln wird ein kinematischer Freiheitsgrad durchschnittlich durch 2,6 Muskeln kontrolliert (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002).

Aufgrund der vorhandenen muskulären und kinematischen Freiheitsgrade, die letztlich beide auf Veränderungen der intermuskulären Koordination basieren[7], ist eine sehr hohe Variabilität von Bewegungsparametern möglich. Die relativ hohe Stabilität von Outputvariablen (z.B. Treffen eines Ziels; Bewegungsum-

[7] Die Unterteilung der Freiheitsgrade ist insofern als kritisch zu betrachten, da auch kinematische Freiheitsgrade auf einer Veränderung der intermuskulären Koordination basieren. Die Unterteilung soll jedoch die verschiedenen Ebenen möglicher Anpassungen verdeutlichen.

fang des Endgliedes der kinematischen Kette) bei relativ hoher Variabilität einzelner Bewegungsparameter (z.B. Trajektorien einzelner Gelenke) gilt als ein Phänomen des Bewegungssystems und wurde von dem russischen Wissenschaftler Bernstein an verschiedenen Bewegungsaufgaben untersucht. Bemerkenswert ist des Weiteren, dass beim Vergleich verschiedener Menschen trotz der vielfältigen Alternativen große Ähnlichkeiten bei kinematischen und dynamischen Parametern der Bewegung und auch beim Vergleich von muskulären Aktivierungsmustern gefunden werden (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002). Nicht jede Lösung scheint gleich bedeutsam zu sein. Wie die zahlreichen Freiheitsgrade (motorische Einheiten, Muskeln, Gelenke) kontrolliert werden, bleibt noch eine spannende Forschungsfrage. Ein Ansatz, welcher diskutiert wird, ist die Reduktion der Freiheitsgrade (im Überblick Latash et al., 2007; van Bolhuis & Gielen, 1997). Dieses Phänomen wird beobachtet und ist im Zusammenhang mit kinematischen Freiheitsgraden unter der Bezeichnung „Einfrieren von Gelenken“ bekannt. Kritisch hinterfragt wird, ob mit dem „Einfrieren“ tatsächlich eine Reduktion des Kontrollaufwandes einhergeht, da die Stabilisation von Gelenken ebenfalls angepasste Muskelaktionen voraussetzt (Latash et al., 2007). Auch auf der Ebene der muskulären Freiheitsgrade werden Hinweise darauf gefunden, dass Freiheitsgrade reduziert werden. Frühe Experimente deuteten darauf hin, dass ein so genanntes „flexor equivalent concept“ besteht, nach welchem eine konstante Relation zwischen den Aktivierungsleveln verschiedener Muskeln besteht (Bouisset, Lestienne & Maton, 1977). Bouisset et al. (1977), welche die Aktivität der Ellenbogenflexoren BB, BR[8] und m. brachialis bei dynamischen Ellenbogenflexionen untersuchten, fanden eine von der Bewegungsgeschwindigkeit und Belastungsintensität unabhängige Reihenfolge bei der Aktivierung der synergistisch wirksamen Kinetoren und für alle Muskeln eine lineare Zunahme des EMG-Amplitudenparameters bei zunehmender Beanspruchung. Ein weiterer Ansatz ist der, dass optimale Lösungen für Bewegungsausführungen auf der Basis von z.B. Energiekosten existieren (im Überblick Latash et al., 2007). Auch die Reduktion von Freiheitsgraden kann zum Ziel haben, die Gesamtkraft oder die Gesamtbeanspruchung aller beteiligten Muskeln zu minimieren (im Überblick van Bolhuis & Gielen, 1997). Es gibt jedoch Beispiele,

[8] Da der m. brachioradialis in der vorliegenden Arbeit als Kinetor untersucht wird und Befunde zu diesem Muskel daher relativ häufig zitiert werden, wird im Folgenden die Abkürzung BR verwendet. Dies soll einer besseren Lesbarkeit und auch der Aufmerksamkeitslenkung dienen.

die zeigen, dass die Gesamtkraft beteiligter Muskeln bei bestimmten Bewegungsaufgaben keinesfalls auf ein mögliches Minimum reduziert ist. Bei einer Supinationsbewegung des Unterarms ist nicht nur der m. supinator aktiv, sondern auch der BB und in der Folge auch der m. triceps brachii, um den unerwünschten[9] Flexionsmomenten des BB entgegenzuwirken, wie bereits dargestellt wurde (van Zuylen et al., 1988). Ein dritter Ansatz ist der von Latash (Latash et al., 2007; Latash, 2010a). Nach diesem gibt es auf jeder Ebene des hierarchischen Bewegungssystems (Muskeln, Gelenke, Gliedmaßen) nicht eine optimale Lösung, um einen bestimmten Output auf einer höheren Ebene zu erreichen, sondern Lösungsfamilien, die er Synergien nennt. Latash et al. (2007) nehmen an, dass je nach Anforderung der Bewegungsaufgabe das Kontrollsignal zur Synergie angepasst wird, „leading to parallel changes in all muscles bound together in the synergy“ (S. 278). Des Weiteren wird angenommen, dass es zu unterschiedlichen Lösungen kommt, da Fehler im Befehl auftreten und anschließend eine „Selbstregulation“ aller Elemente der Synergie über Interneurone (z.B. Renshaw-Zellen) erfolgt. Dabei meldet jedes Element Informationen über seinen Output (z.B. eine bestimmte Kraft) an alle anderen Elemente der Synergie zurück, was zu Korrekturen innerhalb der Synergie führt (= „error compensation“) (Latash et al., 2007).

Die experimentellen Befunde zur intermuskulären Koordination sollen im Folgenden nicht vor dem Hintergrund jedes bisher vorgestellten Ansatzes diskutiert werden. Als besonders bedeutsam wird erachtet, dass insgesamt die Befunde das „flexor equivalent concept“ und die Annahme, dass Kinetoren in unveränderlicher Reihenfolge und auch mit stets gleicher relativer Aktivierungshöhe innerviert werden, widerlegen. Tal`nov, Serenko, Cherkasskii und Strafun (1998) fanden Hinweise darauf, dass die beiden Köpfe des BB während einer Ellenbogenflexion nicht in gleicher Relation aktiviert werden. Nahm die Aktivität des kurzen Kopfes ab, nahm die Aktivität des langen Kopfes zu. Ähnliche Ergebnisse fanden Tamaki et al. (1998) für die drei Köpfe des m. triceps surae. Zu Beginn der Beanspruchungsaufgabe waren m. soleus und m. gastrocnemius medialis aktiv, der m. gastrocnemius lateralis nicht. Die Ergebnisse dieser beiden Studien zeigen, dass auch verschiedene Köpfe eines Muskels, die den gleichen Ursprung und unterschiedliche Ansätze haben, differenziert aktiviert

[9] unerwünscht bedeutet unerwünscht gemäß der Bewegungsaufgabe

werden. Daher wird auch die Koordination von Köpfen eines Muskels in den Bereich der intermuskulären Koordination eingeordnet. Für diese Einordnung spricht auch, dass verschiedene Köpfe eines Muskels unterschiedliche Funktionen haben, die dazu führen, dass die Muskelköpfe in Abhängigkeit von der Bewegungsaufgabe nicht immer im gleichen Ausmaß beansprucht werden.

Howard, Hoit, Enoka und Hasan (1986) wählten einen Untersuchungsansatz, um das „flexor equivalent concept“ direkt zu überprüfen. Die Versuchspersonen schafften es durch visuelles Feedback der EMG-Kurven die Aktivität jeweils eines der synergistisch wirksamen Muskeln BR und BB bei 5, 10, 15 oder 20% konstant zu halten (= Kontrollmuskel). Mit sich verändertem Gelenkwinkel zeigte der jeweils andere Muskel (= Testmuskel) jedoch keine konstante Aktivität, was zu erwarten gewesen wäre. Ein stets gleiches Aktivierungsverhältnis ließ sich demnach nicht finden. Anhand der Ergebnisse kann der Gelenkwinkel als ein Einflussfaktor auf die relative Aktivierung von synergistisch wirksamen Kinetoren identifiziert werden. Ergebnisse von van Zuylen et al. (1988) bestätigen diese Annahme. Sie konnten zeigen, dass die Rekrutierungsschwellen der Ellenbogenflexoren abnahmen, wenn der Ellenbogeneinschlusswinkel von 100 auf 160°[10] zunahm, wobei die Abnahme für den BB, der bei fast gestrecktem Ellenbogengelenk relativ gesehen die besten Arbeitsbedingungen hat[11], signifikant am stärksten war. Eine Kalkulation der relativen Kraftbeiträge ergibt passend, dass der BB bei 100° 38% zur Ellenbogenflexion beitrug und bei 130° 43% (van Zuylen et al., 1988). Die Autoren interpretieren diese und noch weitere Ergebnisse dahingehend, dass derjenige Muskel relativ hoch aktiviert wird, der die besten mechanischen Ausgangsbedingungen in Abhängigkeit von der Gelenkstellung hat. Durch die Gelenkstellung werden einerseits die Hebelverhältnisse (Last- und Kraftmomente) und andererseits die Muskellänge (Kraft-Längen-Verhältnisse) entscheidend beeinflusst (im Überblick Leedham & Dowling, 1995). Grundlage für die gelenkspezifischen relativen Aktivierungen sind die sich mit den Gelenkstellungen muskelspezifisch verändernden Rekrutierungsschwellen (van Zuylen et al., 1988). Die relativ höhere Aktivierung des BB bei relativ gestrecktem Ellenbogengelenk im Vergleich zu den anderen Ellen-

[10] Die Gelenkwinkel werden im Rahmen dieser Arbeit immer als Einschlusswinkel angegeben. 180° entsprechen demnach einer vollständigen Extension.

[11] Befunde zu den Kraft-Gelenkwinkelverläufen weisen darauf hin, dass der BB bei maximaler isometrischer Muskelaktion tatsächlich erst ab ca. 130° eine Abnahme der Kraft zeigt (im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; Leedham & Dowling, 1995).

bogenflexoren konnte auch in weiteren Experimenten gezeigt werden. Van Bolhuis und Gielen (1997) konnten zeigen, dass die Aktivität der zweigelenkigen Köpfe des BB mit zunehmender Streckung im Ellenbogengelenk (von 55° auf 135°) signifikant zunahm und die Aktivität der eingelenkigen Ellenbogenflexoren (BR, m. brachialis, m. pronator teres) vom Winkel unbeeinflusst blieb (van Bolhuis & Gielen, 1997). Die kalkulierten relativen Kräfte zeigen, dass kurzer und langer Kopf des BB bei 135° zusammen 62% realisierten, bei 55° waren es dagegen nur 42% (van Bolhuis & Gielen, 1997). Ergebnisse von Nakazawa et al. (1993) zeigen, dass bei 170° die Aktivität des BB signifikant um mehr als die Hälfte höher war als die des BR (Quotient der mittleren EMG-Aktivität BR/BB = 0,4). Bei 90° war dagegen die Aktivität des BR höher als die des BB (Quotient der mittleren EMG-Aktivität BR/BB = 1,2). Auch die Ergebnisse von Howard et al. (1986) können zur Unterstützung der relativ höheren Aktivität des BB in gestreckteren Ellenbogenstellungen herangezogen werden. Der BB hatte im Bereich 105 - 170° eine relativ höhere Aktivität als der BR. Im Bereich 70 - 90° verhielt es sich umgekehrt. Zusammenfassend kann angenommen werden, dass die Muskeln mit den relativ besten Arbeitsbedingungen relativ hoch aktiviert werden und dadurch die Einschränkungen synergistisch wirksamer Muskeln kompensiert werden. Da viele Muskeln nicht eingelenkig sind, sind die Hebelverhältnisse und Kraft-Längen-Verhältnisse und damit die relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln von den Stellungen beider überspannter Gelenke abhängig.

Die relative Aktivierung von synergistisch wirksamen Muskeln ist neben den Gelenkstellungen des Weiteren von zahlreichen anderen Faktoren abhängig. Als erster weiterer Faktor sind sekundäre und tertiäre Momente zu nennen, die durch die Aktivitäten anderer zweigelenkiger Muskeln entstehen und denen entgegengewirkt werden muss. Wenn z.B. während einer isometrischen Ellenbogenflexion zusätzlich eine Supinationsbewegung erfolgt (was bei isometrischer Muskelaktion von außen unerkannt bleiben kann), wird die Aktivität des BB, der auch eine Supinationsfunktion hat, gesteigert. Um das Moment für die Ellenbogenflexion konstant zu halten, muss in der Folge die Aktivität synergistisch wirksamer Ellenbogenflexoren reduziert und/oder die Aktivität antagonistischer Muskeln (Ellenbogenextensoren) erhöht werden (van Zuylen et al., 1988). Zusätzlich kann die relative Aktivierung der synergistisch wirksamen

Ellenbogenflexoren noch durch Hand- und Schulterbewegungen beeinflusst werden, da einige Ellenbogenflexoren des Unterarms auch Funktionen am Handgelenk haben und die beiden Köpfe des BB Funktionen am Schultergelenk. Auf dieser Basis begründen van Bolhuis und Gielen (1997) die von ihnen gefundene Zunahme der relativen Aktivität des zweigelenkigen BB bei gestrecktem Ellenbogengelenk mit größeren Schultermomenten in dieser Position, die bei ihrer gewählten Bewegungsaufgabe die Leistung mit bestimmen können, was aber nicht weiter diskutiert wird. Die Autoren nehmen an, dass der BB mit den Schultermomenten automatisch auch größere Momente am Ellenbogengelenk generiert (van Bolhuis & Gielen, 1997). Die Aktivität eines Muskels bei einer Bewegungsaufgabe kann daher nicht allein aufgrund seiner Anatomie verstanden werden. Für die Nachvollziehbarkeit gemessener Aktivierungen ist die Erfassung aller Momente, auch benachbarter Gelenke, bedeutsam. Da damit einige technische Schwierigkeiten verbunden sind, erfolgt das in den meisten Fällen nicht und Ergebnisse können missinterpretiert werden. Über die relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln bei einer bestimmten Bewegungsaufgabe kann daher nur spekuliert werden. Wichtig ist, dass alle Muskeln, die in eine Bewegung involviert sind, berücksichtigt werden. Meist sind das mehr, als auf den ersten Blick angenommen wird.

Des Weiteren gibt es Hinweise darauf, dass der relative Kraftbeitrag eines synergistisch wirksamen Muskels auch von der Belastungsintensität abhängig ist. Grabiner, Robertson und Campbell (1988) fanden bei isometrischen Ellenbogenflexionen bei sehr geringen und sehr hohen Intensitäten von 10% MVC und 100% MVC ähnliche EMG-Amplituden (iEMG) für den BR und den BB. Bei mittleren Intensitäten hatte der BR dagegen höhere Werte als der BB. Bei 60% MVC war die Differenz der Amplitudenparameter beider Muskeln mit 35% am größten (BR 73% des im Maximalkrafttest erhobenen Maximalwertes; BB 38%). Auch Hunter et al. (2002) konnten Effekte der Belastungsintensität auf die Amplitudenhöhen verschiedener synergistisch wirksamer Muskeln feststellen. Bei einer isometrischen Ellenbogenflexion mit 25% MVC übertraf der Amplitudenparameter des m. brachialis die Werte der anderen synergistisch wirksamen Muskeln (BR, BB short head (BB SH) und BB long head (BB LH)) um das Doppelte (27% vs. 13 - 14%). Bei höheren Intensitäten von 50% und 75% MVC fanden sich keine Unterschiede. Keinen Einfluss der Intensität auf die relativen

Kraftbeiträge fanden dagegen van Zuylen et al. (1988), welche allerdings nur den Bereich von 0 - 40% MVC untersuchten. Eine Abhängigkeit von der Belastungsintensität kann mit den unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzungen der Muskeln erklärt werden. Werden bei geringen Intensitäten vorrangig ST-Fasern rekrutiert, werden Muskeln mit einem hohen ST-Faseranteil stärker aktiviert als Muskeln mit einem geringen ST-Faseranteil. Bei mittleren und hohen Intensitäten ist fraglich, ob Muskeln mit hohem FT-Faseranteil relativ stärker aktiviert werden. Die Ergebnisse von Grabiner et al. (1988) sprechen für den Bereich von 60% MVC dafür, da für den BR ein geringfügig höherer FT-Faseranteil angenommen wird (ca. 60% vs. 50 - 58%[12] (Johnson, Polgar, Weightman & Appleton, 1973)). Die Unterschiede in der Muskelfaserzusammensetzung beider Muskeln sind jedoch nicht sehr deutlich, so dass das Ergebnis auch durch andere Faktoren beeinflusst sein kann. Insgesamt mangelt es an Daten zu Muskelfaserzusammensetzungen verschiedener menschlicher Muskeln. Die angegebenen Werte sind einer Untersuchung von Johnson et al. (1973) entnommen, die in der gesichteten Literatur wiederholt zitiert wird. Es wurden viele Muskeln untersucht, jedoch bei nur 6 Versuchspersonen. Die Standardabweichung kann als relativ hoch eingeschätzt werden (12% (BR) und 8 - 10% (BB)), so dass davon ausgegangen werden kann, dass sich die Muskelfaserzusammensetzung eines Muskels bei verschiedenen Menschen beachtlich unterscheiden kann.

Neben der Belastungsintensität hat auch die Art der Muskelaktion Einfluss auf die relative Aktivierung von synergistisch wirksamen Muskeln, was vermutlich auch auf der Muskelfaserzusammensetzung und den damit verbundenen Rekrutierungsschwellen der einzelnen Muskeln beruht (Nakazawa et al., 1993; Tax et al., 1989). Tax et al. (1989) berichten von relativ stärkerer Aktivierung der motorischen Einheiten des BB und relativ geringerer Aktivierung des m. brachialis bei dynamischen Bewegungsaufgaben im Vergleich zu isometrischen Muskelaktionen. Nakazawa et al. (1993) konnten zeigen, dass die Faktoren Muskelaktion und Gelenkwinkel nicht unabhängig voneinander sind. Bei isometrischen und exzentrischen Muskelaktionen nahm der Quotient der mittleren EMG-Aktivität BR/BB ab, wenn das Ellenbogengelenk aus der mittleren Flexion

[12] Der geringere Wert bezieht sich auf tiefliegende Muskelfasern, der höhere Wert auf oberflächliche Muskelfasern.

(90°) heraus fast vollständig gestreckt wurde (bis 170°). Die relative Aktivität des BR sank demnach. Bei 170° und exzentrischer Muskelaktion ließ sich kaum noch eine Aktivität des BR feststellen. Die Abnahme des Quotienten wurde jedoch bei der exzentrischen Muskelaktion nicht signifikant. Bei der konzentrischen Muskelarbeit war das Aktivierungsverhältnis beider Muskeln unabhängig vom Ellenbogenwinkel. Dabei wurden beide Muskeln relativ gleich stark aktiviert. Ein Erklärungsansatz wird darin gefunden, dass die Aktivierung der synergistisch wirksamen Muskeln bei einer konzentrischen Muskelaktion weniger durch periphere Afferenzen, sondern durch höhere Zentren beeinflusst wird (Nakazawa et al., 1993). Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass der BR im Vergleich zum BB bei einer konzentrischen Muskelaktion insgesamt stärker aktiviert wird als bei einer exzentrischen (Nakazawa et al., 1993). Signifikante Unterschiede fanden sich für die Bereiche 150 - 180° und 120 - 150° (Nakazawa et al., 1993).

Zusätzlichen Einfluss auf die relative Aktivierung von synergistisch wirksamen Muskeln kann die Kontraktionsgeschwindigkeit nehmen (Duchateau, Le Bozec & Hainaut, 1986). Nach der Annahme einer bevorzugten Rekrutierung von FT-Fasern bei schnellen Bewegungen können Muskeln mit geringem FT-Faseranteil kaum zur Kraftgenerierung beitragen und werden nicht oder kaum aktiviert.

Zahlreiche Faktoren, welche Einfluss auf die relativen Aktivierungen nehmen, konnten bereits identifiziert werden. Zurückzuführen sind Unterschiede in den Relationen letztlich auf die relativen Arbeitsbedingungen, sekundäre und tertiäre Momente und die Muskelfaserzusammensetzung. Kritisch anzumerken ist, dass anhand der EMG-Amplitudenparameter auf die relative Aktivierung geschlossen wird und der tatsächliche Kraftoutput eines Muskels unbekannt ist. Aufgrund der zahlreichen Einflussfaktoren auf das EMG-Signal kann es bezüglich der Aktivierungshöhe jedoch zu Fehleinschätzungen kommen, was im Kapitel 3.3.3 verdeutlicht wird. Ein weiterer bedeutsamer Einflussfaktor auf die relative Aktivierungshöhe von synergistisch wirksamen Kinetoren sind neuromuskuläre Beanspruchungen, die im Kapitel 2.4.1 behandelt werden. Die Nutzung kinematischer Freiheitsgrade, die zeigt, dass bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben die relative Aktivierung von synergistisch wirksamen Kinetoren an mehreren Gelenken koordiniert werden muss, wird im Kapitel 2.3.2 noch

einmal aufgegriffen. EMG-Daten, die Aussagen über relative Aktivierungshöhen erlauben, liegen für mehrgelenkige Bewegungsaufgaben nicht vor, weshalb an dieser Stelle nicht näher darauf eingegangen wird.

Die intermuskuläre Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren

Die Aktivierung von Kinetoren und Stabilisatoren muss sowohl zeitlich als auch in ihrer Höhe aufeinander abgestimmt werden. Zeitlich erfolgt die Aktivierung von Stabilisatoren vor oder simultan mit Bewegungsbeginn (Chabran et al., 2002; Lee, Buchanan & Rogers, 1987; Morris & Allison, 2006). Es gibt Hinweise darauf, dass bei erhöhtem Stabilisationsaufwand (Kornecki & Zschorlich, 1994) und bei möglicher Antizipation oder Selbstbestimmung des Bewegungsbeginns (Lee et al., 1987) die Stabilisatoren vor den Kinetoren aktiviert werden. Bei Reaktion auf einen visuellen Stimulus fanden Lee et al. (1987) dagegen eine gleichzeitige Aktivierung beider Muskelgruppen. Ein erhöhter Stabilisationsaufwand hat nicht nur Auswirkung auf die Höhe der Aktivierung der Stabilisatoren, sondern auch auf die der Kinetoren. Nimmt bei einer Hebelaufgabe der Stabilisationsaufwand durch die Freischaltung von 1 - 2 Freiheitsgraden des Hebels zu, nimmt die Aktivität der Stabilisatoren, operationalisiert über einen EMG-Amplitudenparameter (iEMG), um das Doppelte zu. Gleichzeitig nimmt die Aktivität der Kinetoren um knapp -30% ab und die resultierende Kraft ist um -20% reduziert (Kornecki & Zschorlich, 1994). Von einer Unabhängigkeit beider Muskelgruppen ist insgesamt nicht auszugehen, wobei Kinetoren aufgrund ihrer Zweigelenkigkeit auch Funktionen an den zu stabilisierenden Gelenken haben können. Die im Rahmen der Kinetoren herausgearbeiteten Aussagen zu den relativen Aktivierungshöhen synergistisch wirksamer Muskeln können auch auf die Gruppe der Stabilisatoren übertragen werden. Untersuchungsergebnisse liegen dazu keine vor.

2.1.2 Theorien zur motorischen Kontrolle

Die dargestellten physiologischen Grundlagen gewähren einen Einblick in die Prozesse der Bewegungsgenerierung, erklären jedoch nicht, wie im motorischen System die Kräfte aller Muskeln kontrolliert werden, so dass in den richtigen Gelenken zum richtigen Zeitpunkt Momente in der richtigen Höhe entstehen und die Bewegung in der gewünschten Art und Weise realisiert werden kann. Das folgende Kapitel befasst sich daher mit ausgewählten Theorien zur Kontrolle der Muskelkräfte und Gelenkmomente. Ohne diesen Theoriebezug können gefundene beanspruchungsbedingte Veränderungen im Bewegungsablauf und auf Ebene der intermuskulären Koordination nicht umfassend erklärt werden. Da keine Theorie bekannt ist, in der neuromuskuläre Beanspruchungen integriert werden, kann dieses Kapitel lediglich unter „Theoretische Grundlagen zur motorischen Kontrolle“ eingeordnet werden und eine Basis für den Diskussionsteil der Arbeit bilden. Ein vollständiger Einblick in alle Theorien ist nicht Anspruch dieser Arbeit. Dagegen soll die Grundlage für die Diskussion der eigenen Ergebnisse mit der Vorstellung der Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ und der „Equilibriumspunkt-Theorie“ geschaffen werden. Die Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ kann eindeutig dem Informationsverarbeitungs-Ansatz („motor approach“) zugeordnet werden. Die Equilibriumspunkt-Theorie wird teilweise ebenfalls dort eingeordnet (Birklbauer, 2006; Olivier & Rockmann, 2003). Andererseits beschreiben die Begründer der Theorie diese auch als spezifische Form der dynamischen Systemtheorie (Feldman & Levin, 2009), so dass die Einordnung nicht eindeutig ist. Beide Theorien werden für Erklärungen von Bewegungsphänomenen als am geeignetsten eingeschätzt. Die dem systemdynamischen Ansatz („action approach“) zuzuordnenden Selbstorganisationstheorien und diverse Optimierungsmodelle („engineering approach“) werden aus diesem Grund nicht aufgegriffen. Aber auch die beiden nebeneinander stehenden Theorien, die auf experimentellen Befunden und theoretischen Überlegungen basieren, stoßen bei der Erklärung von Phänomenen der Bewegung an verschiedenen Stellen an ihre Grenzen. Neben der Vorstellung der grundsätzlichen Ideen zur motorischen Kontrolle wird vorgestellt, wie Bewegungskorrekturen anhand der Theorien erklärt werden können.

Beide Theorien gehen davon aus, dass die Bewegung neuronal kodiert ist, wobei das Verständnis darüber, was kodiert ist, unterschiedlich ist. Daher soll an dieser Stelle zunächst der Erkenntnisstand zu den Bewegungsparametern, die im Gehirn kodiert sind, zusammengefasst werden. Die zahlreichen Befunde sind gegensätzlich, so dass keine Eindeutigkeit darüber besteht, ob eher kinetische Parameter wie Kräfte und/oder Muskelaktivierungen auf der Basis eines intrinsischen Koordinatensystems oder eher globalere kinematische Parameter wie Position und Bewegungsrichtung auf der Basis eines extrinsischen Koordinatensystems kontrolliert werden (im Überblick Ebner, Hendrix & Pasalar, 2009). Für Neuronen des primären motorischen Kortex konnte gezeigt werden, dass ihre Aktivität in Beziehung zu den generierten Kräften und Gelenkmomenten, zu der Richtung einer Handbewegung, zur Gliedmaßenposition, Bewegungsgeschwindigkeit, Beschleunigung und Bewegungsdistanz oder zu Kombinationen verschiedener Parameter steht (im Überblick Ebner et al., 2009; im Überblick Reimer & Hatsopoulos, 2009). Die Untersuchungsergebnisse weisen letztlich darauf hin, dass fast jeder vorstellbare Parameter kodiert sein könnte und zwar in Abhängigkeit von der Bewegungsaufgabe (im Überblick Ebner et al., 2009). Neben den Anforderungen der Bewegungsaufgabe wird die Kontrollstrategie zu den Einflussfaktoren auf die bevorzugten Kontrollparameter gezählt (im Überblick Ebner et al., 2009). Bedeutsam ist, dass unterschiedliche Parameter zu unterschiedlichen Bewegungsphasen kodiert werden können, z.B. die Bewegungsrichtung vor der Bewegungsamplitude bei einer Zielbewegung (im Überblick Ebner et al., 2009; im Überblick Reimer & Hatsopoulos, 2009). Daher wird angenommen, dass zeitliche Verläufe von Trajektorien dynamisch kodiert werden und nicht einzelne Parameter zu einem bestimmten Zeitpunkt (im Überblick Ebner et al., 2009; im Überblick Reimer & Hatsopoulos, 2009). Darüber hinaus gibt es Hinweise darauf, dass nicht einzelne Muskeln sondern Muskelsynergien kodiert sind (im Überblick Ebner et al., 2009).

2.1.2.1 Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“

Die von R.A. Schmidt entwickelte und erstmals 1975 vorgestellte Theorie der „Generalisierten motorischen Programme“ (GMP-Theorie) (Schmidt, 1975), welche von internen Repräsentationen (Programme, Schemata) ausgeht und die

„Impuls-Timing-Hypothese“, welche von einer Steuerung der Bewegungen über Impulse („Kraftstöße“) ausgeht, sind Basis für viele Annahmen im Zusammenhang mit der motorischen Kontrolle nach dem Informationsverarbeitungs-Ansatz („motor approach“). Es wird davon ausgegangen, dass zu überwindende Distanzen kontrolliert werden und dass die zur Überwindung notwendige Aktivität der α-Motoneurone der relevanten Muskulatur und damit die Kraft, die über einen bestimmten Zeitraum aufrechterhalten werden muss (= Impuls), durch generalisierte motorische Programme angepasst wird (Schmidt & Lee, 2005). Nach Schmidt werden für Klassen von Bewegungen die „Reihenfolge von Teilbewegungen/Muskelaktionen“ („order of events“), die „zeitliche Relation von Teilbewegungen/Muskelaktionen“ („relative timing“ oder „phasing“) und die „Relation der von den verschiedenen Muskeln produzierten Kräfte“ („relativ force“) als Invarianten und sogenannte Impuls-Timing-Muster abgespeichert. Diese Invarianten machen das „Generalisierte motorische Programm“ aus, wobei von einer perfekten Invarianz nicht auszugehen ist (Schmidt & Lee, 2005; im Überblick Shea & Wulf, 2005). Für eine bestimmte Bewegung innerhalb einer Bewegungsklasse müssen dann je nach wahrgenommenen Ausgangsbedingungen (z.B. Gelenk- und Körperpositionen, Zustandsbedingungen der Umwelt) und angestrebtem Bewegungsergebnis die Parameter des Programms „Gesamtdauer“ („overall duration“), „Gesamtkraft“ („overall force“) und „spezifische Muskelauswahl“ („muscle selection“) angepasst werden. Ein weiterer Parameter, den Schmidt selbst kritisch betrachtet, da bestätigende experimentelle Befunde fehlen, ist der „spatial parameter“. Er räumt zumindest die Möglichkeit ein, dass z.B. ein Wurf über Kopf oder seitlich vom Körper vom gleichen Programm gesteuert werden kann und nur der Winkel des Arms in Relation zum Boden oder Rumpf angepasst wird (Schmidt, 1982b).

Wie die Kontrolle an einer Bewegungsaufgabe beteiligter Muskeln im Detail erfolgt, bleibt trotz der relativ genauen Vorstellungen, was ein generalisiertes motorisches Programm ist, weitestgehend unklar. Das Problem besteht darin, dass das GMP nicht näher definiert, sondern über sein Produkt (das Impuls-Timing-Muster) spezifiziert wird (Wiemeyer, 1992). Es wird angenommen, dass das Programm keine direkten Befehle an bestimmte Muskeln enthält, sondern deutlich abstrakter ist (Schmidt, 1982a; Schmidt & Lee, 2005; im Überblick Shea & Wulf, 2005). Aufgrund experimenteller Befunde, die zeigen, dass ein

bestimmtes Bewegungsmuster mit unterschiedlichen Muskeln ausgeführt werden kann, wird angenommen, dass das motorische Programm eher abstrakte Repräsentationen von generellen Bewegungssequenzen oder Bewegungszielen enthält (Schmidt, 1982a). So kann das Schreiben einer Wortfolge mit der dominanten und nicht-dominanten Hand, mit dem Arm, mit dem Fuß und mit dem Mund ausgeführt werden (im Überblick Keele, 1982). Des Weiteren erfolgt das Unterschreiben auf einem Blatt Papier in normaler Größe v.a. durch die Finger und Hand bei relativ fixiertem Handballen, das Unterschreiben auf einer Tafel in zehnfacher Vergrößerung dagegen v.a. durch Bewegungen im Hand-, Ellenbogen- und Schultergelenk bei relativ fixierten Fingern (im Überblick Schmidt, 1982a; 1982b). Trotz der Aktivierung völlig unterschiedlicher Muskelgruppen sind die Schreibmuster vergleichbar, was dahingehend interpretiert wird, dass das gleiche Programm verwendet wird. Aufgrund dieser Befunde wird angenommen, dass zunächst eine Bewegungssequenz, die in der Umwelt stattfinden soll, durch das Programm spezifiziert wird und erst im nächsten Schritt die ausführende Muskulatur (Keele, 1982). Die „spezifische Muskelauswahl“ wird daher zu den Parametern gezählt. Kritisch angemerkt werden muss, dass die Unabhängigkeit von den ausführenden Muskeln nicht systematisch untersucht wurde und v.a. auf visueller Inspektion beruht (Shea & Wulf, 2005). Neuere Studienergebnisse bestätigen jedoch, dass Kraft-Zeit-Verläufe, die mit unterschiedlichen Muskelgruppen ausgeführt werden (contralaterale Gliedmaßen, beim Funktionswechsel von Agonist und Antagonist, beim Wechsel von statischer zu dynamischer Muskelaktion), vergleichbar sind (im Überblick Shea & Wulf, 2005). Eine Einschränkung besteht darin, dass dies nur in frühen Lernphasen zu finden ist. Motorisches Lernen führt dazu, dass die Struktur der Bewegung zunehmend von der ausführenden Muskulatur abhängig und die Repräsentation weniger abstrakter wird (im Überblick Shea & Wulf, 2005). Bedeutsam ist, dass die Zuordnung der „spezifischen Muskelauswahl“ zu den Parametern nicht auf EMG-Analysen aller beteiligter Muskeln beruht, sondern auf der Analyse von Schreibmustern und Kraft-Zeit-Verläufen (d.h. von Bewegungsstrukturen) und auf der Annahme, dass ein motorisches Programm relativ abstrakt ist. Es kann nicht bestritten werden, dass die Reihenfolge, die zeitliche Relation und die relativen Kräfte von Muskelaktionen davon abhängig sind, welche Muskelgruppen aktiviert werden (beim Ausführen ein und derselben

Bewegungssequenz) (Wiemeyer, 1992). Die Muskelgruppen (z.B. der Hände, Arme und Beine) unterscheiden sich u.a. in der Anzahl und in den Kraftkapazitäten synergistisch wirksamer Muskeln. So müsste man annehmen, dass in dem Fall, in dem ein GMP Muskelaktionen direkt steuern würde, ein neues Programm abgerufen wird, sobald die Bewegung mit anderen Muskelgruppen ausgeführt wird.

Letztlich kann die intra- und intermuskuläre Koordination nicht auf Basis der GMP-Theorie erklärt werden. Wie die exakte Steuerung völlig verschiedener Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten zur Ausführung einer bestimmten Bewegungssequenz erfolgt (unter Berücksichtigung derer funktioneller Anatomie, Arbeitsbedingungen und unterschiedlicher relativer Kräfte), bleibt fraglich. Auch die Nutzung muskulärer Freiheitsgrade zur Generierung eines bestimmten Gelenkmoments, wofür es experimentelle Hinweise gibt (s. Kapitel 2.4.1), findet keine Berücksichtigung und kann daher mit Hilfe der GMP-Theorie nicht erklärt werden. Wiemeyer (1992) fordert im Hinblick auf die Muskelaktivierungen generell die Postulierung qualitativer Invarianten. Eine kritische Auseinandersetzung mit den beiden bereits integrierten qualitativen Aspekten „Reihenfolge von Muskelaktionen“ und „spezifische Muskelauswahl“ ist ebenfalls notwendig. Kritik findet auch die programmgesteuerte Ausführung von zielgerichteten Bewegungen bei auftretenden ständig wechselnden muskulären Kräften und nicht-muskulären Kräften (Gravitationskraft, Trägheit und reaktive Kräfte (die zwischen Gelenken bestehen)) und bei sich teilweise im Bewegungsablauf verändernden Muskelfunktionen (Turvey et al., 1982). Schmidt (2003) reagiert auf diese Kritik und hinterfragt die Invarianten des Programms selbst kritisch. Da die relative Muskelkraft an Faktoren wie die Schwerkraft angepasst werden muss, könnte die „relative force“ auch als Parameter betrachtet werden. Als Beispiel zieht Schmidt (2003) die intermuskuläre Koordination beim Laufen mit und ohne Zusatzlast heran. Die „relative force“ der beteiligten Muskeln ändert sich durch die Zusatzlast, da die während der Standphase aktivierte Muskulatur (Extensoren) in Abhängigkeit von der Last aktiviert wird, die während der Schwungphase aktivierte Muskulatur (Flexoren) jedoch unabhängig von der Last ist. Schmidt (2003) merkt kritisch an, dass immer mehr Invarianten in Frage gestellt werden, was dazu führt, dass die Zahl der Parameter, die vor Bewegungsbeginn spezifiziert werden müssen, zunimmt. Einen Lösungsvor-

schlag sieht er gegenwärtig jedoch nicht. Wie groß die Klasse einer Bewegung ist, d.h. welche unterschiedlichen Bewegungen einem Programm zugeordnet werden können, ist seit Beginn der Theorieentwicklung ein Diskussionspunkt (Schmidt, 1975).

Kritiker zweifeln des Weiteren generell an, dass Muskelkräfte genau programmiert werden können, da zu viele α-Motoneurone mit unterschiedlichen Eigenschaften und zusätzlich die Verschaltungen der verschiedenen Neurone im Rückenmark kontrolliert werden müssen (Feldman & Levin, 2009). Eine sehr vereinfachte Annahme der Programmtheoretiker ist hier, dass nach der Auswahl des Programms durch höhere Instanzen, das Programm selbst die zahlreichen Freiheitsgrade kontrolliert (Schmidt & Lee, 2005). Keele (1982) schreibt dazu:

> At least to some extent the final coordination of different muscles is already built into the organism. What the learner does is learn particular goals at an abstract level. At lower levels some part of those goals are automatically translated into action. (S. 175/176)

Die Basis für die Kontrolle auf unterer Ebene wird in Reflexen oder Mustern gesehen, die im Organismus bestehen und zu bestimmten „Zwängen“ führen (Keele, 1982). An dieser Stelle, an der keine genauere Beschreibung der Prozesse möglich ist, scheint die Diskrepanz zum systemdynamischen Ansatz mit seinen sich selbst organisierenden Aktionssystemen gar nicht mehr so groß zu sein. Auch wenn dieser Ansatz aufgrund seiner Annahme heterarchischer Strukturen grundsätzlich im Gegensatz zum hierarchischen System der Informationsverarbeitung steht.

Andererseits besteht auch die Vorstellung, dass durch das motorische Programm physiologische Prozesse auf Rückenmarksebene direkt steuert werden. So wird angenommen, dass Interneurone in Abhängigkeit des momentanen motorischen Programms hemmende oder erregende Inputs über absteigende Bahnen erhalten (Wiesendanger, 2005).

Generalisierte motorische Programme bilden zunächst die Grundlage für die Ausführung sehr schneller Bewegungen („open-loop“-kontrollierte Bewegungen), bei denen sensorische Informationen während der Bewegung nicht wirksam werden. Darüber hinaus sind sie für den Beginn einer jeden Bewegung bedeutsam, wobei davon auszugehen ist, dass ein Programm aufgrund der

Feedbackschleife eine Mindestdauer von 200 ms hat (Schmidt, 1982a). Eine angepasste Programmierung ist nur auf Grundlage sensorischer Informationen möglich, da die Ausgangsbedingungen bekannt sein müssen. Dabei werden auf der Ebene des Bewegungssystems v.a. die Prozesse der Wahrnehmung von Gelenkbewegungen und -positionen diskutiert. Die Wahrnehmung des muskulären Funktionszustandes spielt im Rahmen der GMP-Theorie eine untergeordnete Rolle, worin ein Kritikpunkt gesehen wird. Die Anpassung der Programmparameter basiert auf dem „recall schema“, welches Regeln über die Beziehung der Anfangsbedingungen, der Programmparameter und der Bewegungsergebnisse enthält (Schmidt, 2003). Werden während einer Bewegung („closed-loop“-kontrollierte Bewegungen) Fehler in der Ausführung festgestellt, erfolgen Programmkorrekturen. Eine erfolgreiche Kontrolle von Bewegungen unter Berücksichtigung sensorischer Rückmeldungen basiert, so die Annahme, letztlich auf dem System der Efferenzkopie und dem „recognition schema“, welches Regeln über die Beziehung der Anfangsbedingungen, der sensorischen Konsequenzen und der Bewegungsergebnisse enthält (Schmidt, 1975; Schmidt, 2003; Schmidt & Lee, 2005; Quante & Hille, 1999). Feedbacksignale können mit den Feedback-Erwartungen der geplanten Bewegung verglichen werden, was auch dazu führt, dass aktive Bewegungen besser wahrgenommen werden können als passive (Schmidt & Lee, 2005). Da durch den Vergleich die Analyse der Afferenzen vereinfacht wird, sind relativ schnelle Bewegungskorrekturen möglich (unter 100 ms) (Schmidt & Lee, 2005). Ungeklärt ist bisher, auf welche Art und Weise motorische Informationen mit sensorischen Informationen verglichen werden (Schmidt & Lee, 2005). Bezüglich der Art der Korrektur ist zu unterscheiden, ob ein neues motorisches Programm ausgewählt werden muss oder ob das Programm beibehalten werden kann und lediglich Ausführungsfehler durch Anpassung der Programmparameter behoben werden müssen (Schmidt & Lee, 2005). Längere Latenzzeiten (120 - 200 ms vs. 30 - 50 ms) geben einen Hinweis darauf, dass das Programm selbst angepasst werden musste (Schmidt & Lee, 2005). Ausführungsfehler, z.B. kleinere Abweichungen von der geplanten Trajektorie aufgrund von plötzlich auftretenden äußeren Einwirkungen oder aufgrund einer falschen Einschätzung des Ermüdungsgrades der Muskulatur, können auf Reflexbasis sehr schnell korrigiert werden (Schmidt, 1982a; Schmidt & Lee, 2005). Die Korrekturen können teilweise so

gering sein, dass sie gar nicht wahrgenommen werden (Schmidt, 1982a). Bezüglich der physiologischen Grundlagen zur Reflexauslösung sei auf die Kapitel 2.1.1.1 und 2.1.1.2 verwiesen. An dieser Stelle sei noch angemerkt, dass die Reflexe in irgendeiner Art und Weise durch das Programm vorbereitet werden müssen, da zu unterschiedlichen Bewegungsphasen der gleiche äußere Reiz zu unterschiedlichen motorischen Reaktionen führen kann (Schmidt, 1982a; Schmidt & Lee, 2005). Neben Reflexen werden sogenannte „triggered reactions“ diskutiert, um schnelle Reaktionen im Bereich von 80 - 120 ms nicht nur eines Muskels oder einer Muskelgruppe, sondern auch mehrerer Muskelgruppen erklären zu können (Schmidt & Lee, 2005). Darunter werden vorstrukturierte, koordinierte Reaktionen bei mittleren Störungen verstanden, die ohne Programmauswahl auskommen. Als Beispiel wird angeführt, dass z.B. beim Wahrnehmen eines rutschenden Weinglases zwischen zwei Fingern, nicht nur der Druck auf das Glas erhöht wird, sondern auch die Flexionsbewegung im Ellenbogengelenk reduziert wird (mit dem Ziel die Rutschbewegung durch eine Reduktion der Hebebewegung zu vermindern) (im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Erfolgt eine „triggered reaction“ verändert sich die Bewegungstrajektorie ohne Informationsverarbeitung in höheren Zentren (Schmidt & Lee, 2005). Ein neues Programm muss erst bei größeren Störungen ausgewählt werden, was mehr Aufmerksamkeit erfordert. Bei kontinuierlichen Bewegungen, wie dem Gehen, kann ein Programm viele Sekunden ohne Modifikation ablaufen (Schmidt, 1982a).

Darüber, wie exakt Bewegungen oder welche Bewegungsabschnitte kontrolliert werden, gibt es unterschiedliche Auffassungen. Die Beantwortung der Frage ist dabei von der Bewegungsaufgabe abhängig. Bei Trackingbewegungen, als eine Klasse von kontinuierlichen Bewegungen, wird angenommen, dass ein Pfad („track“) verfolgt wird. Treten Abweichungen auf, vergehen ca. 200 ms bis Korrekturbewegungen erkennbar werden, was darauf hinweist, dass Neuprogrammierungen stattfinden (Schmidt & Lee, 2005). Bei Zielbewegungen (Sägen, Greifen von Gegenständen) könnte mit Ansteuerung einer Trajektorie ebenfalls ein „track“ verfolgt werden (auch wenn dieser nicht sichtbar ist) (Schmidt & Lee, 2005). Kritikpunkte an dieser Vorstellung sind das Speicherproblem für die zahlreichen notwendigen „references of correctness“ und der Verarbeitungsaufwand beim ständigen Abgleichen von geplanter und tatsächlicher Trajektorie

(Schmidt & Lee, 2005). Lediglich bei hohen Präzisionsaufgaben scheint dieses Modell möglich (z.B. Einfädeln eines Faden in eine Nadel) (Schmidt & Lee, 2005). Bei der Ansteuerung eines Ziels muss bei auftretenden Abweichungen nicht zwingend die alte Trajektorie wieder angesteuert werden. Vielmehr kann auf eine Alternativtrajektorie ausgewichen werden, was auch mit „motorischer Äquivalenz“ beschrieben wird (Schmidt & Lee, 2005). Da relativ kurze Latenzzeiten bei der Korrektur gemessen werden, werden „triggered reactions“ für die Ausführungskorrektur verantwortlich gemacht. Als letzte Alternative könnte nicht die Trajektorie, sondern lediglich der Endpunkt der Bewegung kontrolliert werden, wobei die Ansteuerung dieses Endpunktes relativ unkontrolliert erfolgt. Schmidt und Lee (2005) schreiben dazu: „The limb is more or less „thrown“ in the direction of the endpoint by some kind of open-loop control“ (S. 149). Die tatsächliche Trajektorie wird bestimmt durch das beschriebene „thrown“ und durch mechanische Faktoren wie Gravitation, Reibung und Muskelkräfte (Schmidt & Lee, 2005). Erst die Korrekturbewegungen zur exakten Einnahme des Zielpunktes erfolgt closed-loop kontrolliert (Schmidt & Lee, 2005). Bei Programmen, die sich aus verschiedenen Bewegungssequenzen zusammensetzen („Schalthebel-Analogie“ (im Überblick Schmidt & Lee, 2005)), ist vorstellbar, dass am Ende einer jeden Bewegungssequenz eine besondere Kontrollmöglichkeit oder ein Kontrollbedarf besteht. Erst mit Zunahme des Fertigkeitsniveaus können längere Bewegungssequenzen vorprogrammiert werden, so dass weniger Aufmerksamkeitsprozesse für die Ausführung notwendig sind (Schmidt, 1982a; Schmidt & Lee, 2005). Shea und Wulf (2005) schlagen vor, für programmierte Bewegungssequenzen mit konstanten relativen Amplituden und Dauern nicht den Begriff GMP zu verwenden, sondern den Begriff „scalable response structure“, um zeitlich sehr kurze Bewegungen von längeren Bewegungssequenzen zu unterscheiden.

Eine kritische Auseinandersetzung mit der GMP-Theorie vor dem Hintergrund verschiedener neuerer und älterer experimenteller Befunde zeigt in Teilen ihre Grenzen und den Entwicklungsbedarf, hebt aber auch die bedeutsamen Annahmen hervor, die experimentell bisher nicht widerlegt werden konnten (Schmidt, 2003; Shea & Wulf, 2005).

2.1.2.2 Equilibriumspunkt-Theorie

Die Equilibriumspunkt-Theorie[13], die auf Feldman zurückgeht und u.a. in Zusammenarbeit mit Latash weiterentwickelt wurde, basiert auf der Annahme, dass die motorische Kontrolle durch die zentrale Anpassung der Schwelle des tonischen Dehnungsreflexes[14] (λ) erfolgt (Feldman, 2009; Latash, 2010a). Mit der Festlegung eines bestimmten λ-Wertes wird einerseits die Muskellänge festgelegt, ab der reflexbedingt eine Aktivierung der α-Motoneurone eines Muskels erfolgt und darüber hinaus die (nicht lineare) Beziehung zwischen Muskellänge und Muskelkraft für den Bereich größerer Muskellängen (sog. invariante Charakteristik). Die Basis für diese Annahme bilden Experimente, bei denen ein bestimmter Ellenbogeneinschlusswinkel unter einer bestimmten äußeren Last eingenommen wird. Bei Reduktion der Last und der Instruktion der Versuchspersonen nicht willkürlich zu interagieren, reduzierte sich die Muskellänge in einer sehr spezifischen Art und Weise. Auch die Muskelaktivität, nahm ab und verschwand ab einer bestimmten Muskellänge (= λ) ganz (Feldman, 2009; Latash, 2008). Für jede neue eingenommene Position wird der Begriff Equilibriumspunkt verwendet und die durch alle Equilibriumspunkte gelegte Kurve wird als invariante Charakteristik bezeichnet. Ein Equilibriumspunkt ist demnach eine feste Kombination aus einer bestimmten Muskellänge und einer bestimmten Muskelkraft. Er ist abhängig von λ und der externen Last. Ein momentaner Equilibriumspunkt wird eingenommen, wenn das voreingestellte λ und die Last unverändert bleiben und der Kontrollprozess beendet ist (Feldman, 2009; Latash, 2010a). Die Reflexaktivität ist dann ausreichend, um einen bestimmten Gelenkwinkel unter der äußeren Last einzunehmen. Da mehrere Muskeln bei der Einnahme eines Gelenkwinkels beteiligt sind, ergibt sich die Einnahme eines Gelenkwinkels stark vereinfacht aus dem λ des Agonisten und dem λ des Antagonisten (Latash, 2010a). Wird eine bestimmte Körperposition eingenommen, so sind alle Muskeln über den tonischen Dehnungsreflex in angepasster Art und Weise aktiviert. Angestrebt wird dabei ein Minimum an Aktivität, was

[13] auch als „Schwellen-Kontroll"-Theorie bezeichnet (Feldman & Levin, 2009)

[14] Der tonische Dehnungsreflex wird hauptsächlich durch die II-Afferenzen der Muskelspindel ausgelöst und ist di- oder polysynaptisch (Lehmann-Horn, 2007). Ia-Afferenzen und monosynaptische Reflexbögen haben eine eher untergeordnete Bedeutung. Der tonische Dehnungsreflex wird durch rampenförmige und auch langsame Abweichungen der voreingestellten Muskellänge ausgelöst und trägt durch die Erhöhung der Muskelaktivierung zur Stabilisierung der Muskellänge bei (Enoka, 2002; Latash, 2008; Lehmann-Horn, 2007).

Latash „the principle of minimal final action“ nennt (Latash, 2010a). Eine Beschreibung der Anpassung der Aktivierungen synergistisch wirksamer Muskeln findet sich nicht, so dass auch die Equilibriumspunkt-Theorie bei der Erklärung der intermuskulären Koordination schnell an ihre Grenzen stößt. Bei einer Bewegung wird ein neuer Equilibriumspunkt oder eine Sequenz aus Equilibriumspunkten (Equilibriumspunkt-Trajektorie) durch die Voreinstellung der entsprechenden λs angesteuert (Latash, 2010a). Äußerlich sichtbar ist jedoch nur die tatsächliche Trajektorie der Gelenke, die von weiteren Faktoren (mechanische Eigenschaften des Bewegungssystems, Zeitverzögerungen bei Reflexen) abhängig ist.

Durch eine Verschiebung von λ durch zentrale Befehle, kann die invariante Charakteristik verändert werden. Die Hinweise dazu kamen aus der Erweiterung des bereits beschriebenen Experiments zur Einnahme der Ellenbogenwinkel. Denn es zeigte sich eine veränderte invariante Charakteristik nach dem Start von einer neuen Ausgangsposition, für deren Einnahme ein veränderter zentraler Befehl (λ) notwendig war (Feldman, 2009). Durch die Veränderung von λ führen gleichstarke afferente Signale der Muskelspindeln zu unterschiedlich ausgeprägten Reflexantworten. Durch Depolarisation der α-Motoneurone wird in die Reflexabläufe eingegriffen und damit indirekt die Muskelkraft angepasst (Latash, 2010a). Im Gegensatz zur „Impuls-Timing-Hypothese“ werden demnach nicht die einzelnen Kraftstöße zur Überwindung von Distanzen kontrolliert, sondern die Schwellen des tonischen Dehnungsreflexes zur Einnahme von End- oder Zwischenpositionen einer Bewegung (in Abhängigkeit von der äußeren Last) (Feldman, 2009). „In other words, the difference between the threshold positions defined mainly by descending signals and the actual position (sensed by proprioceptors) leads to activation of motoneurons and muscle fibers they innervate“ (Latash, 2008, S. 88). Es wird angenommen, dass zur Ansteuerung von Positionen ein Bezugssystem („frame of reference“) existiert (Feldman & Levin, 2009).

Eine unwillkürliche Bewegung erfolgt nach der Equilibriumspunkt-Theorie sobald sich externe Kräfte verändern (Feldman & Levin, 2009; Latash, 2008). Eine willkürliche Bewegung erfolgt aufgrund der willkürlichen Verschiebung von λ, was dazu führt, dass bei anderen Muskellängen die Reflexaktivität und damit die Kraft ausreichend ist, um eine Gelenkposition (einen neuen Equilibriums-

punkt) einzunehmen (Feldman & Levin, 2009; Latash, 2008). Die Kraft kann demnach konstant bleiben, wenn eine neue Position eingenommen wird. Soll dagegen die Muskellänge konstant bleiben, muss die Kraft entsprechend angepasst werden. Latash (2008) betont, dass sich in den meisten Fällen sowohl die externen Kräfte als auch λ verändern, so dass eine Bewegung durch beide Faktoren beeinflusst ist.

Die Schwelle des tonischen Dehnungsreflexes wird jedoch nicht nur zentral gesteuert, sondern ist darüber hinaus abhängig von Veränderungen der Kontraktionsgeschwindigkeit (aufgrund der „velocity-sensitivity“ der Muskelspindeln), von sensorischen Informationen anderer Muskeln und anderer Rezeptoren und von der reflexbedingten Aktivierungsvorgeschichte (Feldman, 2010b; Latash, 2008; im Überblick Latash, 2010a). Der hemmende Einfluss der Ib-Afferenzen zu synergistisch wirksamen Muskeln führt z.B. zu einer flacher verlaufenden invarianten Charakteristik, so dass die generierte Kraft bei einer bestimmten Muskellänge abnimmt (Nichols & Ross, 2009).

Es wird davon ausgegangen, dass Muster von Verschiebungen von λ, die unter spezifischen Bedingungen zu einem gewünschten Bewegungsoutput geführt haben, abgespeichert und reproduziert werden können, wenn die Bedingungen sich wiederholen (Feldman & Levin, 2009). Wenn die Bedingungen tatsächlich unverändert sind, wird die gleiche Bewegung stattfinden. Ansonsten muss das Muster von Verschiebungen von λ verändert werden, um das gleiche Ziel zu erreichen. Unterschiede in der wiederholten Ausführung einer Bewegungsaufgabe ergeben sich durch Veränderungen in den Ausgangsbedingungen aller Elemente, die λ beeinflussen und in den Umweltbedingungen (Latash, 2008). Dabei wird angenommen, dass die Ausprägungen aller Faktoren, die neben dem zentralen Befehl λ beeinflussen, nicht komplett bekannt sein müssen, sondern dass Korrekturen erfolgen, sobald der gewünschte Effekt durch Festlegung von λ nicht erzielt wird (Latash, 2008). Die Equilibriumspunkt-Theorie geht zwar von zentralen Befehlen aus, sieht in dem „controller“ jedoch im Gegensatz zur GMP-Theorie kein „computational system“, so dass selbst keine Antwort darauf gegeben werden kann, wo die Kontrollprozesse ablaufen (Latash, 2010b). Anschaulich erklärt wird nur die reflexbasierte Bewegungskorrektur auf unterster Ebene: Nimmt die Kraft eines Muskels z.B. aufgrund des Ausfalls einiger motorischer Einheiten ab, wird der Muskel unter der Einwirkung

der äußeren Last gedehnt. Diese Dehnung erhöht automatisch die Aktivität der Muskelspindeln, so dass die Aktivität des gesamten α-Motoneuronenpools erhöht und der Equilibriumspunkt wieder eingenommen wird (Latash, 2010a). Die Equilibriumspunkt-Theorie bietet daher einen Ansatz, um die Kontrolle von Haltungen bei Störungen auf der Basis der intramuskulären Koordination zu erklären. Unter der Annahme, dass Bewegungen auf Equilibriumspunkt-Trajektorien basieren, kann auch die Einhaltung von Gelenktrajektorien auf die reflexbasierte Aktivierung der Muskulatur zurückgeführt werden. End- und Zwischenpositionen können trotz auftretender temporärer Störungen eingenommen werden, wenn die äußeren Kräfte zum Zeitpunkt der Einnahme so sind, wie antizipiert.

Mit λ wird zwar konkret eine physiologische Variable als Kontrollvariable genannt, ob die motorische Kontrolle jedoch allein auf der Kontrolle des tonischen Dehnungsreflexes basiert, bleibt fraglich. Latash (2008) räumt z.B. ein, dass zur Ansteuerung eines Endpunktes unter Nutzung mehrerer vorhandener Freiheitsgrade noch andere Kontrollvariablen genutzt werden. Es wird ein sogenannter „generalized displacement reflex“ als Erweiterung des tonischen Dehnungsreflexes für ein mehrgelenkiges System eingeführt, wobei weiterführende Erläuterungen fehlen (Latash, 2008). Etwas konkreter führt er für die Kontrolle eines Gelenks die zusätzlichen Variablen „reciprocal command“ ($r = (\lambda_{Flexor} + \lambda_{Extensor})/2$) und „coactivation command“ ($c = (\lambda_{Flexor} - \lambda_{Extensor})/2$) ein (Latash, 2008). Erfolgt der Befehl r zu zwei antagonistisch wirksamen Muskeln, wird einer stärker als der andere aktiviert, so dass eine Gelenkbewegung erfolgt. Bei Befehl c werden beide Muskeln gleich stark aktiviert, so dass keine Bewegung erfolgt, sondern das Gelenk versteift wird. Die Einnahme eines Equilibriumspunktes und die Einstellung der Gelenksteifigkeit können unabhängig voneinander erfolgen (Nichols & Ross, 2009). Die Übertragung auf ein mehrgelenkiges System erfolgt dadurch, dass r und c jedes beteiligten Gelenks zu R und C eines mehrgelenkigen Systems führen. R ist die „referent position“ des Endpunktes, definiert als die Position, in der der Endpunkt im Equilibrium ist und C die Steifigkeit, die den Widerstand gegen geringe Störungen definiert (Latash, 2010a). Unter Nutzung der kinematischen Freiheitsgrade können verschiedene r,c-Paare zum gleichen R und C führen. Damit ergibt sich eine Hierarchie von Kontrollvariablen, wobei auf der untersten Ebene die λs für alle

an einem Gelenk beteiligten Muskeln bestimmt werden müssen. Nichols und Ross (2009) erweitern die Equilibriumspunkt-Theorie dahingehend, dass die Kontrollsignale nicht zu einzelnen Muskeln geschickt werden, sondern zu einem „actuator“, der aus mehreren Muskeln besteht. Die Notwendigkeit dazu besteht, da sich verschiedene synergistisch und antagonistisch wirksame Muskeln über Ib-Afferenzen der Golgi-Sehnen-Organe gegenseitig beeinflussen und λ eines jeden Muskels nicht unabhängig von dem sensorischen Feedback der anderen Muskeln gesteuert werden kann. Diese Idee kommt der von Synergien sehr nah (Nichols & Ross, 2009). Auch Latash nimmt an, dass die Einnahme von Equilibriumspunkten auf Synergien beruht, was im Zusammenhang mit Bewegungskorrekturen und -variabilität bedeutsam ist. Synergien bestehen dabei, wie bereits im Kapitel 2.1.1.4 beschrieben, auf verschiedenen Ebenen (Latash, 2010). Indirekte Hinweise für „multi r,c-synergies“ und „multi λ-synergies“ sieht Latash darin, dass auf Gelenkebene die relativ hohe Variabilität „kompensiert“ werden kann, so dass „wichtige“ kinematische Variablen (z.B. der Endpunkt der kinematischen Kette) eine relativ geringe Variabilität zeigen (Latash, 2010a). Des Weiteren kann der beschriebene Ablauf der Aktivierung motorischer Einheiten bei beginnender Kraftabnahme als eine auf der Basis des tonischen Dehnungsreflexes organisierte Synergie betrachtet werden (Latash, 2010a). Genauere Erläuterungen zu den Abläufen der Nutzung muskulärer und kinematischer Freiheitsgrade und damit zur intermuskulären Koordination liefert dieser Theorieansatz jedoch ebenfalls nicht. Auch Feldman und Levin (2009) nehmen an, dass nach Festlegung der Schwellen, die verschiedenen Muskeln in eine von Kontrollinstanzen unabhängige Interaktion treten und es kein Freiheitsgrad-Problem gibt. Bewegungskorrekturen können nach diesem Verständnis auf Synergien basieren, die sich, wie bereits im Kapitel 2.1.1.4 beschrieben, durch „error compensation“ auszeichnen und ein Eingreifen eines „controllers“ nicht unbedingt notwendig machen (im Überblick Latash et al., 2002). Die relativ hohe Variabilität auf unteren Ebenen kann auf Fehlern im Befehl oder plötzlich einwirkenden äußeren Kräften beruhen, die zu einer „Selbstregulation“ aller Elemente der Synergie führen (Latash et al., 2007).

2.1.3 Variabilität als Merkmal der motorischen Kontrolle

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit wird untersucht, wie sich der Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination unter dem Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen verändern. Variabilität im inter- und auch intraindividuellen Vergleich ist jedoch generell ein typisches Merkmal von Bewegung, so dass Veränderungen von Bewegungsabläufen nicht nur auf auftretende Beanspruchungen zurück zu führen sind (Latash et al., 2002; Loosch, 1997; Müller, 2001; Neumaier, 2003; Newell et al., 2006; Newell & Slifkin, 1998; im Überblick Wiemeyer, 1992). Um gefundene Veränderungen kinematischer Parameter oder auch von EMG-Parametern im Hinblick auf ihre Ursachen und ihre Bedeutung für die Lösung der Bewegungsaufgabe besser einschätzen zu können, werden die verschiedenen Arten, Ursachen und Bedeutungen von Variabilität im Folgenden vorgestellt. Darüber hinaus wird der Drift von Bewegungen diskutiert, der ein Beispiel für Variabilität bei gleichzeitiger Stabilität anderer Bewegungsmerkmale ist. Er ist typisch für zyklische Bewegungen und wird auf eine im Vergleich zur Kontrolle von Gelenkbewegungen schlechtere Kontrolle von Gelenkstellungen und auch auf eine systematisch veränderte intermuskuläre Koordination zurückgeführt. Daher wird ihm im Rahmen der vorliegenden Arbeit besondere Bedeutung zugeschrieben.

2.1.3.1 Arten, Ursachen und Bedeutung von Variabilität

Bei der Bewegungsausführung besteht immer ein gewisses Maß an Stabilität und Variabilität, wobei darin nicht zwangsläufig ein Gegensatz besteht. Wiemeyer (1992) stellt konstante (v.a. qualitativ-topologische) äußere Merkmale, anhand derer Bewegungsklassen gebildet werden können (Werfen, Laufen, etc.), den variablen (v.a. quantitativ-metrischen) äußeren Merkmalen gegenüber. Auch das invariante Erreichen oder Treffen eines Ziels mit variablen Trajektorien oder Abwurfparametern ist typisch für das menschliche Bewegungsverhalten (Latash et al., 2002; Loosch, 1997; Müller, 2001; Müller & Sternad, 2004; im Überblick Prilutsky & Zatsiorsky, 2002; Wiesendanger, 2005). Bernstein (1967) beschäftigte sich intensiv mit der Ausführung zyklischer Bewegungen und stellte bei einer Hammerbewegung fest, dass trotz hoher Variabilität in der Trajektorie eine hohe Stabilität beim Treffen des Ziels auf dem

Amboss besteht (im Überblick Hamill, Haddad, Heiderscheit, van Emmerik & Li, 2006). In zahlreichen anderen Studien wurden Wurfbewegungen untersucht (u.a. Dillinger, 2001; Müller, 2001; Müller & Loosch, 1999). Es zeigt sich, dass grundsätzlich zwischen Ergebnis- und Ausführungsvariabilität zu unterscheiden ist. Trotz relativ hoher Ausführungsvariabilität kann eine relativ hohe Ergebniskonstanz gesichert werden. Das liegt zum einen daran, dass bei redundanten Bewegungsaufgaben immer mehrere Lösungen zum Ziel führen (motorische Äquivalenz) (im Überblick Loosch, 1997; Wiesendanger, 2005). Einzelne Variablen, die selbst hohe Streuungen aufweisen, können so kovariieren, dass die Ergebnisvariabilität gering ausfällt (Müller & Sternad, 2004). Andererseits existiert bei der Zielerreichung in den meisten Fällen ein gewisser Toleranzbereich (z.B. Zielfläche mit bestimmter Größe), so dass die Bewegung erfolgreich ist, solange trotz Streuung der Ergebnisse der Toleranzbereich nicht überschritten wird (Müller & Sternad, 2004). Je kleiner der Toleranzbereich ist, desto stärker wird die Ergebniskonstanz beeinträchtigt sein. Zwischen Ausführungs- und Ergebnisvariabilität besteht keine direkte Beziehung, so dass die Abnahme der Ausführungsvariabilität zu einer Reduktion der Ergebnisvariabilität führen kann, aber nicht zwangsläufig muss (Müller & Sternad, 2004).

Die Unterscheidung in Ausführungs- und Ergebnisvariabilität ist nicht für jede Bewegungsaufgabe so einfach möglich wie für eine Zielbewegung. Welches Ergebnis wird z.B. bei einer zyklischen Bewegungsaufgabe wie dem Gehen angestrebt? Ist die Bewegung so lange erfolgreich, wie alle wichtigen Technikmerkmale zu erkennen sind oder spezifischer, solange, wie die Gehtechnik ökonomisch ist oder solange, wie eine bestimmte Gehgeschwindigkeit trotz variabler Schrittlänge und -frequenz aufrechterhalten werden kann oder solange, bis kein Sturz erfolgt? Die Beantwortung der Frage wird einerseits vom Kontext (Alltag, sportlicher Wettkampf, Rehabilitation) abhängig sein, in dem die Bewegung realisiert wird, da er die Bewegungsaufgabe konkretisiert. Andererseits könnte erst richtig eingeschätzt werden, ob die motorische Kontrolle tatsächlich erfolgreich ist, wenn geklärt wäre, welche Bewegungsvariablen tatsächlich vom motorischen System kontrolliert werden. Bisher kann darüber jedoch nur spekuliert werden.

Betrachtet man die Variabilität auf intra- und intermuskulärer Ebene, so wird aus einem physiologischen Blickwinkel heraus deutlich, dass Stabilität auf einer

höheren Ebene trotz Variabilität auf einer unteren Ebene möglich ist. Eine variable Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten eines Muskels muss nicht bedeuten, dass sich die Kraft des Muskels verändert. Eine Veränderung der relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln muss nicht bedeuten, dass sich das Gelenkmoment verändert. Bei Veränderung der intermuskulären Koordination kann sich jedoch die äußerlich sichtbare Bewegungstechnik verändern. Aber auch dann kann das Bewegungsziel unter Umständen stabil erreicht werden, z.B. Treffen eines Nagelkopfes mit dem Hammer oder das Heben einer Last. Durch eine erfolgreiche Nutzung der vorhandenen Freiheitsgrade (motorische Einheiten, muskuläre und kinematische Freiheitsgrade) kann ein gewünschter Bewegungsoutput (Ergebnis) trotz hoher Ausführungsvariabilität gesichert werden (Latash et al., 2002).

Andererseits wird Variabilität im Bewegungsoutput, in Anlehnung an die Informationstheorie, häufig auf Rauschen („noise“) bei der Signalübertragung vom ZNS zur Peripherie zurückgeführt (im Überblick Newell et al., 2006; Müller & Sternad, 2004). In dem mit vielen Freiheitsgraden ausgestatteten Bewegungssystem führt das Rauschen dazu, dass der gleiche Befehl nicht zum gleichen Output führt und unsystematische Schwankungen auftreten (Müller & Sternad, 2004). Das Rauschen ist nicht intendiert (Müller & Reiser, 1996). Es kann jedoch wahrgenommen werden, so dass nachfolgend Korrekturen erfolgen können (Müller & Reiser, 1996). Auch Schmidt und Lee (2005) schreiben dem motorischen System grundsätzlich die Eigenschaft des Rauschens zu: Aufgrund der unumgänglichen Kombination von intendiertem Programmoutput und Rauschen, machen Muskeln nie exakt das, was vom Programm vorgegeben wurde. Daraus resultieren variable Muskelkräfte und variable Gelenkbewegungen und -stellungen (zeitlich und räumlich betrachtet) (Schmidt, 1982a; Schmidt & Lee, 2005). Nach der „Impulse-Variability“-Theorie, die als eine der bekanntesten Theorien zur Beschreibung von Fehlern bei der Generierung von Bewegungen gilt (Loosch, 1997), basiert die Variabilität der Impulse auf den beiden variablen Komponenten einer Muskelaktion: „variability in force“ und „variability in duration“ (Schmidt & Lee, 2005). Dabei nimmt bei schnell ausgeführten vorprogrammierten diskreten Zielbewegungen die „variability in force“ mit der Belastungsintensität bis ca. 65% MVC linear zu und kann bei weiterem Anstieg der Intensität wieder abnehmen (im Überblick Schmidt & Lee, 2005;

Sherwood & Schmidt, 1980). Die Abnahme der „variability in force“ wird damit begründet, dass bei höheren Intensitäten geringere Spielräume für die Kraftproduktion bestehen (Fehler in Richtung höhere Kräfte werden unwahrscheinlicher) und/oder eine genauere Ansteuerung von Kräften auf der Basis der Frequenzierung im Vergleich zur Rekrutierung gelingt (Sherwood & Schmidt, 1980). Die „variability in duration“ ist dagegen direkt proportional zur Bewegungsdauer (im Überblick Schmidt & Lee, 2005). Da die Impulse für die Gelenkbewegungen verantwortlich sind, führt die Variabilität der Impulse zu variablen kinematischen Parametern der Bewegungsausführung (Schmidt & Lee, 2005). In verschiedenen Experimenten konnte gezeigt werden, dass zeitliche Merkmale einer Bewegung wie die Bewegungsdauer einer Variabilität unterliegen, die auf Rauschen zurückgeführt wird und die von den Ausführungsbedingungen abhängig ist (Bewegungsumfang und -dauer der instruierten Bewegung) (im Überblick Dillinger, 2001). Da die Kraftgenerierung bei höheren Belastungsintensitäten (>65% MVC) weniger durch Rauschen gestört wird, kann eine schnellere Bewegungsausführung und eine höhere Belastungsintensität für die Genauigkeit bei ballistischen Bewegungsaufgaben Vorteile haben. Es ist zu beachten, dass der Gültigkeitsbereich der „Impulse-Variability“-Theorie lediglich einzelne Impulse ohne Korrekturmöglichkeit („open-loop“ Kontrolle) umfasst. Aber auch bei isometrischen Muskelaktionen, bei denen kein schneller Kraftanstieg sondern ein konstanter Kraftoutput gefordert wird, gibt es eine „variability in force“. Damit sind jedoch nicht bestimmte Zeitpunkte von Kraftmaxima wie im Zusammenhang mit der „Impuls-Variability“-Theorie gemeint, sondern die Schwankungen im Kraftoutput, die auf stattfindende intra- und intermuskuläre Koordinationsprozesse zurückgeführt werden (Basmajian & De Luca, 1985; Christensen et al., 1995; Kouzaki et al., 2004). Teilweise werden die Kraftschwankungen oder damit zusammenhängende gemessene Beschleunigungen mit dem Begriff Tremor beschrieben, der eine Frequenz von 6 - 17 Hz hat (Gamet & Maton, 1989; Hunter et al., 2002; 2003; im Überblick Kouzaki et al., 2004; Rudroff et al., 2005). Die Ursachen für den Tremor werden sowohl auf peripherer als auch zentraler Ebene gesucht, sind aber noch nicht hinreichend erklärbar (Kouzaki et al., 2004).

Variabilität wird vor dem Hintergrund von Rauschen als negativ betrachtet und die Höhe der Variabilität wird häufig als Indikator für die Qualität der moto-

rischen Kontrolle oder den Grad der Beherrschung einer motorischen Fertigkeit gesehen (im Überblick Button et al., 2006; Loosch, 1997). Variabilität sollte demnach minimiert oder eliminiert werden (im Überblick Newell & Slifkin, 1998). Diese Sichtweise resultiert v.a. aus den Einflüssen der Ingenieur- und Computerwissenschaften und aus Computer-Mensch Analogien, aber vermutlich auch auf der Erkenntnis, dass die Variabilität mit Übung bis zu einem bestimmten Grad abnehmen kann (Button et al., 2006; Hamill et al., 2006; James, 2004; Loosch, 1995; Loosch, 1997; Müller & Loosch, 1999; Müller & Sternad, 2004; im Überblick Newell & Slifkin, 1998).

Aus anderen Blickwinkeln heraus wird Variabilität jedoch als positiv betrachtet. Ein Grund dafür ist, dass Variabilität Ausdruck einer erfolgreichen Anpassung an sich verändernde Bedingungen sein kann. Diese Variabilität wird als funktionale Variabilität bezeichnet (Button et al., 2006; im Überblick Hamill et al., 2006; Loosch, 1997). Da unvorhergesehene Ereignisse generell nicht auszuschließen sind, müssen biologische Systeme auf diese reagieren, um bestimmte Ergebnisse konstant zu halten (Müller, 2001). Nur im Fall konstanter Bedingungen, würde Variabilität als Fehler interpretiert werden (Loosch, 1997). Variabilität kann jedoch nicht nur als Anpassung verstanden werden, sondern auch als Kompensation von Abweichungen oder Fehlern, die im Bewegungsverlauf auftreten und für die unmittelbar keine Ursache erkennbar ist (Loosch, 1997). Fehler früherer Bewegungsphasen können in nachfolgenden Bewegungsphasen kompensiert werden, so dass trotz veränderter Bewegungsausführung ein Bewegungsergebnis gesichert werden kann (Müller & Loosch, 1999). Variabilität resultiert demnach neben dem Rauschen auch auf Fehlern, die entweder erfolgreich oder nicht erfolgreich korrigiert werden (James, 2004). Für Fehler und die daraus resultierende Variabilität werden generell sich verändernde nicht vorhersagbare angreifende äußere Kräfte; ein veränderter Status der skeletalen, muskulären und neuronalen Systeme zu Bewegungsbeginn; eine Veränderung muskulärer Parameter während der Bewegungsausführung (z.B. aufgrund von Ermüdung); eine Störung afferenter Signale und eine Veränderung des motorischen Programms verantwortlich gemacht (im Überblick Bates, James & Dufek, 2004; Hatze, 1986; im Überblick Newell & Slifkin, 1998). Aus Sicht der GMP-Theorie sind Fehler in der Auswahl des für die Aufgabe geeigneten motorischen Programms (Fehler im zentralen Befehl) oder

Fehler bei der Parametereinstellung (zentraler und/oder peripherer Fehler) möglich (Schmidt (1982a). Auch im Rahmen der Equilibriumspunkt-Theorie wird Variabilität auf Fehler im Befehl zurückgeführt. So kann die im Zusammenhang mit der Synergie beschriebene Korrektur von Fehlern im Befehl durch „Selbstregulation“ aller Elemente einer Synergie über Interneurone (Latash et al., 2007) (s. Kapitel 2.1.1.4) auch als Variabilität aufgrund von Kompensation eingeordnet werden.

Eine weitere Ursache für Variabilität wird in einem aktiven Suchen nach optimalen Lösungen gesehen (Loosch, 1997). Darunter wird nicht, wie in den bereits beschriebenen Erklärungsansätzen, ein Reagieren auf veränderte Umweltbedingungen (Anpassung) oder Bewegungsparameter (Kompensation) verstanden, sondern eine Strategie, um Aktionsräume zukunftsorientiert auszuloten und neu zu erschließen (Loosch, 1997). Variabilität wird in diesem Zusammenhang als generelles Prinzip des Bewegungssystems verstanden (Loosch, 1997).

Einen gezielten Einsatz von Variabilität bezeichnen Müller und Reiser (1996) als „kontrollierte Variabilität“, die sie dem Rauschen gegenüber stellen.

Eine grundsätzliche Ursache für Variabilität könnte des Weiteren in der hohen Anzahl von Freiheitsgraden gefunden werden, deren Kontrolle in beiden vorgestellten Theorien zur motorischen Kontrolle (s. Kapitel 2.1.2) zumindest zum Teil und im systemdynamischen Ansatz (der nicht vorgestellt wurde) vollständig auf eine Art Selbstorganisation zurückgeführt wird und letzten Endes noch nicht bis ins letzte Detail erklärt werden kann. Eine Selbstorganisation könnte die Nutzung verschiedener Lösungen erklären.

Die Ursache und Bedeutung von Variabilität in einem konkreten Fall zu bestimmen, ist nicht trivial. Praktisch kann in den meisten Fällen nur darüber spekuliert werden, ob eine festgestellte Variabilität intendiert und nutzbringend ist oder auf Fehlern beruht. Unsystematische Schwankungen können auf Rauschen oder einzelne kurzzeitige Fehler oder Störungen zurückgeführt werden. Systematische Veränderungen können als Anpassungen an sich verändernde Bedingungen oder Kompensationen interpretiert werden. Die Analyse der Bedingungen der Umwelt und des Bewegungssystems kann daher bei der Einschätzung von Ursachen und Bedeutungen helfen. Darüber hinaus ist schwer einzuschätzen, wie die Höhe der statistischen Streuungsmaße, über die

im Allgemeinen Variabilität operationalisiert wird (Loosch, 1997; Newell et al., 2006), prinzipiell (hoch oder niedrig in Relation zu einer geringstmöglichen Standardabweichung) und im Hinblick auf das erfolgreiche Lösen einer Aufgabe einzuschätzen ist.

2.1.3.2 Diskussion des Driftens als ein Variabilitätsmerkmal bei zyklischen Bewegungen

Zyklische Bewegungen können driften, worunter eine systematische Verschiebung der Bewegung im Raum zu verstehen ist. Interessant ist dieses Phänomen im Rahmen der vorliegenden Arbeit deshalb, weil der Drift auf eine veränderte intermuskuläre Koordination und eine verschlechterte Propriozeption zurückführbar ist und beides in einen Zusammenhang mit neuromuskulären Beanspruchungen gebracht werden kann (s. Kapitel 2.2, 2.3 und 2.4). Darüber hinaus geben die Studienergebnisse zum Driften Hinweise darauf, welche Bewegungsparameter bei einer zyklischen Bewegung eher konstant gehalten oder vom motorischen System kontrolliert werden und welche eher variabel sind. Die Ergebnisse werden relativ umfangreich dargestellt, da sie Grundlage für die Hypothesengenerierung sind. Zur besseren Einordnung der Ergebnisse sei darauf hingewiesen, dass die beiden vorgestellten Studien mit dem Ziel durchgeführt wurden, Hinweise auf eine differenzierte motorische Kontrolle von Bewegungen und Haltungen zu erhalten.

Brown et al. (2003) fanden bei einer zyklischen Bewegung der Fingerspitze (als Endpunkt der kinematischen Kette) vor dem Körper in der Horizontalebene (Schulterabduktion 90°) zwischen zwei vorgegebenen Punkten einen Drift des Startpunkts während der Ausführung von 70 Wiederholungen (s. Abb. 2). Die Bewegung konnte nur während der ersten 5 Wiederholungen visuell kontrolliert werden.

Die Höhe des Drifts zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wiederholungen veränderte sich nicht signifikant im Verlauf der Bewegungsaufgabe und betrug, zusammengefasst für die beiden realisierten Bewegungsrichtungen (120° und 30°) 1,37 ± 0,1 cm. Der Drift kumulierte jedoch über die ersten 40 Wiederholungen, so dass nach der 40. Wiederholung die Hand im Durchschnitt 7,9 ± 0,2 cm von der ursprünglichen Startposition entfernt war.

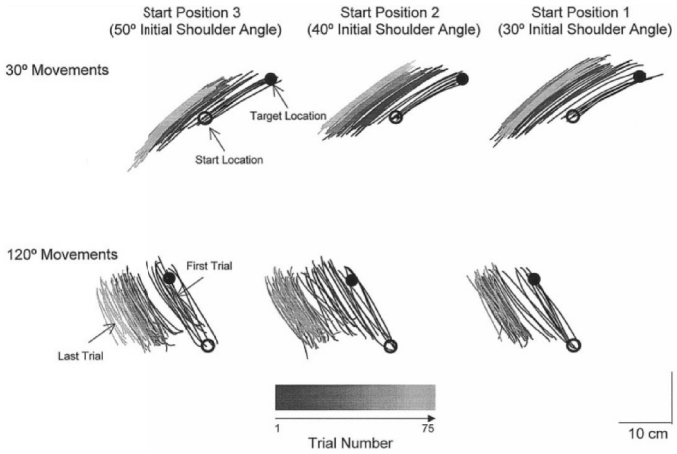

Abb. 2. Trajektorien der Fingerspitze einer Versuchsperson über 70 Wiederholungen für die Bewegungsrichtungen 30 und 120° und die unterschiedlichen Startpositionen in Abhängigkeit vom initialen Schulterflexionswinkel. Aus „Limb position drift: implications for control of posture and movement" von L.E. Brown, D.A. Rosenbaum und R.L. Sainburg, 2003, *Journal of Neurophysiology, 90,* S. 3108. Copyright 2003 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

Im weiteren Verlauf ließ sich aufgrund der größeren Unsystematik in der Driftrichtung zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wiederholungen keine weitere signifikante Zunahme des kumulativen Drifts mehr feststellen. Für die Richtung des Drifts ließ sich die Tendenz feststellen, dass sich die Startposition in horizontaler Richtung hin zum Körper bewegt, in vertikaler jedoch vom Körper weg (Brown et al., 2003). Die Bewegungsamplitude und -richtung veränderten sich nicht signifikant während der ersten 40 Wiederholungen, während derer der Drift kumulierte.

Um Informationen über den Einfluss der Bewegungsaufgabe auf die kinematischen Parameter zu erlangen, wurden zwei Bewegungsrichtungen (30° und 120°; operationalisiert über den Winkel zwischen der Geraden durch Start- und Zielpunkt und der Horizontalen) und drei Startpositionen (30, 40 und 50°; operationalisiert über den initialen Schulterflexionswinkel) verglichen. Es konnte festgestellt werden, dass die Bewegung zur Realisierung der Bewegungsrichtung von 120° mehrgelenkig war. Es wurden sowohl Ellenbogenextensionen/-flexionen mit einem Bewegungsumfang von ca. 35° als auch Schulterflexionen/-extensionen mit einem Bewegungsumfang von ca. 30° ausgeführt (Brown et al., 2003). Die Realisierung der Bewegungsrichtung von 30° erfolgte dagegen nahezu eingelenkig, da fast ausschließlich Ellenbogenextension/-flexionen mit einem Bewegungsumfang von ca. 30° ausgeführt wurden. Die Ergebnisse zeigen, dass bei der zweigelenkigen Bewegungsaufgabe der Drift des

Endgliedes der kinematischen Kette signifikant höher war als bei der eingelenkigen (1,49 vs. 1,26 cm). Der absolute kumulative Drift und die Richtung des kumulativen Drifts wurden jedoch weder durch die Bewegungsrichtung, noch durch die Startposition systematisch beeinflusst. Bei differenzierter Betrachtung der Gelenkstellungen und -bewegungen ließ sich bei der zweigelenkigen Bewegungsaufgabe in beiden Gelenken eine Verschiebung der Bewegungsumfänge in andere Gelenkwinkelbereiche und damit ein signifikanter kumulativer Drift beider Gelenkwinkel um jeweils ca. 7 - 8° feststellen. Die Ergebnisse weisen somit darauf hin, dass Bewegungsumfänge in Gelenken besser kontrolliert werden können, als der Gelenkwinkelbereich, in dem sie realisiert werden. Bei der eingelenkigen Bewegungsaufgabe driftete jedoch nur die Position des zu stabilisierenden Schultergelenks signifikant um ca. 13°. Der Drift ist in diesem Fall auf eine veränderte intermuskuläre Koordination von Stabilisatoren und Kinetoren zurück zu führen, durch die sich die Gelenkstellung des zu stabilisierenden proximalen Gelenks verändert (Brown et al., 2003). Angaben über die Richtung der Driftbewegungen werden nicht gemacht.

Nougier et al. (1996) wählten eine Einzelfallstudie mit einem deafferenten Patienten (starker Verlust großer sensorischer Fasern aufgrund einer sensorischen Polyneuropathie mit der Folge des Verlusts der Wahrnehmung von Berührung, Vibration, Druck, der Kinästhesie und der Sehnenreflexe). Die Kontrollgruppe setzte sich aus fünf gesunden Personen zusammen. Die Fragestellung wurde an einer eingelenkigen zyklischen Pronations-/Supinationsbewegung des Unterarms untersucht. Als kinematische Parameter wurden die Bewegungsamplituden, die absolute Entfernung zum Zielpunkt (räumliche Fehler) und der Drift (Bewegungsamplitude während einer 8sekündigen Pause zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bewegungen) erhoben. Der Drift während der eigentlichen Bewegungsaufgabe wurde hingegen weder in der Versuchsanordnung mit noch ohne Pause operationalisiert, so dass nur indirekt Aussagen darüber möglich sind. Bei den gesunden Personen ließ sich, mit und ohne visuelle Kontrolle, kein Drift während der 8sekündigen Pause feststellen. Die Endposition der vorangegangen Bewegung war die Startposition der Folgebewegung. Des Weiteren wurden gemachte räumliche Fehler während eines Zyklus bemerkt und durch eine Anpassung der Amplitude der nachfolgenden Bewegung korrigiert. Aus diesem Grund machten die gesunden Personen

größere Amplitudenfehler (6,57°) als räumliche Fehler (4,95°) (Nougier et al., 1996). Eine genaue Aussage über den Drift während der Bewegung kann nicht gemacht werden, da nur räumliche Fehler angegeben werden und nicht deutlich wird, ob diese systematisch in eine bestimmte Richtung gemacht wurden. Bei dem deafferenten Patienten waren umgekehrt die räumlichen Fehler (39,14°) deutlich größer als die Amplitudenfehler (10,21°) und auch nur die räumlichen Fehler unterschieden sich signifikant von der Kontrollgruppe. Die großen räumlichen Fehler lassen sich nicht auf einen Drift nach dem Verständnis der Autoren zurückführen. Vielmehr sehen sie die Ursache in der Aufsummierung der Amplitudenfehler, so dass zwar kein Drift in der Pause stattfand, jedoch von einem Drift der Bewegung auszugehen ist. Auch diese Ergebnisse weisen darauf hin, dass Bewegungsumfänge in Gelenken besser kontrolliert werden können, als der Gelenkwinkelbereich, in dem sie realisiert werden. Kleine Amplitudenfehler, die systematisch in eine Richtung erfolgen, nicht korrigiert werden und sich somit aufsummieren, können demnach einen Drift der Bewegung bedingen. In einem zweiten Experiment mit variierenden Bewegungsumfängen zwischen 15 und 80° ließ sich ein signifikant höherer Drift von End- und Startposition in der diesmal gewählten 5sekündigen Pause für den deafferenten Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe (5,5° vs. 1,3°) feststellen, so dass gezeigt werden konnte, dass eine bestimmte Gelenkposition ohne propriozeptive Informationen schlechter kontrolliert werden kann.

Die Ursachen für den Drift werden zu großen Teilen in einer eingeschränkt nutzbaren oder im Fall des deafferenten Patienten nicht vorhandenen Propriozeption gesehen (Brown et al., 2003; Nougier et al. 1996). Es wird darauf verwiesen, dass die Ia- und II-Afferenzen der Muskelspindeln, die wie im Kapitel 2.1.1.2 dargestellt, unterschiedliche Bedeutung bei der Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen haben, besser zur Kontrolle dynamischer Muskelaktionen nutzbar sind als zur Kontrolle statischer Muskelaktionen, worunter auch die Stabilisierung von Gelenken fällt (im Überblick Brocket et al., 1997; im Überblick Brown et al., 2003). Da jedoch während des Driftens die Bewegungsrichtung unverändert bleibt, was eine Anpassung der Gelenkmomente an die veränderten Ausgangspositionen erfordert, gehen Brown et al. (2003) davon aus, dass durchaus propriozeptive Informationen über die Position der Gliedmaßen zur Verfügung stehen. Darüber hinaus wird angenom-

men, dass ein Drift von 1,37 ± 0,1 cm zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bewegungen (Brown et al., 2003) wahrnehmbar sein sollte, da bei Positionierungsaufgaben gezeigt werden konnte, dass eine hohe Positionsgenauigkeit möglich ist und Veränderungen der Schulter- und Ellenbogenposition registriert werden konnten, die zu einer Veränderung der Position der Fingerspitze von unter 5 mm führten (im Überblick Brown et al., 2003). Brown et al. (2003) sehen daher eine Erklärung für die nicht exakte Beibehaltung der Gliedmaßenposition in der Doppelaufgabe, die darin besteht, die Position des Startpunktes und die Trajektorie des Endgliedes der kinematischen Kette beizubehalten. Diese Doppelaufgabe, so die Autoren, erhöht die Wahrnehmungsschwelle für Positionsveränderungen. Eine explizite Instruktion und Priorisierung der Beibehaltung der Position sollte diese Schwelle wieder reduzieren (im Überblick Brown et al., 2003). Eine weitere Begründung für die mangelnde Positionskontrolle sehen Brown et al. (2003) in einer differenzierten Nutzung der propriozeptiven Informationen durch sogenannte „position controllers“ und „movement controllers“. Beide Kontrollinstanzen könnten unterschiedlich empfindlich auf geringe Positionsfehler reagieren. Die Kontrolle von Bewegungen könnte eher auf intrinsischen Gliedmaßenpositionen basieren, die Kontrolle von Positionen eher auf extrinsischen Positionen der Hand im Raum (Brown et al., 2003). Die Transformation von intrinsischen Gliedmaßenpositionen in extrinsische Positionen im Raum könnte eingeschränkt sein, wenn die visuelle Kontrolle fehlt und somit zu dem gefundenen Drift führen. Die Kontrolle der Position ist daher nach Annahme der Autoren stärker von visuellen Informationen abhängig. Die Begründung auf der Basis zweier unabhängiger Kontrollinstanzen erscheint den Autoren aufgrund ihrer eigenen Befunde und auch mit Bezug auf andere Befunde am plausibelsten. Sarlegna und Sainburg (2009) führen in einem Überblicksartikel neben der Untersuchung von Brown et al. (2003) noch weitere Studien an, die darauf hinweisen, dass propriozeptive Informationen bei Zielbewegungen der Hand zur Anpassung der Gelenkmomente genutzt werden, auch wenn eine korrekte Ansteuerung der Zielpositionen aufgrund der Manipulation der visuellen Informationen nicht gelingt. Sie sehen darin eine Bestätigung für die Annahme, dass die Planung der Parameter Bewegungsrichtung und -distanz hauptsächlich anhand von visuellen Informationen erstellt wird, die

Übersetzung des Planes in Gelenkmomente jedoch anhand propriozeptiver Informationen erfolgt (s. Kapitel 2.1.1.2).

Nougier et al. (1996) sehen die Gründe für die Unterschiede in der Qualität der Bewegungs- und Positionskontrolle bei fehlender Propriozeption und visueller Kontrolle dagegen in der Nutzbarkeit motorischer Programme. Die Amplitudenfehler sind, unter der Annahme motorischer Programme, erwartungsgemäß relativ gering. Sie können jedoch nicht wahrgenommen werden, so dass sie kumulieren. Auch ein Drift in der Pause zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bewegungen kann stattfinden. Ein deafferenter Patient verliert das Bezugssystem („position frame of reference“) für seine Bewegungen (Nougier et al., 1996). Bei vorhandener Propriozeption (gesunde Personen) gelingt dagegen trotz fehlender visueller Kontrolle die Positionierung im Raum und Ansteuerung von Zielpunkten. Fehler in den Bewegungsamplituden werden wahrgenommen und korrigiert, so dass diese nicht kumulieren.

Die Bedeutung visueller Informationen wird anhand weiterer Einzelergebnisse deutlich. Wurde eine visuelle Kontrolle der Bewegung zugelassen, waren auch bei dem deafferenten Patient sowohl die räumlichen Fehler (1,43°) als auch die Amplitudenfehler (2,91°) sehr gering und unterschieden sich nicht signifikant von denen der gesunden Personen (Nougier et al., 1996). Brown et al. (2003) finden zwar auch bei visueller Kontrolle während der ersten fünf Wiederholungen einen Drift zwischen zwei aufeinanderfolgenden Wiederholungen von ca. 1 cm, der jedoch aufgrund der Unsystematik nicht kumulierte. Die beschriebene Kumulation erfolgte erst, nachdem die visuelle Kontrolle nach der fünften Wiederholung ausgeschaltet wurde (Brown et al., 2003). Visuelle Informationen können demnach eine eingeschränkte Propriozeption kompensieren. Liegt die Bewegungszeit beim Ansteuern eines Ziels über 190 - 260 ms können die visuellen Informationen zur Korrektur genutzt werden (im Überblick Schmidt & Lee, 2005).

Anhand der bisher diskutierten Ursachen ist der Drift als Variabilität aufgrund von Fehlern bei der motorischen Kontrolle einzuordnen, wobei die Fehler nicht erfolgreich korrigiert werden. Bei der Suche nach den Ursachen für einen Drift finden sich jedoch nicht nur Annahmen zu einer eingeschränkten Nutzung propriozeptiver Informationen zur exakten Positionierung von Gliedmaßen. Ein anderer Grund wird darin gesehen, dass im Verlauf einer zyklischen Bewe-

gungsaufgabe Positionen angesteuert werden, die einen höheren Komfort oder eine höhere Stabilität, verbesserte Wahrnehmungsmöglichkeiten und Kontrolle gewährleisten (Brown et al., 2003). Nach Brown et al. (2003) könnten solche Positionen als Attraktor wirken. In ihren eigenen Experimenten fanden sie jedoch keine Bestätigung für diese Annahme, da unterschiedliche Startpositionen keinen Effekt auf die Driftdistanz hatten und letztlich keine bestimmte Position im Raum eingenommen wurde. Dennoch kann nicht ganz ausgeschlossen werden, dass die Variabilität im Zusammenhang mit einem Drift auch auf ein aktives Suchen nach optimalen Lösungen zurückgeführt werden kann.

2.1.4 Zusammenfassung der theoretischen Grundlagen zur motorischen Kontrolle

Das Kapitel „Theoretische Grundlagen der motorischen Kontrolle“ soll die Basis für das Verständnis der Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen auf einzelne physiologische Prozesse, die intra- und intermuskuläre Koordination und die Anpassung motorischer Kontrollprozesse bilden, bevor in den nachfolgenden Kapiteln die theoretischen Grundlagen neuromuskulärer Beanspruchungen behandelt und experimentelle Befunde vorgestellt werden.

Zunächst wurde erläutert, dass die Generierung der Muskelkraft außer bei sehr schnellen Reflexantworten immer auf der Basis von zentraler und reflektorischer Aktivierung erfolgt. Zentral sind kortikale und subkortikale Netzwerke an der Bewegungsgenerierung beteiligt. Auf der Ebene des Rückenmarks bildet ein komplexes Netzwerk mit mono-, di- und polysynaptischen Verbindungen der Afferenzen die Grundlage für Reflexe. Der Input der α-Motoneurone setzt sich aus den zahlreichen hemmenden und erregenden Einflüssen der verschiedenen Afferenzen und absteigenden Bahnen zusammen. Eine zentrale Einflussnahme auf Afferenzen ist möglich, was z.B. im Rahmen der Equilibriumspunkt-Theorie große Bedeutung hat. Renshaw-Interneuronen wird eine große Rolle bei der intra- und intermuskulären Koordination zugeschrieben, wenngleich die Bedeutung noch nicht genau abgeschätzt werden kann. Die Auslösung eines Aktionspotentials am α-Motoneuron basiert auf elektrochemischen Prozessen. Die notwendige Stromstärke zur Generierung der Schwellenspannung ist vor allem abhängig vom Eingangswiderstand der Zelle und in geringerem Ausmaß von der Höhe der Schwellenspannung. Beide Faktoren stehen in einem engen

Zusammenhang zur Größe der α-Motoneurone. Darüber hinaus gibt es Hinweise darauf, dass die elektrochemischen Prozesse zur Generierung der Schwellenspannung durch Neurotransmitter steuerbar sind.

Eine erfolgreiche motorische Kontrolle ist ohne sensorische Informationen nicht möglich. Sie sind Grundlage der reflexbedingten Aktivierung der α-Motoneurone und werden darüber hinaus zentral verarbeitet, so dass Bewegungen unter Einbeziehung höherer Zentren kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert werden können. Auf ihrer Grundlage wird eine angepasste Aktivierung an momentane Gelenkbewegungen und -stellungen und an den muskulären Funktionszustand möglich. Die Bedeutung der verschiedenen Rezeptoren für die verschiedenen Wahrnehmungen ist nicht einfach einzuschätzen. Die Wahrnehmung von Gelenkbewegungen und -stellungen wird auf die unterschiedlichen Propriozeptoren, den visuellen Analysator, auf die Wahrnehmung angreifender Gravitationskräfte und das Anstrengungsempfinden zurückgeführt. Die Wahrnehmung des muskulären Funktionszustandes, die für die Anpassung der intra- und intermuskulären Kompensationen große Bedeutung hat, kann auf III- und IV-Afferenzen zurückgeführt werden. Einschränkend muss angemerkt werden, dass v.a. reflexbedingte Effekte bekannt sind. Es wird angenommen, dass III- und IV-Afferenzen sowohl direkten hemmenden Einfluss auf die α-Motoneurone haben, als auch indirekt erregenden (über Reduktion Renshaw-Hemmung und Hemmung durch Ib-Afferenzen der Golgi-Sehnen-Organe; Steigerung Entladungsrate der Muskelspindeln).

Um gewünschte Muskelkräfte zu generieren müssen Rekrutierung, Frequenzierung und vermutlich auch die Synchronisation von motorischen Einheiten mit verschiedenen kontraktilen Eigenschaften aufeinander abgestimmt werden (intramuskuläre Koordination). Kalkuliert werden muss dabei, dass große α-Motoneurone höhere Leitgeschwindigkeiten an Nerven- und Muskelfasern haben, mehr Muskelfasern innervieren und zwar solche mit kürzeren Kontraktions- und Relaxationszeiten, eine höhere maximale Entladungsfrequenz haben und aufgrund ihrer kontraktilen und metabolischen Eigenschaften höhere Kräfte generieren können und schneller ermüdbar sind und dies alles im Vergleich zu kleineren motorischen Einheiten. Die (zentrale) Kontrolle von Rekrutierung, Frequenzierung und Synchronisation unter Berücksichtigung der zahlreichen synaptischen Inputs eines α-Motoneurons ist noch nicht geklärt. Es ist davon

auszugehen, dass eine Rekrutierungsreihenfolge besteht, die jedoch nicht starr ist, sondern u.a. abhängig von der Bewegungsgeschwindigkeit. Die vielen Detailinformationen zu den Rekrutierungsschwellen, initialen und maximalen Entladungsraten unterschiedlicher motorischer Einheiten, zu der Synchronisation und zu den Rekrutierungsgrenzen unterschiedlicher Muskeln sind bedeutsam für die Interpretation von EMG-Daten verschiedener Muskeln bei verschiedenen Bewegungsaufgaben (mit unterschiedlichen Belastungsintensitäten, Bewegungsgeschwindigkeiten und Arten der Muskelaktion).

Um gewünschte Momente an einem Gelenk zu genieren, müssen die Kräfte synergistisch wirksamer Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten zeitlich und in ihrer Höhe aufeinander abgestimmt werden (intermuskuläre Koordination). Kinetoren sind an der Generierung der skeletalen Bewegung beteiligt, wobei Antagonisten eine gegensinnige Funktion haben. Stabilisatoren wirken durch ihre Muskelaktionen unerwünschten Gelenkmomenten entgegen. Synergistisch wirksame Muskeln sind durch ihre gleichsinnige Funktion bei einer Bewegungsaufgabe oder während einer Bewegungsphase gekennzeichnet. Es gibt Hinweise darauf, dass synergistisch wirksame Kinetoren nicht stets in gleicher Relation aktiviert werden und somit muskuläre Freiheitsgrade zur Generierung eines bestimmten Gelenkmoments genutzt werden. Für die relativen Aktivierungen lassen sich Abhängigkeiten vom Gelenkwinkel (bei zweigelenkigen Muskeln von beiden Gelenkwinkeln), von sekundären und tertiären Gelenkmomenten, von der Belastungsintensität, von der Art der Muskelaktion und der Kontraktionsgeschwindigkeit feststellen. Die relativen Arbeitsbedingungen, sekundäre und tertiäre Momente und die Muskelfaserzusammensetzung können als zugrundeliegende Einflussfaktoren identifiziert werden. Neben den muskulären Freiheitsgraden werden bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben auch kinematische Freiheitsgrade genutzt.

Die beiden ausgewählten Theorien zur motorischen Kontrolle geben einen Einblick in die Vorstellungen, wie Muskelkräfte und Gelenkbewegungen kontrolliert werden. Auf die Frage, welche Parameter kontrolliert werden, finden beide Theorien unterschiedliche Antworten. Die GMP-Theorie geht davon aus, dass zu überwindende Distanzen über Kraftstöße (Impulse) in Abhängigkeit von den Ausgangsbedingungen kontrolliert werden. In einem generalisierten motorischen Programm können dabei mehrere Bewegungssequenzen zusammen-

gefasst werden, so dass mehrere Impulse vorprogrammiert sein können. Bezüglich der Bewegungskorrektur ist hervorzuheben, dass die GMP-Theorie verschiedene Fehler und Korrekturmöglichkeiten voneinander abgrenzt. Eine Ausführungskorrektur ist auf Reflexebene bereits nach 30 ms möglich. Eine Neuprogrammierung ist frühestens nach 200 ms möglich. „Triggered reactions“ bilden eine dritte Klasse und liegen, vereinfacht gesagt, zwischen den beiden erstgenannten Korrekturmöglichkeiten. Nach der Equilibriumspunkt-Theorie werden End- oder Zwischenpositionen einer Bewegung reflexbedingt über die in Abhängigkeit von der äußeren Last zentral eingestellten Schwellen des tonischen Dehnungsreflexes (λ) aller beteiligter Muskeln angesteuert. Die Equilibriumspunkt-Theorie leistet damit einen Beitrag, um die Kontrolle von Gelenk- oder Körperpositionen generell auf der Basis von Reflexen zu erklären. Korrekturen bei kurzzeitigen Störungen sind ohne zentrale Kontrolle möglich. Wird die gewünschte Gelenkstellung jedoch nicht eingenommen (durch Veränderung der Umweltbedingungen und/oder der Faktoren, die neben dem zentralen Befehl λ beeinflussen), muss λ angepasst werden.

Untersuchungen zur Kodierung von Bewegungsparametern weisen darauf hin, dass sowohl kinetische Parameter wie Kräfte und/oder Muskelaktivierungen auf der Basis eines intrinsischen Koordinatensystems als auch eher globalere kinematische Parameter wie Position und Bewegungsrichtung auf der Basis eines extrinsischen Koordinatensystems kontrolliert werden. Welcher Parameter zu welchem Zeitpunkt kodiert wird, ist dabei abhängig von den Anforderungen der Bewegungsaufgabe/-phase. Anhand dieser Erkenntnisse findet keine der vorgestellten Theorien in Relation zur anderen stärkere Bestätigung.

Offen bleibt insgesamt, wie die zahlreichen Inputs der α-Motoneurone kontrolliert werden, um entweder die gewünschten α-Motoneurone angepasst zu aktivieren (GMP-Theorie) oder zu depolarisieren, damit der tonische Dehnungsreflex zu einer angepassten Aktivierung führt (Equilibriumspunkt-Theorie). Letztlich kann die intra- und intermuskuläre Koordination weder auf der Basis der GMP-Theorie noch auf der Basis der Equilibriumspunkt-Theorie zufriedenstellend erklärt werden. In beiden Theorien wird auf eine Art Selbstregulation verwiesen, wenn es um die Frage geht, welche der zahlreichen Muskeln des Muskelsystems zu welchem Zeitpunkt in bestimmter Höhe aktiviert werden. Im Rahmen von Programmtheorien wird davon ausgegangen, dass Reflexe oder

Muster zu bestimmten „Zwängen“ führen und die Basis für die Kontrolle auf unterer Ebene bilden. Latash geht im Rahmen der Equilibriumspunkt-Theorie dagegen von einer Selbstregulation durch Synergien aus, wobei die physiologischen Grundlagen, außer eventuell auf Ebene der motorischen Einheiten, offen bleiben. Sensorische Informationen sind aus Sicht der GMP-Theorie bedeutsam, um die Ausgangsbedingungen zu bestimmen, anhand derer das Programm und die Programmparameter ausgewählt werden und um die Ausführung von Bewegungen zu kontrollieren und gegebenenfalls zu korrigieren (auf Reflexbasis und unter Verarbeitung der Informationen auf supraspinaler Ebene („recognition schema“)). Aus Sicht der Equilibriumspunkt-Theorie erfolgt die Aktivierung der α-Motoneurone direkt durch die Afferenzen der Muskelspindel. Da die Einstellung von λ aufgrund eines Bezugssystems für Gelenkpositionen erfolgt, sind Informationen über die Ausgangsbedingungen nicht notwendig. Wie alle sensorischen Informationen verarbeitet werden und gezielte Aktivierungen synergistisch wirksamer Muskeln unter Nutzung der vorhandenen Freiheitsgrade auf der Basis dieser Verarbeitung erfolgen, kann zum jetzigen Zeitpunkt nicht beantwortet werden.

Variabilität ist ein typisches Bewegungsphänomen und hat verschiedene Ursachen und Bedeutungen, so dass die Ursachen- und Bedeutungszuschreibung für gefundene Veränderungen im Bewegungsablauf oder der intermuskulären Koordination nicht trivial ist. Letztlich kann die Variabilität grundsätzlich darauf zurückgeführt werden, dass biologische Systeme Störungen oder Veränderungen ausgesetzt sind, die ihren Ursprung in physiologischen Prozessen oder der Umwelt haben. Variabilität kann einerseits das Bewegungsergebnis sichern, wenn Veränderungen der Umweltbedingungen oder im Bewegungsablauf festgestellt werden und Anpassungen und Kompensationen erfolgen (= kontrollierte oder funktionale Variabilität). Andererseits kann Variabilität auch auf einem Rauschen basieren, so dass Bewegungen weniger erfolgreich werden, wenn dieses zunimmt. Variabilität ist somit weder grundsätzlich positiv noch negativ. Bei der Einschätzung müssen mögliche Ursachen und die mögliche Bedeutung für die jeweilige Bewegungsaufgabe berücksichtigt werden. Praktisch kann in den meisten Fällen nur darüber spekuliert werden, ob eine festgestellte Variabilität auf Rauschen, Fehlern oder Anpassungen an veränderte Bedingungen basiert und ob sie intendiert und nutzbringend ist. Auch eine aktive Suche nach

optimalen Lösungen kann nicht ausgeschlossen werden. Die Einschätzung kann dadurch unterstützt werden, dass die Variabilität auf verschiedenen Ebenen betrachtet wird. Sie ist auf unteren Ebenen immer größer als auf höheren Ebenen, so dass ein gewünschter Bewegungsoutput trotz vorhandener Variabilität konstant gehalten werden kann. Es kann angenommen werden, dass die intramuskuläre Koordination variabler als die Muskelkraft, die intermuskuläre Koordination variabler als die Gelenkmomente und die Ausführungsvariabilität größer als die Ergebnisvariabilität ist. Eine gefundene Variabilität auf einer Ebene muss demnach immer im Zusammenhang mit der Variabilität auf höherer Ebene und dem Bewegungsziel betrachtet werden. Die Bewegungsaufgabe bestimmt letztlich den Spielraum für die Variabilität. Führen schon geringste Abweichungen in Gelenktrajektorien dazu, dass die Aufgabe nicht mehr gelöst werden kann, kann bereits eine geringe Ausführungsvariabilität als negativ eingeschätzt werden. Im Zusammenhang mit neuromuskulären Beanspruchungen können unsystematische Veränderungen vernachlässigt werden, da sie auf Rauschen oder einzelne kurzzeitige Fehler oder Störungen zurückgeführt werden können. Systematische Veränderungen hingegen könnten als Anpassungen an veränderte Bedingungen oder Kompensationen interpretiert werden.

Der Drift ist ein typisches Phänomen bei zyklischen Bewegungen und beruht vermutlich hauptsächlich auf Fehlern bei der motorischen Kontrolle. Er kann auf eine eingeschränkte Propriozeption und auch auf eine veränderte intermuskuläre Koordination zurückgeführt werden. Da beide Faktoren in den Zusammenhang mit neuromuskulären Beanspruchungen gebracht werden können, werden die Erkenntnisse zur Hypothesengenerierung genutzt. Es lassen sich zwei Driftarten unterscheiden. Die erste Driftart kann auf die Aufsummierung von Amplitudenfehlern zurückgeführt werden, wenn die Fehler systematisch in eine Richtung erfolgen und keine Korrektur einzelner Fehler durch Reduktion oder Erhöhung des Bewegungsumfangs der Folgebewegung vorgenommen wird. Die Bewegungsumfänge, für die keine signifikanten Veränderungen vorliegen müssen, verschieben sich dadurch in andere Gelenkwinkelbereiche. Die Ergebnisse weisen daher darauf hin, dass Bewegungsumfänge in Gelenken besser kontrolliert werden können als der Gelenkwinkelbereich, in dem sie realisiert werden. Einschränkend muss erwähnt werden, dass

gesunde Personen ohne Einschränkung der Propriozeption trotz fehlender visueller Kontrolle Amplitudenfehler bei einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe wahrnehmen und korrigieren können, so dass räumliche Fehler, für die in diesem Fall nicht deutlich wird, ob sie systematisch in eine bestimmte Richtung erfolgen und zu einem Drift führen, relativ gering ausfallen. Die zweite Driftart wurde bei einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe gefunden. Diese driftete, da sich die Gelenkstellung des zu stabilisierenden proximalen Gelenks veränderte, was auf eine veränderte intermuskuläre Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren hinweist. Darüber hinaus lassen sich Hinweise darauf finden, dass während einer statischen Muskelaktion in der Pause zwischen zwei Bewegungen ein Drift stattfinden kann. Diese Ergebnisse zeigen, dass ein Drift auf einer verringerten Stabilisierung eines Gelenks basieren kann. Generell wird angenommen, dass Gelenkstellungen im Vergleich zu Gelenkbewegungen schlechter kontrolliert werden können, da Bewegungsmerkmale wie Bewegungsumfang und -richtung konstant gehalten werden können. Als Ursachen für den Drift wird jedoch nicht nur die eingeschränkte Nutzung propriozeptiver Informationen für die Kontrolle von Gelenkstellungen diskutiert, sondern auch eine gezielte Ausnutzung besserer Bedingungen. So könnte die Bewegung theoretisch in Gelenkwinkelbereiche driften, in denen durchschnittlich bessere Arbeitsbedingungen, ein besserer Komfort oder eine höhere Stabilität vorliegen. Die Ergebnisse weisen darüber hinaus darauf hin, dass eine visuelle Kontrolle eine eingeschränkte oder nicht vorhandene Propriozeption kompensieren kann. So müssen propriozeptive Informationen für die Bewegungskontrolle zwar als bedeutsam eingeschätzt werden, die Bedeutung scheint beim Vorhandensein von visuellen Informationen jedoch reduziert zu sein.

2.2 Theoretische Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen

Treten neuromuskuläre Beanspruchungen bei einer Bewegungsaufgabe auf, werden zahlreiche Prozesse im Nerven- und Muskelsystem beansprucht und einige davon können leistungslimitierend sein. Die kritische Reflexion leistungslimitierender Faktoren ist bedeutsam für die Interpretation der Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen. Ein Schwerpunkt bildet die Diskussion darüber, ob zentrale Prozesse und damit motorische Kontrollprozesse eingeschränkt sein können. Veränderungen auf intra- und intermuskulärer Ebene, die als Kompensationen interpretiert werden, sprechen eher für eine Anpassung der motorischen Kontrolle und gegen eine Leistungslimitierung auf zentraler Ebene. Die Erkenntnisse über mögliche Kompensationen bei neuromuskulärer Beanspruchung sind ebenfalls für die Interpretation gefundener Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen notwendig, weshalb diese in einem eigenen Kapitel erläutert werden. In einem abschließenden Kapitel werden die Grenzen der Theorien zur motorischen Kontrolle im Hinblick auf die Integration von neuromuskulären Beanspruchungen diskutiert. Da die theoretischen Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen größtenteils aus der Ermüdungsforschung kommen, der Ermüdungsbegriff jedoch kritisch gesehen wird, werden in einem ersten Kapitel zunächst die Begriffe Ermüdung, neuromuskuläre Beanspruchung und Erschöpfung erläutert.

2.2.1 Erläuterung zentraler Begriffe: Ermüdung, neuromuskuläre Beanspruchung, Erschöpfung

Ermüdung

Intensive körperliche und geistige Tätigkeit führt zu Ermüdung. Dieser Zusammenhang ist weit akzeptiert und dennoch wird der Ermüdungsbegriff im Rahmen der vorliegenden Arbeit nur bei der Darstellung theoretischer Grundlagen und vorliegender empirischer Befunde verwendet, wenn die zitierten Autoren diesen Begriff verwenden. Das tritt häufig auf, da in der englischsprachigen Literatur, in der schwerpunktmäßig über Belastungsreaktionen publiziert wird, durchweg der Begriff „fatigue“ (Ermüdung) verwendet wird und das meist ohne kritische Anmerkung. In der deutschsprachigen Literatur findet sich sowohl ein unkritischer als auch kritischer Umgang mit dem Ermüdungsbegriff. Eine

kritische Auseinandersetzung mit dem Ermüdungskonzept findet sich bei Olivier (1996). Die Erläuterung der kritischen Punkte im Rahmen einer Begriffserklärung scheint bedeutsam, da die übliche Vorgehensweise, gefundene Veränderungen (z.B. im Bewegungsablauf und von EMG-Parameter) ausschließlich auf Ermüdung zurückzuführen, grundsätzlich zu hinterfragen ist. Die Hauptgründe dafür sind:

1) Ermüdung wird nicht einheitlich definiert. Die Definition erfolgt anhand verschiedener Phänomene, die teilweise in Beziehung stehen und auf die gleichen Ursachen zurückzuführen sind. Andererseits lassen sich nicht alle Phänomene direkt in Beziehung setzen. Die zugrundeliegenden physiologischen Ursachen für die einzelnen Phänomene finden in den Definitionen kaum Berücksichtigung. Was Ermüdung ist, bleibt letztlich ungeklärt.
2) Die Phänomene, anhand derer Ermüdung definiert wird, werden in Studien, welche Effekte von Ermüdung untersuchen, selten erfasst. Dagegen wird häufig grundsätzlich von Ermüdung ausgegangen, wenn körperliche Tätigkeit verrichtet wird. Teilweise werden alternativ physiologische Parameter als Hinweise auf Ermüdung herangezogen. Dabei sind Fehlinterpretationen möglich.

Es bestehen demnach Definitions- und Operationalisierungsprobleme, die im Folgenden näher erläutert werden.

1)

Das Verständnis darüber, was Ermüdung ist, ist sehr uneinheitlich. Daher soll ein Überblick über verschiedene Definitionen gegeben werden, wobei zugunsten einer möglichst knappen Begriffsbestimmung, auf eine vollständige Darstellung verzichtet wird.

Ein Grund für die Uneinheitlichkeit ist darin zu sehen, dass Ermüdung häufig mit dem Auftreten bestimmter Phänomene gleichgesetzt wird. Da bei Belastungen jedoch unterschiedliche Phänomene auftreten, resultieren aus der Vielfalt der in Ermüdungsstudien verwendeten Paradigmen, unterschiedliche Definitionen von Ermüdung. Während ein Psychologe unter Ermüdung das zunehmende subjektive Empfinden von Müdigkeit oder Anstrengung verstehen kann, bezeichnet der Physiologe u.a. die objektiv erfassbare Leistungsabnahme als Ermüdung.

Abiss und Laursen (2005), die Ermüdung bei einer Ausdauerleistung zu erklären versuchen, wählen dagegen eine Kombination und benutzen das Wort „fatigue“ „to define sensations of tiredness and associated decrements in muscular performance and function“ (S. 867). Das Definitionsproblem auf phänomenologisch-deskriptiver Ebene wird besonders anhand einer Auflistung von Edwards (1981) deutlich, der verschiedene Phänomene zu entnehmen sind, die der Definition von Ermüdung dienen (s. Tab. 1). Allein im Bereich der Leistungsabnahme kann Ermüdung über herabgesetzte kognitive Leistungen, Bewegungs- und Kraftleistungen definiert werden. Auffällig ist zudem, dass in der Aufzählung auch zwei EMG-Parameter stehen. Auf die Bedeutung und Problematik von EMG-Parametern bei der Erfassung von Ermüdung wird unter Punkt 2) bei Erörterung der Operationalisierungsproblematik eingegangen. Des Weiteren grenzt Edwards (1981) die verschiedenen Wahrnehmungsparameter von den Leistungs- und EMG-Parametern ab.

Tabelle 1

Ermüdungsdefinitionen nach Edwards (1981, S. 2)

Definition
1. Impaired intellectual performance
2. Impaired motor performance
3. Increased EMG activity for given performance
4. Shift of EMG power spectrum to low frequencies
5. Impaired force generation
Confusion of perception associated with fatiguing muscular activity
1. Increased effort of maintaining force
2. Discomfort or pain associated with muscular activity
3. Perceived impairment of force generation

Ein weiterer Grund für die nicht einheitliche Ermüdungsdefinition liegt in der Unterteilung von Ermüdungsarten auf einer der Wahrnehmungs- und Leistungsebene untergeordneten Ebene. Unterteilungskriterium ist der Ort bzw. das Organsystem, an dem Funktionsbeeinträchtigungen vermutet werden. Üblich ist z.B. die Unterteilung von peripherer und zentraler Ermüdung (s. Kapitel 2.2.2.1 und 2.2.2.2). Häufig wird jedoch nicht von zentraler und peripherer Ermüdung gesprochen. Vielmehr bleibt man dabei, die Ermüdung als Abnahme ausgewählter Leistungsparameter zu definieren und ergänzt die Definition durch mögliche Ursachen. So definieren Boutellier und Ulmer (2005) Ermüdung

folgendermaßen: „Bei einer Abnahme der körperlichen Leistungsfähigkeit spricht man von Ermüdung, wobei diese muskulär-metabolisch oder zentral-koordinativ bedingt sein kann“ (S. 928).

Steht die Leistung oder Leistungsfähigkeit der Muskulatur im Fokus, wird von neuromuskulärer Ermüdung gesprochen (manchmal verkürzt von muskulärer Ermüdung). Diese Art der Ermüdung steht seit Jahrzehnten im Forschungsinteresse, da die Muskulatur als ein Organsystem gilt, welches ermüdet. Nach Schmidtke (1965) können zwar theoretisch alle Organsysteme, die Stoffwechseltätigkeit haben, ermüden, praktisch tun es aber nicht alle. Grundlage für seine Annahme ist zunächst sein Verständnis von physischer Ermüdung, welche er allgemein als eine Verschiebung im physiologisch-chemischen Gleichgewichtszustand einzelner Organsysteme und des lebenden menschlichen Körpers definiert (Schmidtke, 1965). Eine Verschiebung findet praktisch jedoch nur in hochbelasteten Systemen statt, wozu die Muskulatur gehört. Bei Ermüdung dieser reduziert sich zwangsläufig die Belastung für andere Systeme, die folglich nie in die Bereiche der Ermüdung gelangen. Die Definition von Schmidtke (1965), die allein auf Ermüdungsursachen und nicht auf -effekten beruht, stellt eine deutliche Alternative zu den bisher genannten Definitionen dar und soll die Definitionsansätze an dieser Stelle ergänzen.

Die neuromuskuläre Ermüdung soll im Folgenden ins Zentrum der Begriffserläuterung gerückt werden. Grund dafür ist, dass sie einerseits eine bedeutsame Ermüdungsart ist und andererseits den Forschungsbereich umfasst, in dem die eigene Arbeit anzusiedeln ist. Die neuromuskuläre Ermüdung wird über das Verhalten der konditionellen Einflussgröße Kraft definiert. Unterschiede in den Definitionen basieren darauf, dass unterschiedliche Kraftleistungen als Kriterium herangezogen werden.

Edwards (1981) definiert „fatigue“ im Rahmen des Symposiums *Human muscle fatigue* der Ciba Fundation 1980 in London als „failure to maintain the required or expected force“ (S. 1). Hinter dieser Definition steht die Annahme, dass Ermüdung verzögert, dann aber sehr abrupt einsetzt und zwar zu dem Zeitpunkt, zu dem die gewünschte Kraft oder Leistung nicht mehr generiert werden kann.

Dagegen verändern sich auch bei geringen Belastungsintensitäten, bei denen die Leistung über einen relativ langen Zeitraum realisiert werden kann, bereits mit Beginn der muskulären Aktivität physiologische Prozesse, die eine konti-

nuierliche Abnahme der Leistungsfähigkeit bedingen können (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Dies kann eindrucksvoll gezeigt werden, wenn während submaximalen Beanspruchungen in regelmäßigen Abständen isometrische Maximalkontraktionen durchgeführt werden (s. Abb. 3) (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Mannion & Dolan, 1996).

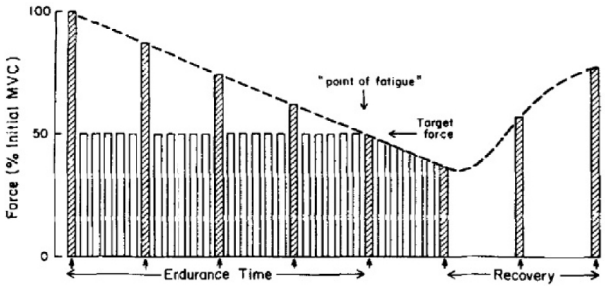

Abb. 3. Schematische Darstellung der Ermüdung bei intermittierenden submaximalen Muskelaktionen. Die Abnahme der Leistungsfähigkeit im Beanspruchungsverlauf und die Zunahme im Erholungsverlauf wird anhand der isometrischen Maximalkraftmessungen deutlich. Aus „Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue" von B. Bigland-Ritchie und J.J. Woods, 1984, *Muscle and Nerve, 7*(9), S. 692. Copyright 1984 John Wiley and Sons, Inc. Genehmigter Nachdruck.

Bigland-Ritchie und Woods (1984) definieren daher „fatigue" „as any reduction in the force generating capacity of the total neuromuscular system regardless of the force required in any given situation" (S. 691). Dieser Definition von neuromuskulärer Ermüdung schließen sich auch andere Autoren an (Boutellier & Ulmer, 2005; Côté, Feldman, Mathieu & Levin, 2008; Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001; im Überblick Olivier et al., 2001). Ermüdung kann nach dieser Definition (fast) mit Beginn der Bewegungsaufgabe einsetzen und entwickelt sich fortschreitend. Neben der Maximalkraft kann die maximale Verkürzungsgeschwindigkeit und die Leistung Auskunft über die momentane Leistungsfähigkeit geben (Gandevia, 2001).

Im Zusammenhang mit der Ermüdungsdefinition wird im Folgenden nur noch von der Abnahme der Leistungsfähigkeit die Rede sein. Dies dient v.a. der kürzeren Darstellung und soll nicht implizieren, dass die Definition von Edwards (1981) in der neueren Literatur keine Verwendung mehr findet. Die Abnahme der Leistung wird alternativ zu Edwards (1981) jedoch auch als Erschöpfung verstanden (s. Begriffsbestimmung Erschöpfung), weshalb eine Beschränkung auf Leistungsfähigkeit möglich erscheint.

Die Ursachen für die neuromuskuläre Ermüdung sind vielfältig und werden in den meisten Definitionen nicht erwähnt. Nur bei Gandevia (2001) findet sich der

Zusatz, dass sie sowohl periphere als auch zentrale Ursachen haben kann. Über tatsächlich leistungslimitierende Faktoren kann in den meisten Fällen nur spekuliert werden (s. Kapitel 2.2.2). Die Einschränkung der Leistungsfähigkeit des Menschen kann auf verschiedene physiologische Prozesse zurückgeführt werden und auch auf die Wahrnehmung der Anstrengung. Dabei führen weder ein zunehmendes Anstrengungsempfinden noch die Veränderungen einzelner physiologischer Prozesse zwingend zu einer Abnahme der Leistungsfähigkeit, so dass von direkten Beziehungen nicht auszugehen ist (Enoka & Stuart, 1992). Zusammenfassend gibt es nicht die Ermüdung, sondern verschiedene Phänomene, über die Ermüdung definiert wird. Die Erklärung der Phänomene anhand physiologischer Prozesse spielt in den Definitionen kaum eine Rolle, so dass Unklarheit über die Ursachen und Wirkungszusammenhänge besteht. Kritisch gesehen wird in diesem Zusammenhang der leichtfertige Umgang mit dem Begriff Ermüdung. Häufig werden alle während der Ausführung einer Bewegungsaufgabe gefundenen Veränderungen (physiologische Parameter, Parameter des Bewegungsablaufs) pauschal auf Ermüdung zurückgeführt. In den Fällen, in denen nicht zu erkennen ist, welches Ermüdungsverständnis zugrunde liegt, können die Befunde gar nicht eingeordnet werden. Wird dagegen deutlich gemacht, dass zum Beispiel das Ermüdungsverständnis von Bigland-Ritchie und Woods (1984) vorliegt, müssten alle Veränderungen mit der Abnahme der Leistungsfähigkeit der Muskulatur begründet werden. Da jedoch nicht alle Veränderungen in direktem negativem Zusammenhang mit der Leistungsfähigkeit stehen, wird dieses Vorgehen als kritisch eingeschätzt, was nachfolgend im Zusammenhang mit den EMG-Parametern noch erläutert werden soll.

2)

Auch die Operationalisierungsproblematik soll am Beispiel der neuromuskulären Ermüdung erläutert werden. Da neuromuskuläre Ermüdung über Leistungsparameter und nicht über einzelne physiologische Prozesse definiert wird, ergibt sich für die Verwendung des Ermüdungsbegriffs die Voraussetzung, dass auch tatsächlich Leistungsparameter erfasst werden. Die meisten Untersuchungsdesigns verzichten jedoch darauf, in regelmäßigen Abständen die Leistungsfähigkeit einer oder mehrerer Muskelgruppen (Kinetoren, Stabilisatoren,

Antagonisten) zu erfassen. Ein Grund dafür ist, dass die mehrfache Testung der Maximalkraft eine zusätzliche hohe Belastung bedeutet. Ein anderer Grund besteht vermutlich in der starken Beeinflussbarkeit der Maximalkraft durch weitere Faktoren wie Motivation und Koordination und der damit verbundenen Einschränkung der Validität. Da somit in den meisten Fällen keine konkrete Aussage über das Verhalten der Leistungsfähigkeit der Muskulatur möglich ist, können Veränderungen z.B. in der Bewegungsausführung nicht einfach auf Ermüdung zurückgeführt werden. Auch auf hypothetische Annahmen über das Verhalten der Leistungsfähigkeit kann sich kaum gestützt werden, da viel zu wenig darüber bekannt ist, wie der Ermüdungsverlauf (die Abnahme der Leistungsfähigkeit) einzelner Muskelgruppen bei den vielfältigen menschlichen Tätigkeiten ist. Generell sind positive Effekte konditioneller Belastungen nicht auszuschließen. Es konnte z.B. gezeigt werden, dass sich eine maximale Schnellkraftleistung nach submaximaler konditioneller Belastung der ausführenden Muskulatur (Langzeitausdauer-I-Belastung) auch verbessern kann (Olivier, 1996).

Würden Krafttests durchgeführt werden, wären ebenfalls Einschränkungen zu beachten. Ermüdung kann dann nur eingeschränkt für die Muskeln angenommen werden, die bei der getesteten Bewegungsaufgabe beteiligt sind. Neuromuskuläre Ermüdung ist demnach spezifisch und kann nie global für das gesamte Organsystem Muskulatur angenommen werden. Die Erfassung der Ermüdung einzelner Muskeln ist durch die Krafttests jedoch auch nicht möglich, da an einer bestimmten Bewegung in den meisten Fällen mehrere synergistisch wirksame Muskeln beteiligt sind. Die Kraft, die ein einzelner Muskel erzeugt, kann bisher nicht (d.h. valide und am Menschen) erfasst werden, so dass die Erfassung der neuromuskulären Ermüdung gemäß der Definition generell eingeschränkt ist. Daher wird die Ermüdung einzelner Muskeln häufig über physiologische Parameter erfasst, welche eindeutige Rückschlüsse darauf erlauben sollen, ob die Leistungsfähigkeit der Muskulatur abnimmt. Etabliert haben sich v.a. EMG-Parameter und so wird die neuromuskuläre Ermüdung alternativ über diese operationalisiert, wie auch der Auflistung von Edwards (1981) (s. Tab. 1) zu entnehmen ist. Strittig ist, ab welchen Veränderungen der EMG-Parameter von einer Abnahme der Leistungsfähigkeit (oder auch der momentanen Leistung) des Muskels ausgegangen werden kann. An zwei

Parametern sei kurz verdeutlicht, dass nicht jede Veränderung, die mit Hilfe der Elektromyographie erfasst und als Ermüdung interpretiert wird, die Leistung tatsächlich negativ beeinflusst. So wird die Abnahme der Entladungsrate der motorischen Einheiten zwar im Beanspruchungsverlauf festgestellt, als Hinweis auf Ermüdung gewertet und teilweise auch als zentrale Ermüdung interpretiert. Es gibt jedoch Hinweise darauf, dass die Effekte leistungsfördernd sind, da eine Leistungsreduktion verhindert oder hinausgezögert wird, was unter dem Abschnitt „muscle wisdom"-Hypothese im Kapitel 2.2.3.2 näher erläutert wird. Des Weiteren kann eine Zunahme der EMG-Amplitude, wie sie bei Ermüdungsstudien gefunden wird, auch durch eine Erhöhung der Aktivierung und eine intendierte Zunahme der Muskelkraft bedingt sein (s. Kapitel 3.3.3.3). Da sich die relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln tatsächlich während einer Bewegungsaufgabe verändern können (s. Kapitel 2.1.1.4), ist eine eindeutige Interpretation der Amplitudenzunahme nicht möglich. In jedem Fall von Ermüdung zu sprechen, wäre falsch. Eine Gleichsetzung der über EMG-Parameter und Kraftparameter operationalisierten Ermüdung ist daher nicht möglich. Anhand der EMG-Parameter ist zusammenfassend kein direkter Rückschluss auf die Kraftkapazitäten und momentan erbrachten Kräfte eines Muskels möglich. Die Verwendung des Ermüdungsbegriffs im Zusammenhang mit EMG-Parametern ist daher fraglich.

Neuromuskuläre Beanspruchung

In der vorliegenden Arbeit wird alternativ zum Ermüdungsbegriff der Begriff Beanspruchung verwendet[15], um Fehlinterpretationen zu vermeiden. Es besteht kein Zweifel darüber, dass Beanspruchungen vorliegen, sobald eine Bewegung ausgeführt wird.

Unter Beanspruchungen werden, vor allem basierend auf den Arbeiten des Arbeitswissenschaftlers Rohmert und des Psychologen Schönpflug, die individuellen Auswirkungen der Belastungen in Abhängigkeit von den vorhandenen Ressourcen verstanden (im Überblick Olivier, 1996). Unter Belastungen sind alle Einwirkungen auf den Organismus zu verstehen. Belastungen können u.a. hinsichtlich ihrer Art (informatorisch oder konditionell) und ihrer Höhe unter-

[15] Der Ermüdungsbegriff wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit, wie bereits eingangs des Kapitels beschrieben, nur bei der Darstellung theoretischer Grundlagen und vorliegender empirischer Befunde verwendet, wenn die zitierten Autoren diesen Begriff verwenden.

schieden werden. Die Höhe der Belastung wird bestimmt durch die Belastungsintensität und auch -dauer, was in den folgenden Ausführungen zu neuromuskulären Beanspruchungen noch bedeutsam wird. Unter Ressourcen werden die Mittel verstanden, die der Belastung entgegenzusetzen sind. Dazu gehören auf Ebene des Organismus neben inneren konsumptiven Ressourcen, welche z.B. die energiereichen Substrate umfassen, auch die inneren strukturellen Ressourcen, zu denen die Muskelfaserzusammensetzung und die Anzahl der Myofibrillen gezählt werden, aber z.B. auch interne Repräsentationen technischer Fertigkeiten. Die vorhandenen Ressourcen und ihr Einsatz bestimmen die resultierenden Beanspruchungen bei einer gegebenen Belastung. Die Beschreibung und Untersuchung von Beanspruchungen macht es erforderlich, Teilbeanspruchungen einzelner Organsysteme differenziert zu betrachten. Im Mittelpunkt des Interesses der vorliegenden Arbeit stehen die neuromuskulären Beanspruchungen. Unter dem Begriff „neuromuskuläre Beanspruchung“ werden die Beanspruchungen der Ressourcen im Nerven- und Muskelsystem zusammengefasst. Eine Trennung beider Systeme ist nicht möglich, da ZNS, peripheres Nervensystem und auch sensorische Systeme an der Aktivierung von Muskeln beteiligt sind. Unbeachtet bleiben im Rahmen dieser Arbeit das Herzkreislaufsystem, das Hormonsystem und das Skelettsystem, die ebenfalls beansprucht werden und eventuell ebenfalls Einfluss auf die Leistung haben. Gemäß dem Beanspruchungsverständnis wird bei einer Bewegungsaufgabe zusammenfassend jeder beteiligte Muskel und das Nervensystem beansprucht und zwar unabhängig davon, ob die Leistung und Leistungsfähigkeit des Muskels momentan zu- oder abnimmt, da in jedem Fall Ressourcen eingesetzt werden. Der Beanspruchungsbegriff löst damit Fehlinterpretationen, die bei der Verwendung des Begriffes Ermüdung auftreten können. Der knappen Begriffsbestimmung von Beanspruchungen, Teilbeanspruchungen, Belastungen und Ressourcen liegen das phänomenorientierte Belastungs-Beanspruchungskonzept (Rohmert, 1984 nach Olivier, 1996) und der ressourcentheoretische Ansatz (Schönpflug, 1987 nach Olivier, 1996) zugrunde.

Die Begriffsbestimmung könnte an dieser Stelle abgeschlossen werden. Im Folgenden sollen jedoch noch spezielle Aspekte der neuromuskulären Beanspruchung diskutiert werden. Dies scheint notwendig, da es nicht genügt, den Ermüdungsbegriff durch den Begriff der neuromuskulären Beanspruchung zu

ersetzen. Bei der Untersuchung verschiedener an einer Bewegungsaufgabe beteiligter Muskeln interessiert auch eine quantitative Analyse der neuromuskulären Beanspruchung und darüber hinaus die Ursache für die Zu- oder Abnahme der neuromuskulären Beanspruchung eines jeden betrachteten Muskels. Daher sollen zum einen verschiedene Ursachen (Belastungsbedingungen) vorgestellt werden, die zu einer Zu- und Abnahme der neuromuskulären Beanspruchung eines einzelnen Muskels führen können[16]. Zum anderen sollen bereits an dieser Stelle messmethodische Probleme skizziert werden, die eine exakte Ursachenzuschreibung und Quantifizierung der neuromuskulären Beanspruchung unmöglich machen. Auf die Interpretationsprobleme, die auf den zahlreichen Einflussfaktoren des EMG-Signals beruhen, wird ausführlich im Kapitel 3.3.3 eingegangen.

Grundsätzlich liegt eine Zunahme der Beanspruchung vor, wenn der Ressourceneinsatz zunimmt. Analog nimmt die Beanspruchung ab, wenn der Ressourceneinsatz reduziert wird. Bei Betrachtung eines Muskels können bei muskulärer Arbeit folgende verschiedene Belastungsbedingungen zu einem erhöhten Ressourceneinsatz im Nerven- und Muskelsystem und damit zu einer Zunahme der neuromuskulären Beanspruchung führen:

1) Erhöhung des Kraftoutputs des Muskels bei zunehmender Belastungsintensität

   a. Bei Erhöhung der absoluten Belastungsintensität für die synergistisch wirksamen Muskeln.

      Die absolute Belastungsintensität nimmt auf Muskelebene zu, wenn durch die Bewegungsaufgabe höhere äußere Kräfte gefordert werden (z.B. Zunahme einer zu hebenden Last von 10 kg auf 20 kg), wenn durch Nutzung kinematischer Freiheitsgrade eine Muskelgruppe neu eine Kinetorfunktion übernimmt oder wenn sich bei verändernden Gelenkwinkeln Kraft- und Lastarme verschlechtern.

      Es wird davon ausgegangen, dass sich bei Erhöhung der absoluten Belastungsintensität für die synergistisch wirksamen Muskeln, die Intensität für jeden dieser Muskeln erhöht.

[16] Nicht diskutiert wird die neuromuskuläre Beanspruchung eines Muskelsystems (bestehend aus mehreren synergistisch wirksamen Muskeln, z.B. vordere Oberschenkelmuskulatur) und auch nicht die einer motorischen Einheit.

b. Bei Erhöhung der relativen Belastungsintensität aufgrund von Veränderungen der intermuskulären Koordination und von intermuskulären Kompensationen.
   Bei konstanter absoluter Belastungsintensität kann die relative Belastungsintensität eines synergistisch wirksamen Muskels zunehmen, wenn dieser in Relation zu seinen synergistisch wirksamen Muskeln stärker eingesetzt wird, was teilweise als intermuskuläre Kompensation interpretiert werden kann (s. Kapitel 2.1.1.4 und 2.2.3.3).

2) Notwendigkeit intramuskulärer Kompensationen bei zunehmender Belastungsdauer
   Auf Muskelebene wird ein erhöhter Ressourceneinsatz notwendig, wenn bei länger andauernder Ausführung einer Bewegungsaufgabe die Kraftfähigkeiten aktiver motorischer Einheiten abnehmen oder sogar Einheiten ausfallen. Zur Kompensation der Verluste werden mehr Einheiten oder Einheiten mit höheren Kraftkapazitäten rekrutiert (s. Kapitel 2.2.3.2). Unter Umständen ist auch eine Erhöhung der Entladungsrate aktiver Einheiten möglich. Aufgrund intramuskulärer Kompensationen kann der Kraftoutput des Muskels über längere Zeit konstant gehalten werden. Je höher die Belastungsintensität und je länger die Belastungsdauer ist, desto höher sind die notwendigen intramuskulären Kompensationen einzuschätzen.

Eine konstante neuromuskuläre Beanspruchung eines Muskels scheint kaum möglich zu sein. Bei den meisten Bewegungen, mit Ausnahme bei isometrischer Muskelarbeit, ändert sich die absolute Belastungsintensität auch bei konstanten äußeren Lasten ständig, da sich Gelenkwinkel aber auch andere einwirkende Kräfte (Trägheitskräfte, Gravitation, etc.) ändern. Zudem werden auch bei isometrischer Muskelarbeit mit relativ geringer Intensität sehr schnell intramuskuläre Kompensationen notwendig, was sich in EMG-Amplitudenzunahmen fast ab Beginn der Beanspruchung zeigt (bei sehr hohen Intensitäten bereits nach 5 - 10 s (s. Kapitel 3.3.3.3)). Intermuskuläre Kompensationen scheinen ebenfalls von Beginn an einsetzen zu können (s. Kapitel 2.4.1). Die beschriebenen Belastungsbedingungen werden bei den vielfältigen Bewegungsaufgaben in verschiedenen Kombinationen vorliegen.

Ein reduzierter Ressourceneinsatz liegt dagegen bei einer Verringerung des Kraftoutputs des Muskels vor. Die neuromuskuläre Beanspruchung eines Muskels nimmt somit entweder ab, wenn die absolute und/oder die relative Belastungsintensität sinken.

Die Operationalisierung von neuromuskulärer Beanspruchung kann über EMG-Parameter erfolgen. Über die EMG-Amplitude lässt sich feststellen, ob ein Muskel aktiviert und damit beansprucht wird oder nicht. Eine Zunahme der EMG-Amplitude kann als Beanspruchungszunahme interpretiert werden, auch wenn eine exakte Quantifizierung der Beanspruchungshöhe nicht möglich ist (s. Kapitel 3.3.3). Die Amplitudenzunahme basiert auf einer erhöhten Anzahl aktiver motorischer Einheiten und/oder auf einer zunehmenden Aktivierung von FT-Fasern (Rekrutierung) und/oder auf einer Steigerung der Entladungsrate (Frequenzierung) und damit eindeutig auf einem erhöhten Ressourceneinsatz. Die Abnahme der EMG-Amplitude kann dagegen nicht eindeutig als Abnahme der neuromuskulären Beanspruchung interpretiert werden, da sie bei sehr hohen Belastungsintensitäten oder -dauern auf einem erschöpfungsbedingten Ausfall von motorischen Einheiten beruhen kann, der mit intramuskulären Kompensationen einhergehen kann.

Anhand der Analyse der EMG-Amplitude lässt sich in den meisten Fällen nicht mit Sicherheit sagen, welche Belastungsbedingungen momentan für den betrachteten Muskel vorliegen und die zu beobachtende Beanspruchungszunahme bedingen. Die Oberflächen-Elektromyographie ist ein relativ grobes Maß, um neuromuskuläre Beanspruchungen zu messen, wobei Kompensationsmöglichkeiten auf intermuskulärer Ebene die Einschätzung der Belastungsbedingungen eines Muskels erschweren. Aussagen über die Belastungsbedingungen und ebenfalls Annahmen über die momentane Leistungsfähigkeit des Muskels beruhen letztlich auf Plausibilitätsüberlegungen und bleiben spekulativ, solange die Kraft eines einzelnen Muskels nicht gemessen werden kann.

Zur klaren Abgrenzung der Begriffe Belastung und Beanspruchung muss noch kurz auf zwei unterschiedliche Herangehensweisen bei der Beanspruchungsermittlung eingegangen werden. Bei der deduktiven Beanspruchungsermittlung wird die Beanspruchung in Prozent einer Leistung (z.B. 50% MVC) ausgedrückt. Bei der induktiven Beanspruchungsermittlung werden dagegen bestimmte Teilbeanspruchungen und damit, wie zuvor anhand der Elektromyo-

graphie beschrieben, tatsächlich Auswirkungen auf Organsysteme erfasst. Im Rahmen dieser Arbeit wird der Beanspruchungsbegriff nicht im deduktiven Sinn verwendet, um Missverständnisse zu vermeiden. Ein Beispiel soll dies verdeutlichen: Nach der deduktiven Beanspruchungsermittlung würde die Beanspruchung für eine Person konstant bleiben, welche eine isometrische Muskelarbeit mit konstanter äußerer Last ausführt. Würde die Beanspruchung dagegen induktiv ermittelt werden, würde man eine Zunahme der Beanspruchung feststellen, die auf intramuskuläre Kompensationen zurückzuführen ist. Daher wird im Zusammenhang mit den äußeren zu generierenden Kräften stets von Belastung gesprochen, unabhängig davon, ob die zu realisierenden Kräfte relativiert sind oder nicht. Erst wenn die Auswirkungen auf Teilsysteme (z.B. das neuromuskuläre System) betrachtet werden, wird der Beanspruchungsbegriff verwendet.

Erschöpfung

Erschöpfung bedeutet, dass eine Bewegungsaufgabe aufgrund von Leistungseinschränkungen (Gandevia, 2001) bzw. schwersten Beeinträchtigungen verschiedener Regulationssysteme (Boutellier & Ulmer, 2005) nicht mehr ausgeführt werden kann. Je nach Verständnis, wann eine Bewegungsaufgabe tatsächlich nicht mehr ausgeführt werden kann, wird der Punkt der Erschöpfung unterschiedlich definiert. Bei submaximalen isometrischen Muskelaktionen kann die Erschöpfung erreicht sein, wenn der geforderte Kraftoutput nicht mehr generiert (Enoka & Stuart, 1992) oder der vorgegebene Gelenkwinkel nicht mehr eingehalten werden kann. In dem Fall, indem Erschöpfung mit der Abnahme der Leistung gleichgesetzt wird, würde Erschöpfung dem Ermüdungsverständnis von Edwards (1981) entsprechen. Die Leistung wird jedoch nicht in jeder Definition berücksichtigt. Nach Boutellier und Ulmer (2005) ist Erschöpfung mit einer maximalen Ermüdung gleichzusetzen und mit einer massiven metabolischen Azidose im Muskel (pH-Wert-Abnahme bis auf 6,4) verbunden. Nach Hultman, Sjöholm, Sahlin und Edström (1981) wird der Punkt der Erschöpfung bei Entleerung der Kreatinphosphatspeicher (KP-Speicher) erreicht. Auch für die Erschöpfung existiert demnach keine einheitliche Definition. In vielen Studien, in denen dynamische Bewegungsaufgaben ausgeführt werden, wird der Erschöpfungsbegriff im Zusammenhang mit dem Abbruch der Bewe-

gungsaufgabe durch die Versuchsperson verwendet. Auch in der vorliegenden Arbeit wird die Erschöpfung als der Punkt definiert, an dem die Versuchsperson entscheidet, die Bewegungsaufgabe abzubrechen. Daher wird der Begriff „subjektive Erschöpfung“ verwendet.

2.2.2 Neuromuskuläre Beanspruchungen und leistungslimitierende Faktoren

Viele Faktoren, die für die Abnahme der Leistungsfähigkeit verantwortlich sein können, sind identifiziert. Die Bedeutung einzelner Faktoren und deren kausale Beziehungen stehen jedoch in der Diskussion. Das Auffinden übergeordneter Faktoren ist dadurch erschwert, dass viele der Veränderungen, die mit einer Leistungslimitierung in Verbindung gebracht werden können, gleichzeitig auftreten (Place, Yamada, Bruton & Westerblad, 2010). Unstrittig ist, dass bei unterschiedlichen Bewegungsaufgaben und bei Muskeln mit unterschiedlicher Muskelfaserzusammensetzung verschiedene Faktoren leistungslimitierend sind, so dass letztlich keine Pauschalaussagen möglich sind (Abbiss & Laursen, 2005; Bigland-Ritchie, 1981a; Enoka & Duchateau, 2008; Enoka & Stuart, 1992). Die Belastungsintensität und -dauer, die Geschwindigkeit der Muskelaktion, die Muskelaktionsform, die Muskelfaserzusammensetzung der beanspruchten Muskeln, die Rekrutierungsmuster, der Trainingsstatus und die Umweltfaktoren wie die Temperatur führen dazu, dass einzelne physiologische Prozesse unterschiedliche Bedeutung haben (Enoka, 1995; Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001; im Überblick Madeleine, Jørgensen, Søgaard, Arendt-Nielsen & Sjøgaard, 2002). So müssen z.B. Kraft- und Ausdauerleistungen differenziert betrachtet werden, die sich u.a. durch die nutzbaren Stoffwechselwege und die Beanspruchung des Atem- und Herzkreislaufsystems unterscheiden. Generell bestimmen die Anforderungen der motorischen Aufgabe, ob der aufgrund der neuromuskulären Beanspruchungen veränderte Funktionszustand der verschiedenen Teilsysteme keine, positive oder negative Auswirkungen auf die Lösung der Bewegungsaufgabe haben wird. Diesen Zusammenhang verdeutlicht Olivier in einem Drei-Faktoren-Modell für den Einfluss konditioneller Belastungen auf Ausführungsleistungen (Faktor 1: muskelspezifisches Schnellkraftniveau; Faktor 2: allgemeines zentralnervöses Aktivierungsniveau; Faktor 3: Charakteristika der sportmotorischen Aufgabe) (Olivier, 1996; Olivier, 1997; Olivier et al., 2001).

Abbiss und Laursen (2005) stellen in ihrem Review zahlreiche Modelle gegenüber, die im Zusammenhang mit einer Langzeit-Ausdauerbelastung diskutiert werden. Kurz zusammengefasst basiert die Aufrechterhaltung der Leistung auf der Basis dieser Modelle auf folgenden Bedingungen: 1) Transport von ausreichend Sauerstoff zur Muskelzelle; Abtransport Stoffwechselprodukte (Kardiovaskuläres/Anaerobes Modell); 2) ausreichende Resynthese von Adenosintriphosphat (ATP) durch die verschiedenen energieliefernden Prozesse; Vorhandensein notwendiger Substrate (Energieversorgungs-/Energieentleerungs-Modell); 3) ausreichende Aktivierung der α-Motoneurone durch das ZNS; unbeeinträchtigte Erregungsleitung und Reiz-Kontraktions-Kopplung (Neuromuskuläres Ermüdungs-Modell); 4) keine zu starke Zerstörung von Muskelfasern mit einhergehenden Veränderungen der intramuskulären chemischen Prozesse und Aktivierung von Schmerzrezeptoren (Muskeltrauma-Modell); 5) hohe Bewegungsökonomie zur Reduktion des Energieverbrauchs, der Produktion von Stoffwechselprodukten und auch von Wärme (Biomechanisches Modell der Ermüdung); 6) keine zu starke Erhöhung der Körperkerntemperatur (Thermoregulations-Modell); 7) kein zu starkes Empfinden von Anstrengung und Ermüdung (psychologisches/motivationales Modell). Die einzelnen Modelle stehen keinesfalls nebeneinander. So beeinflusst z.B. die Bewegungsökonomie direkt die Modelle 2, 3 und 6.

Es wird deutlich, dass neuromuskuläre Beanspruchungen nur einen Teil der Beanspruchungen ausmachen. Im Rahmen der vorliegenden Arbeit soll sich jedoch auf diese beschränkt werden, da sie bei Kraftleistungen eine hohe Bedeutung haben. Aufgrund der relativ hohen Belastungsintensität und der kurzen Belastungsdauer sind bei Kraftleistungen die leistungslimitierenden Prozesse im Zusammenhang mit der Sauerstoffversorgung und Thermoregulation vernachlässigbar. Verletzungen auf Muskelebene und leistungslimitierende psychische Prozesse sind nicht auszuschließen, sollen jedoch nicht im Fokus stehen.

Neuromuskuläre Beanspruchungen umfassen Beanspruchungen im Nerven- und Muskelsystem. Die Ursachen für eine Leistungslimitierung werden dabei verschiedenen Ebenen zugeordnet: 1) zentrale Ursachen (zentral = bis zur Erregungsübertragung); 2) Ursachen, welche der Erregungsübertragung zuzuordnen sind und 3) periphere Ursachen auf Ebene der Muskelfaser (peripher =

ab der Erregungsübertragung) (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Veränderungen gibt es auf allen Ebenen (Bigland-Ritchie & Woods, 1984), so dass einerseits zahlreiche periphere Faktoren leistungslimitierend sein können, aber andererseits auch zentrale, da das ZNS an der Aktivierung der Muskeln beteiligt ist.

Die Prozesse der Muskelaktivierung und die Faktoren, die zu einer beeinträchtigten Reiz-Kontraktions-Kopplung und Erregungsleitung führen, werden in den folgenden Unterkapiteln in den Mittelpunkt gerückt. Eine mögliche Leistungslimitierung aufgrund zentraler Prozesse wird kritisch diskutiert. Da Bewegungsleistungen ebenfalls durch sensorische Informationen beeinflusst werden, werden in einem dritten Unterkapitel Faktoren für eine Verschlechterung der Wahrnehmung und eine reduzierte reflexbedingte Aktivierung der α-Motoneurone diskutiert. Erstere können größtenteils den peripheren Faktoren zugeordnet werden, letztere den zentralen.

2.2.2.1 Leistungslimitierung aufgrund peripherer Prozesse

Periphere Ermüdung[17] wird als „fatigue produced by changes at or distal to the neuromuscular junction“ (Gandevia, 2001, S. 1733) definiert.

In der Muskelzelle findet man einige Veränderungen, die für die Abnahme der Muskelkraft verantwortlich sein könnten. Die Veränderungen können in metabolische und elektrophysiologische Prozesse unterteilt werden, wobei von einer Unabhängigkeit nicht auszugehen ist, da z.B. Ionenpumpen, welche die Erregungsleitung gewährleisten, tlw. energieabhängig sind. Prinzipiell ist die Kraftgenerierung eingeschränkt, wenn Adenosintriphosphat (ATP) nicht mehr im ausreichenden Maße resynthetisiert werden kann, um ausreichend Querbrücken zu bilden (Enoka & Stuart, 1992; Stackhouse, Reisman & Binder-Macleod, 2001). Zu einer unzureichenden ATP-Resynthese kann Substratmangel führen (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Hultmann et al., 1981). Bei hochintensiven dynamischen Bewegungsaufgaben kann das Kreatinphosphatlevel innerhalb von 25 - 50 s bis unter 10% absinken und auch das ATP-Level kann bis auf 40% abnehmen, wenn die KP-Speicher fast entleert sind (Hultman et al., 1981; Sahlin, 2004). Eine Entleerung der Fettspeicher ist erst nach Tagen

[17] Die theoretischen Grundlagen, die im Folgenden dargelegt werden, kommen aus der Ermüdungsforschung, weshalb der Begriff Ermüdung häufig Verwendung findet.

zu erwarten. Eine Entleerung der Glykogenspeicher liegt bei Belastungsintensitäten, die einen aeroben Glykogenabbau erlauben nach ca. 100 min vor, bei höheren Intensitäten und anaerober Glykolyse bereits nach ca. 4 min (Boutellier & Ulmer, 2005). Eine Substratentleerung kann jedoch nicht immer für die Kraftreduktion verantwortlich gemacht werden. Bei maximalen Belastungsintensitäten findet man zu dem Zeitpunkt, zu dem die Kraft beginnt abzunehmen fast vollständige ATP-Speicher und auch noch vorhandenes Kreatinphosphat (KP) (Hultman, Spriet & Södelund, 1987). Vielmehr scheinen Stoffwechselprodukte, die während der ATP-Hydrolyse anfallen, diese selbst zu hemmen. Dazu gehören: Adenosindiphosphat (ADP), anorganisches Phosphat (P_i) und Wasserstoffionen (H^+) (Enoka & Stuart, 1992; Hultman et al., 1987). Ein Anstieg der Konzentrationen, was auch mit einer Abnahme des pH-Wertes verbunden ist, führt zu einer reduzierten Aktivität der Myosin-ATPase (Hultmann et al., 1981).
Neben der rein metabolischen Seite kann die Reiz-Kontraktions-Kopplung durch Beeinträchtigung der Ausschüttung und Rückführung von Calcium (Ca^{2+}) aus dem und zurück ins Sarkoplasmatische Retikulum (SR) oder durch die Abnahme der Ca^{2+}-Sensitivität des Troponins (Abnahme der Ca^{2+}-Bindungsfähigkeit von Troponin) gestört sein (im Überblick Keeton & Binder-Macleod, 2006; Stackhouse et al., 2001). Als Faktoren für die Beeinträchtigung der Ca^{2+}-Ausschüttung und -Rückführung werden die pH-Wert-Abnahme, die Ansammlung von P_i, intrazellulärem Magnesium (Mg^{2+}) und Sauerstoffradikalen, aber auch die starke Entleerung der KP-Speicher diskutiert (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005; im Überblick Ament et al., 1996; Hultmann et al., 1981; im Überblick Keeton & Binder-Macleod, 2006; Place et al., 2010; Stackhouse et al., 2001; im Überblick Westerblad, Allen, Bruton, Andrade & Lännergren, 1998). Da im SR P_i und Ca^{2+} eine Bindung eingehen, führt eine Zunahme von P_i dazu, dass weniger Ca^{2+} ausgeschüttet werden kann (Stackhouse et al., 2001). Die metabolische Komponente der Ca^{2+}-Ausschüttung beruht darauf, dass die Ca^{2+}-Kanäle des SR v.a. durch ATP und in geringerem Ausmaß auch durch ADP und Adenosinmonophosphat (AMP) reguliert werden (Keeton & Binder-Macleod, 2006; im Überblick Westerblad et al., 1998). Des Weiteren spielen Enzyme bei der Reiz-Kontraktions-Kopplung eine wichtige Rolle. Drei ATPase-Arten werden als bedeutsam genannt: Die Actomyosin-ATPase ist bei der Bildung und Lösung der Querbrücken beteiligt, die Ca^{2+}-Transport-ATPase ist an der

Rückführung des Ca^{2+} durch die Membran des SR beteiligt und die Na^{+}-, K^{+}-ATPase ist am Ionenaustausch durch die Zellmembran und Membran des SR beteiligt (Hultman et al., 1987; Westerblad et al., 1998). Die Prozesse der Ca^{2+}-Ausschüttung und -Rückführung können insgesamt als starker Einflussfaktor auf die Kraftentwicklung angesehen werden (Place et al., 2010; Bigland-Ritchie 1981a; im Überblick Côté et al., 2008; Klass et al., 2004; Westerblad et al., 1998).

Die Erregungsleitung entlang der Muskelfaser kann bedingt durch die Anhäufung von extrazellulärem Kalium (K^{+}) (aufgrund einer Beeinträchtigung der Ionenpumpleistung), die pH-Wert-Abnahme und die Herabsetzung der ATP-Resynthese ebenfalls beeinträchtigt sein (Abbiss & Laursen, 2005; Enoka & Stuart, 1992; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Hultmann et al., 1981; Place et al., 2010; Westerblad et al., 1998). Aus der verminderten Erregbarkeit resultieren eine reduzierte Faserleitgeschwindigkeit und reduzierte Amplituden des Aktionspotentials, was in der Folge zu einer reduzierten Ca^{2+}-Ausschüttung aus dem SR führt (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Place et al., 2010; Westerblad et al., 1998). Es gibt Hinweise darauf, dass eine Beeinträchtigung der Reizweiterleitung nicht immer vorliegt. Bei elektrischer Stimulation konnte eine Störung v.a. bei hohen Stimulationsfrequenzen gezeigt werden (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Bei willkürlichen Muskelaktionen lassen sich Hinweise auf eine Einschränkung (über Amplitudenabnahme der M-wave) teilweise bei Ausdauerleistungen im Bereich der Langzeitausdauer III und bei isometrischen Muskelaktionen eher im Bereich niedriger Belastungsintensitäten im Vergleich zu höheren finden (10 - 25% MVC über 8 - 20 min vs. 40 - 50% MVC über 3 min) (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005; im Überblick Place et al., 2010). Nach erschöpfenden willkürlichen dynamischen Muskelaktionen mit mittlerer Belastungsintensität (50% MVC) konnte kein Hinweis auf eine Störung gefunden werden, da die M-Wave-Amplitude nur geringfügig und nicht signifikant abnahm (Klass et al., 2004). Untersuchungen an isolierten Muskelfasern bestätigen, dass die Erregbarkeit der Muskelfaser keine übergeordnete Rolle bei Ermüdung spielt (Place et al., 2010).

Die pH-Wert-Abnahme wurde an verschiedenen Stellen als eine mögliche Ursache für die Beeinträchtigung der Prozesse, die für die Kraftgenerierung notwendig sind, genannt. Die Annahme beruht u.a. auf gefundenen Korrelationen

zwischen der pH-Wert- und Kraftabnahme (r=.76) (im Überblick Sahlin, 2004; im Überblick Stackhouse et al., 2001). Die Auswirkungen der pH-Wert-Abnahme auf die Kraftabnahme bei tetanischer Stimulation von Einzelfasern sind jedoch temperaturabhängig, so dass die Effekte lange Zeit überschätzt worden sein könnten (im Überblick Place et al., 2010; Sahlin, 2004; Stackhouse et al., 2001; Westerblad et al., 1998). Bei 10°C sind die Effekte groß, bei physiologischen Temperaturen von 32°C jedoch eher als gering einzuschätzen. Nur circa 10% der Kraftabnahme können daher der induzierten pH-Wert-Abnahme zugeschrieben werden (im Überblick Place et al., 2010; im Überblick Stackhouse et al., 2001; im Überblick Westerblad et al., 1998). Ein angenommener Wirkungszusammenhang zwischen pH-Wert- und Kraftabnahme besteht in der Herabsetzung der Enzymaktivität der Phosphofructokinase bei der anaeroben Glykolyse (Enoka & Stuart, 1992). Es gibt keine Aussage darüber, in welchem Ausmaß die anaerobe Glykolyse bei der tetanischen Stimulation beteiligt war, was die Einschätzung der Effekte erschwert. Als weiterer Hinweis auf einen eher geringen Einfluss des pH-Werts gilt die schnellere Erholung der Kraft im Vergleich zum pH-Wert (im Überblick Place et al., 2010; im Überblick Stackhouse et al., 2001; im Überblick Westerblad et al., 1998). Darüber hinaus sind auch direkte Auswirkungen von reduzierten pH-Werten auf einzelne Prozesse, z.B. die Ca^{2+}-Ausschüttung aus dem SR nicht eindeutig (im Überblick Stackhouse et al., 2001). Auf der Grundlage dieser Befunde wird der Konzentrationserhöhung von P_i ein höherer Effekt auf die Kraftgenerierung zugeschrieben als der pH-Wert-Abnahme (Place et al., 2010; Sahlin, 2004; Stackhouse et al., 2001). Doch auch der Einfluss von P_i auf die Reiz-Kontraktions-Kopplung wird kontrovers diskutiert, da auch hier die Effekte bei physiologischen Temperaturen geringer als bei niedrigeren Temperaturen sind (im Überblick Westerblad et al., 1998). Studien an isolierten Muskelfasern zeigen, dass neben P_i auch Sauerstoffradikale und Stickstoffverbindungen große Effekte auf die kontraktile Funktion des Muskels bei Ermüdung haben (Place et al., 2010).

Einige der bisher genannten Prozesse führen auch dazu, dass neben der Reduktion der Muskelkraft, die Kontraktions- und noch stärker die Relaxationsdauer erhöht ist (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; im Überblick Ament et al., 1996; im Überblick Enoka & Stuart, 1992; Hultmann et al., 1981; im Überblick Jaric et al., 1999; Wittekopf, Tatschner, Höfke & Schober, 1989). Die

Ablösungsrate der Querbrücken wird entweder dadurch reduziert, dass die Kapazität ATP zu spalten oder die Kapazität Ca^{2+} zurück ins SR zu pumpen, abnimmt (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005; im Überblick Ament et al., 1996; Hultmann et al., 1981; Place et al., 2010). Beide Faktoren sind energieabhängig und es scheint eine Beziehung zur KP-Konzentration zu bestehen (Hultmann et al., 1981).

Eine Reduktion der Muskelkraft erfolgt des Weiteren, wenn die Übertragung der Erregung vom Nerv auf die Muskelfasern gestört ist, was auch als „neuromuscular block“ bezeichnet wird (Bigland-Ritchie, Cafarelli & Vøllestad, 1986; Bigland-Ritchie & Woods, 1984). In vitro- und in vivo-Studien zeigen bei hochfrequenter Stimulation eine Beeinträchtigung der Reizübertragung (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Unter Ausschluss anderer Faktoren (Anhäufung Stoffwechselprodukte, Substratentleerung, zentrale Ermüdung) wird auch bei willkürlicher intermittierender isometrischer Muskelaktion mit 30% MVC der Hauptfaktor der Maximalkraftabnahme (um -50% MVC) in einer eingeschränkten Reizübertragung gesehen (Bigland-Ritchie, Cafarelli et al. 1986). Studien, welche die Reizübertragung über die Amplitude der M-wave operationalisieren, kommen jedoch zu gegenteiligen Annahmen. Es gibt zumindest Hinweise darauf, dass bei Abnahme der Kraft die Amplitude der M-wave nicht reduziert ist, was gegen eine Beeinträchtigung der Übertragung spricht (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Bei willkürlichen Muskelaktionen mit eher geringen Entladungsraten wird insgesamt nicht von einer großen Bedeutung der Reizübertragung am Phänomen der Ermüdung ausgegangen (im Überblick Gandevia, 2001).

Da in Abhängigkeit von der Bewegungsaufgabe Ressourcen unterschiedlich beansprucht werden, sind es nicht immer die gleichen Ressourcen, die leistungslimitierend sind, so dass Ermüdung aufgabenspezifisch ist (Abbiss & Laursen, 2005; Bigland-Ritchie, 1981a; Enoka, 1995; Enoka & Duchateau, 2008; Enoka & Stuart, 1992). Bei Ausdauerbelastungen im oberen Intensitätsbereich (70 - 80% der maximalen Sauerstoffaufnahme) scheint die Glykogenentleerung eine große Rolle zu spielen, da eine Zuführung von Glukose die Leistungserbringung verlängern kann (im Überblick Enoka, 1995). Bei langandauernden Belastungen mit relativ geringen Intensitäten kann dagegen die Reizübertragung oder auch -weiterleitung (operationalisiert über die M-wave)

stärker beeinträchtigt sein als bei kürzeren intensiveren Belastungen (Bigland-Ritchie, Cafarelli et al., 1986; im Überblick Enoka, 1995; im Überblick Enoka & Stuart, 1992). Dafür spricht, dass sich bei intermittierenden isometrischen Muskelaktionen mit 30% MVC keine Konzentrationsveränderungen von Muskellaktat, ATP und KP feststellen lassen (Bigland-Ritchie, Cafarelli et al., 1986). Darüber hinaus kann eine vollständige Glykogenentleerung nur für 10% der Muskelfasern (ausschließlich Typ I- und IIa-Fasern) festgestellt werden und eine zentrale Ermüdung ausgeschlossen werden (Bigland-Ritchie, Cafarelli et al., 1986). Bei kurzen hochintensiven Belastungen scheint ebenfalls nicht die Substratentleerung, sondern die Einschränkung der ATP-Resynthese durch Stoffwechselprodukte (z.B. P_i und H^+) der limitierende Faktor zu sein (Enoka & Stuart, 1992; Hultman et al., 1987). Eine starke Anhäufung von Stoffwechselprodukten kann zudem die Reiz-Kontraktions-Kopplung vermindern. Die größten Effekte auf das Entspannungsverhalten eines Muskels konnten bei willkürlichen Muskelaktionen nach mittleren submaximalen Intensitäten von einer Minute Dauer (statisch: 50% MVC; dynamisch: 400 Watt/70 rpm) gefunden werden. Kürzere intensivere Belastungen über 10 s (statisch: 80% MVC; dynamisch 450 Watt/90 rpm) und längere weniger intensive Belastungen über 10 min (dynamisch 200 Watt/70 rpm) führten zu deutlich geringeren Effekten (Wittekopf et al., 1989).

Bezüglich der Abhängigkeit von der Art der Muskelaktion wird vermutet, dass die Beeinträchtigung der Reiz-Kontraktions-Kopplung bei Muskelverkürzung stärker ist, weshalb stärkere kompensatorische Aktivitätserhöhungen bei konzentrischen im Vergleich zu exzentrischen Muskelaktionen notwendig sind (Potvin, 1997). EMG-Befunde weisen darauf hin, dass bei exzentrischen Muskelaktionen weniger Muselfasern aktiviert werden müssen, um die gleiche Kraft generieren zu können (im Überblick Hamill & Knutzen, 1995) und dass konzentrische Muskelaktionen eine stärkere muskuläre Ermüdung verursachen (Molinari et al., 2006). Diese Annahme wird dadurch gestützt, dass während exzentrischer Muskelaktionen teilweise keine Drehmomentabnahmen feststellbar sind (im Überblick Gerdle, Larsson & Karlsson, 2000).

Eine Unterscheidung von Ermüdungsarten resultierte aus Untersuchungen mit elektrischer Stimulation. Bei der sogenannten „low-frequency fatigue“, die mit anaeroben Bedingungen in Verbindung gebracht wird (Keeton & Binder-

Macleod, 2006), ist die Reiz-Kontraktions-Kopplung beeinträchtigt (Edwards, 1981; Enoka & Stuart, 1992). Sie wird v.a. bei Stimulation mit niedrigen Frequenzen (10 - 40 Hz) gefunden, aber auch bei Stimulation mit höheren Frequenzen und auch bei willkürlicher Muskelaktion (im Überblick Keeton & Binder-Macleod, 2006). Bei Stimulation mit höheren Frequenzen ist die Kraftabnahme jedoch geringer (Keeton & Binder-Macleod, 2006). Die „low-frequency fatigue“ wird daher über die Abnahme der Kraft v.a. bei Stimulation mit geringen Frequenzen und zwar bei uneingeschränkten metabolischen und elektrophysiologischen Prozessen und zusätzlich über eine langsame Erholung (über Stunden und Tage) und eine mögliche Krafterhöhung durch Stimulation mit höheren Frequenzen operationalisiert (Edwards, 1981; im Überblick Keeton & Binder-Macleod, 2006). Bei der „high-frequency fatigue“ ist dagegen die Erregbarkeit der Muskelmembran herabgesetzt (Bigland-Ritchie, 1981a; Edwards, 1981; Enoka & Stuart, 1992). Sie führt dazu, dass maximale Kraftanforderungen nicht mehr realisiert werden können. Eine Reduktion der Entladungsrate (angepasst an die Bedingungen in der Peripherie) kann den Kraftverlust sehr schnell (innerhalb von Sekunden) reduzieren (Bigland-Ritchie, 1981a; Edwards, 1981; Keeton & Binder-Macleod, 2006).

2.2.2.2 Leistungslimitierung aufgrund zentraler Prozesse

Neben den dargestellten Prozessen auf Ebene der Muskelfaser und der Erregungsübertragung nimmt der Kraftoutput ebenfalls ab, wenn die motorischen Einheiten über das ZNS nicht mehr im ausreichenden Maße aktiviert werden. Die zentrale Ermüdung wird als „progressive reduction in voluntary activation of muscle during exercise“ (Gandevia, 2001, S. 1733) definiert. Einleitend sei angemerkt, dass bei einer willkürlichen Muskelaktion generell nicht von einer hundertprozentigen Aktivierung auszugehen ist. Die willkürlich generierbare Maximalkraft liegt zwischen 85 - 90% der Absolutkraft, die durch elektrische Stimulation erreicht werden kann (im Überblick Gandevia, 1998). Die Fähigkeit zur willkürlichen Aktivierung ist abhängig vom Trainingsstatus und zudem unterschiedlich an verschiedenen Tagen, bei verschiedenen Testversuchen und auch bei verschiedenen Muskeln (im Überblick Enoka & Duchateau, 2008;

Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001). Als weiterer Faktor wird im Folgenden die Ermüdung thematisiert.

Basis für die zentrale Ermüdung bilden die Afferenzen aus den verschiedenen Organen (u.a. Muskulatur, Herz) (Abbiss & Laursen, 2005; Asmussen, 1979; Gandevia, 2001). Nach einem „Central Governor Model“ werden diese von einer kontrollierenden Instanz verarbeitet (Abbiss & Laursen, 2005). Nach Asmussen (1979) können die Afferenzen dagegen überall im ZNS hemmende Effekte auslösen, wobei der Formatio retikularis eine bedeutende Rolle zugeschrieben wird. Es wird angenommen, dass einige Afferenzen jene Bereiche der Formatio retikularis stimulieren, die einen hemmenden Einfluss auf die Aktivierung der α-Motoneurone haben (Asmussen, 1979). Andere Afferenzen können wiederum Bereiche mit erregendem Einfluss stimulieren und der zentralen Ermüdung entgegenwirken. Ein Hinweis darauf wird darin gesehen, dass geöffnete Augen einen positiven Effekt auf die Erbringung muskulärer Arbeit haben (Asmussen, 1979). Sind die hemmenden Einflüsse höher als die erregenden, nimmt die zentralnervöse Aktivierung („arousal“) ab (Asmussen, 1979). Befunde, die zeigen, dass transcraniale magnetische oder elektrische Stimulationen über den primären motorischen Kortexarealen bei Ermüdung zu Kraftzunahmen führen, deuten darauf hin, dass die zentrale Ermüdung eine supraspinale Komponente haben kann (Gandevia, 2001). Mit einer verminderten Aktivierung werden zunehmende Konzentrationen der Neurotransmitter Serotonin, eventuell auch Dopamin und Azetylcholin im Gehirn in Verbindung gebracht (Abbiss & Laursen, 2005; R. Vogel, 2001). Wie in Kapitel 2.1.1.1 dargestellt kann über Neurotransmitter die Auslösung von Aktionspotentialen und die Entladungsrate reguliert werden. Eine Erhöhung der Serotoninkonzentration wird u.a. konkret mit einem erniedrigten Glykogenspeicher in Verbindung gebracht. Denn werden vermehrt verzweigtkettige Aminosäuren verstoffwechselt und/oder steigt die Konzentration von freien Fettsäuren im Blut, kann es zu einer erhöhten Einschleusung von Tryptophan über die Blut/Hirn-Schranke ins Gehirn kommen (sog. BCAA-Hypothese). Tryptophan kann dann zu Serotonin umgewandelt werden (im Überblick R. Vogel, 2001).

Da die Ursache für eine zentrale Ermüdung jedoch generell in der Reduktion des erregenden Inputs auf die α-Motoneurone gesehen wird (Gandevia, 1998; Gandevia, 2001; Kouzaki & Shinohara, 2006), bedingen bereits auf Rücken-

marksebene hemmende Effekte verschiedener Afferenzen (v.a. durch III- und IV-Afferenzen, weniger durch Abnahmen der Entladungsraten der Muskelspindeln), Hemmungen unter Einbeziehung von Renshaw-Zellen und Veränderungen der intrinsischen Eigenschaften der α-Motoneurone die zentrale Ermüdung (Gandevia, 1998; Gandevia, 2001; Kouzaki & Shinohara, 2006). Es wird insgesamt von einer Abnahme der reflexbedingten Erregung und einer Zunahme der Hemmung ausgegangen, so dass die willkürliche Aktivierung der α-Motoneurone erschwert ist (Gandevia, 2001). Weitere Ausführungen zu dieser Thematik finden sich im Kapitel 2.2.2.3.

Zu Beginn der Ermüdungsforschung Ende des 19. und zu Beginn des 20. Jahrhunderts wurden die Ursachen für Leistungseinschränkungen hauptsächlich auf zentraler Ebene angenommen (im Überblick Edwards, 1981). Eine Auflistung wichtiger Forschungsarbeiten im Zusammenhang mit zentraler Ermüdung findet sich bei Gandevia (2001). Eine Beteiligung zentraler Prozesse wird weiterhin diskutiert und kann nicht ausgeschlossen werden (Abbiss & Laursen, 2005; Enoka & Durchateau, 2008; Gandevia, 2001). Die Bedeutung von zentraler Ermüdung wird u.a. in einer Schutzfunktion für die Muskulatur gesehen (Abbiss & Laursen, 2005; Gandevia, 2001; im Überblick R. Vogel, 2001). Eine Annahme ist, dass durch die Reduktion der Aktivierung die periphere Leitfähigkeit über die Aufrechterhaltung der Ionengradienten auf einem bestimmten Niveau stabilisiert werden kann und vor dem vollständigen Zusammenbruch geschützt wird (Grimby et al., 1981). Eine zusätzliche Annahme ist, dass die ATP-Konzentration auf einem bestimmten Niveau stabilisiert wird, um Schädigungen der Muskelfasern und eine Muskelstarre zu vermeiden (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005; Edwards, 1981). Die Annahmen gehen sogar so weit, dass die zentrale Ermüdung dem Schutz vor dem Tod dient (Abbiss & Laursen, 2005). Es wird davon ausgegangen, dass Belastungen abgebrochen werden, bevor Körperkerntemperatur, Blutdruck oder Atemparameter bedrohliche Werte erreichen (Gandevia, 2001).

Eine vorliegende zentrale Ermüdung tatsächlich zu erfassen, ist nicht leicht. Häufig wird auf zentrale Ermüdungsprozesse geschlossen, wenn bei elektrischer Nervstimulation („interpolated-twitch method“) die generierte Muskelkraft höher ist als bei maximaler willkürlicher Kontraktion (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie, Furbush & Woods, 1986; Edwards, 1981; Enoka, 1995;

Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 1998; Gandevia, 2001; Grimby et al., 1981). Wird die Fähigkeit zur willkürlichen Aktivierung über das Verhältnis der Kraftzunahme bei Stimulation während einer isometrischen Maximalkontraktion zur Kraftzunahme bei Stimulation des inaktiven Muskels operationalisiert, zeigt sich, dass die willkürliche Aktivierung im Beanspruchungsverlauf verschiedener Bewegungsaufgaben zwischen -10% und ca. -36% abnehmen kann (Biro, Griffin & Cafarelli, 2007; im Überblick Enoka & Duchateau, 2008). Abnahmen werden bei isometrischen Maximalkontraktionen von 3 min Dauer (-10%), nach drei maximalen konzentrischen Muskelaktionen (-27%), nach drei maximalen isometrischen Muskelaktionen (-36%), nach submaximaler isometrischer Muskelaktion (25% MVC) von 43 min Dauer (-27%) und nach submaximalen intermittierenden Muskelaktionen (30% MVC) von 22 min gefunden (-18%) (Biro et al., 2007; im Überblick Enoka & Duchateau, 2008). Ergebnisse von Merton (1954) zeigten dagegen bereits in den 50er Jahren, dass die willkürliche Aktivierung während einer dreiminütigen maximalen isometrischen Muskelaktion maximal bleiben kann und damit zentrale Ermüdung ausgeschlossen werden kann. Eingeschobene elektrische Stimulationen hatten keinen Einfluss auf die Kraftabnahme (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981b; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984; im Überblick Edwards, 1981). Die Arbeitsgruppe um Bigland-Ritchie konnte diese Ergebnisse mehrfach replizieren (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981b). Für maximale isometrische Muskelaktionen von 45 - 60 s und 3 min Dauer und für submaximale isometrische intermittierende Muskelaktionen (50% MVC) bis zu 35 min Dauer konnte die zentrale Ermüdung als Faktor für die Kraftabnahme ausgeschlossen werden (Bigland-Ritchie, Furbush et al., 1986; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Auch nach erschöpfenden willkürlichen dynamischen Muskelaktionen mit mittlerer Belastungsintensität (50% MVC) konnte kein Hinweis auf eine zentrale Ermüdung gefunden werden (Klass et al., 2004). Es wird angenommen, dass die zentrale Ermüdung v.a. bei wiederholten maximalen Muskelaktionen und bei submaximalen Muskelaktionen langer Dauer ein leistungslimitierender Faktor sein kann (Enoka & Duchateau, 2008).

Bedeutsam ist, dass bei Personen, bei denen es tatsächlich Hinweise auf eine zentrale Ermüdung gibt, eine zusätzliche Motivation dazu führt, dass die Kraftabnahmen bei willkürlicher Aktivierung und nervaler Stimulation wieder ver-

gleichbar sind (Bigland-Ritchie, Furbush et al., 1986; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Die Motivation wird daher als ein zentraler Faktor identifiziert, welcher die Ermüdung mitbestimmt, in dem Sinn, dass nicht motivierte Personen nicht in der Lage sind, die notwendigen motorischen Befehle zu generieren (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka, 1995; Enoka & Stuart, 1992). Eventuell spielt die Zunahme des Anstrengungsempfindens (im Überblick Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001; Hunter et al., 2002, 2003; Madeleine et al., 2002) oder auch des Schmerzempfindens eine Rolle (Gandevia, 2001), wenn es um die Fortführung hoch beanspruchender Bewegungsaufgaben geht. Ein direkter Zusammenhang zwischen Anstrengungsempfinden und Kraftabnahme kann jedoch ausgeschlossen werden (im Überblick Enoka & Stuart, 1992). Auch wenn physiologischen Parametern wie den Neurotransmittern eine Rolle bei der Anstrengungsempfindung zugeschrieben wird (Abbiss & Laursen, 2005; Enoka & Stuart, 1992), sind psychische Komponenten, wie Motivation oder auch die Schmerz- und Anstrengungstoleranz von der physiologischen motivationsunabhängigen Einschränkung der zentralen Aktivierung zu unterscheiden (Boutellier & Ulmer, 2005; Marcora & Staiano, 2010).

Gegen eine zentrale Ermüdung sprechen des Weiteren Befunde, die zeigen, dass der Verlauf der Abnahme der Maximalkraft bei willkürlicher Aktivierung und bei elektrischer Nerv- oder Muskelstimulation vergleichbar ist (im Überblick Hultman et al., 1987). Befunde zum allgemeinen zentralnervösen Aktivierungsniveau, welches als tonischer, unspezifischer Erregungszustand neuronaler Strukturen des ZNS verstanden wird, sprechen auch gegen eine zentrale Ermüdung bei einer maximalen Ausdauerbelastung (28 min mit 85% der maximalen Herzfrequenz mit anschließenden 2 min im Bereich der maximalen Herzfrequenz) (Olivier, 1996). Es konnte gegenteilig ein leicht erhöhtes allgemeines zentralnervöses Aktivierungsniveau, operationalisiert über die Flimmerverschmelzungsfrequenz, gefunden werden (Olivier, 1996).

Die Bedeutung zentraler Ermüdung könnte aufgrund von Fehlinterpretationen überschätzt werden. Es konnte zum Beispiel gezeigt werden, dass eine Zunahme der Muskelkraft bei elektrischer Nervstimulation nicht nur auf eine verminderte Aktivierung bei der willkürlichen Muskelaktion zurückzuführen ist. Ein Teil der Ursachen kann tatsächlich peripher lokalisiert sein, da auch bei Stimulation

intakter einzelner Muskelfasern Kraftzunahmen gezeigt werden konnten (im Überblick Place et al., 2010). Eine Erklärung für dieses Phänomen wird in der ermüdungsbedingten Verschiebung der Kraft-Calciumkonzentrations-Kurve gesehen (Place et al., 2010).

Falsch interpretiert wird vermutlich auch die Abnahme der Entladungsrate im Beanspruchungsverlauf, wenn sie von einigen Autoren (Abbiss & Laursen, 2005; Gandevia, 1998; Gandevia, 2001) auf zentrale Ermüdung zurückgeführt wird. Sie spricht vielmehr für eine an die peripheren Bedingungen (verlängerter Kontraktions-Relaxations-Zyklus) angepasste Aktivierung, welche die Kraftgenerierung positiv unterstützt (s. „muscle wisdom“-Hypothese im Kapitel 2.2.3.2) (Enoka & Stuart, 1992; Garland & Gossen, 2002; Grimby et al., 1981; Marsden, Meadows & Merton, 1983). Die Reduktion der Entladungsrate kann somit als funktionell betrachtet werden. Autoren, welche pro zentrale Ermüdung argumentieren, nehmen jedoch an, dass die Abnahme der Entladungsrate stärker ist, als für den Krafterhalt bei Abnahme der Kontraktions-/Relaxationsgeschwindigkeit notwendig (Gandevia, 1998; Gandevia, 2001). Da der Kraftoutput jedoch nicht erfasst werden kann, bleibt diese Annahme spekulativ. Des Weiteren wird von zentraler Ermüdung ausgegangen, da es unwahrscheinlich scheint, dass es Feedbackwege gibt, über welche die Entladungsrate jeder motorischen Einheit individuell an die Kontraktions-/Relaxationsdauern der Muskelfasern angepasst wird (Gandevia, 2001). Es wird eher von einem hemmenden Reflexeinfluss auf den gesamten α-Motoneuronenpool mit einer resultierenden globalen Reduktion der Entladungsrate ausgegangen, was wiederum als zentrale Ermüdung interpretiert werden kann (Gandevia, 2001). Gegen die Interpretation der abnehmenden Entladungsrate als zentrale Ermüdung spricht des Weiteren, dass die Abnahme zumindest bei submaximalen Intensitäten parallel zur Zunahme der EMG-Amplitudenparameter gefunden wird. Da die Zunahme der EMG-Amplitude auf eine Zunahme der Rekrutierung hinweist, liegt demnach eine zentrale Aktivierungszunahme vor und keine zentrale Ermüdung. Ergänzend sei noch darauf hingewiesen, dass auch die Abnahme der EMG-Amplitude bei maximalen Belastungsintensitäten nicht einfach als zentrale Ermüdung interpretiert werden kann, da die Abnahme v.a. durch die Reduktion der Entladungsrate bedingt wird (Bigland-Ritchtie, 1981a). Die Abnahme der EMG-Amplitude kann des Weiteren nicht auf zentrale Ermüdung im Sinne einer

Reduktion der Aktivierung zurückgeführt werden, wenn diese Abnahme nicht für alle synergistisch wirksamen Muskeln zu finden ist. Muskelspezifische Amplitudenabnahmen können nur auf eine Reduktion des erregenden Inputs auf die α-Motoneurone eben dieser Muskeln zurückgeführt werden (Kouzaki & Shinohara, 2006). Generell sind Veränderungen im EMG-Signal nicht nur auf zentrale Aktivierungsprozesse zurückzuführen. Prozesse der Erregungsübertragung und -leitung nehmen neben anderen Faktoren (s. Kapitel 3.3.3) ebenfalls Einfluss, so dass es zu Fehlinterpretationen kommen kann (Asmussen, 1979; Place et al., 2010).

Nicht erwähnt wurde bisher, dass neben einer reduzierten zentralen Aktivierung auch andere Prozesse im Gehirn die Leistung bei hohen neuromuskulären Beanspruchungen beeinträchtigen können. So wird z.B. ein Transmittermangel, der sogenannte „GABA-Mangel“ (GABA = gamma-aminobutyric acid), basierend auf zunehmenden Ammoniakkonzentrationen im Blut, mit einer Ermüdung des Kleinhirns und einer damit verbundenen Verminderung der Hemmfunktion in Verbindung gebracht (Lehnertz, 1986). Der Tremor, der häufig bei Ermüdung zu finden ist, wird u.a. auf einen „GABA-Mangel“ zurückgeführt, aber auch eine Verschlechterung von Zielbewegungen (Lehnertz, 1986). Bewegungen werden zu weit oder zu kurz ausgeführt. Ammoniak entsteht bei hochintensiven Belastungen durch Deaminierung von AMP und kann auch die Serotonin-Synthese beeinflussen (Lehnertz, 1986). Die Erwähnung des „GABA-Mangels“ soll an dieser Stelle lediglich noch einmal verdeutlichen, dass Neurotransmitter durch hohe neuromuskuläre Beanspruchungen beeinflusst werden und diese die Funktionsabläufe im Gehirn verändern können.

2.2.2.3 Leistungslimitierung aufgrund einer beeinträchtigten sensorischen Informationsaufnahme

Die Kontrolle von Bewegungen, so die Annahme, ist stark von der Qualität der Afferenzen abhängig, die von verschiedenen Systemen generiert werden (Forestier et al., 2002). Die Bedeutung der Afferenzen kann dabei zwei Bereichen zugeordnet werden. Zum einen verändert sich die reflexbedingte Aktivierung der α-Motoneurone, wenn sich die Afferenzen ermüdungsbedingt verändern. Zum anderen kann die Wahrnehmung von Gelenkbewegungen und -stellungen und des muskulären Funktionszustandes beeinträchtigt sein.

Ergebnisse von Gelenkwinkel-Reproduktionsexperimenten weisen darauf hin, dass die Wahrnehmung von Gelenkwinkeln unter Ermüdung verschlechtert ist (Brockett et al., 1997; im Überblick Chabran et al., 2002; Forestier et al., 2002; im Überblick Olivier et al., 2001; Skinner, Wyatt, Hodgton, Conard & Barrack, 1986). Gefundene ermüdungsbedingte Fehlerzunahmen werden auf eine Beeinträchtigung der Propriozeption zurückgeführt (Brockett et al. 1997; Forestier et al., 2002; Jaric et al., 1999; im Überblick Olivier et al., 2001; Sharpe & Miles, 1993; Skinner et al., 1986; Walsh et al., 2004). Die Studienergebnisse werden im Kapitel 2.3.2 ausführlich beschrieben. Auch Verletzungen im Sport werden auf eine reduzierte propriozeptive Leistungsfähigkeit zurückgeführt (Quante & Hille, 1999). Die genauen Ursachen für die Effekte von Ermüdung auf die Wahrnehmung von Gelenkwinkeln sind ungeklärt und können verschiedene Ebenen des motorischen Systems betreffen. Neben Beeinträchtigungen auf Ebene der Rezeptoren lassen sich auch Hinweise auf eine verschlechterte zentrale Verarbeitung der propriozeptiven Inputs finden (Sharpe & Miles, 1993). Finden Veränderungen auf beiden Ebenen statt, kann eine gegenseitige Beeinflussung zur Verstärkung oder Abschwächung der Effekte führen (Sharpe & Miles, 1993). Des Weiteren wird eine verschlechterte Gelenkwinkelreproduktion mit einem höheren Rauschen im Informationsverarbeitungssystem begründet (Forestier et al., 2002). Als Ursache wird eine erhöhte fusimotorische Aktivität genannt (Erhöhung der Entladungsrate der γ-Motoneurone), die auf eine Erhöhung der Aktivierung der α-Motoneurone und die α-γ-Coaktivierung zurückgeführt wird (Forestier et al., 2002).

Auf der Ebene der Rezeptoren wird eine verschlechterte Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen v.a. mit einer ermüdungsbedingten Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln in Zusammenhang gebracht. Zum einen wird den Muskelspindeln grundsätzlich eine hohe Bedeutung für die Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen zugeschrieben. Verändert sich ihre Empfindlichkeit, führen gleiche Muskellängen oder Veränderungen dieser zu unterschiedlich stark ausgeprägten Afferenzen, so dass Gelenkwinkel verändert wahrgenommen werden. Zum anderen wird angenommen, dass Muskelspindeln im Vergleich zu anderen Propriozeptoren am stärksten durch Ermüdung beeinträchtigt werden können, da Veränderungen im lokalen Blutfluss und im Milieu der Muskelzelle (pH-Wert) direkt Einfluss nehmen

(Skinner et al., 1986). Ein klares Bild über die Funktionsbeeinträchtigung der Muskelspindeln gibt es jedoch nicht. Einerseits gibt es Hinweise darauf, dass unter Ermüdung die Entladungsrate der Muskelspindeln bis um -50% reduziert sein kann (im Überblick Enoka & Stuart, 1992; Gandevia, 2001; im Überblick Forestier et al., 2002; Macefield, Hagbarth, Gorman, Gandevia & Burke, 1991; im Überblick Sacco, Newberry, McFadden, Brown & McComas, 1997). Neben ermüdungsbedingten Reduktionen kommen jedoch auch Anpassungen als Erklärung für die Abnahme in Frage (eventuell eine Verschiebung der Rezeptorempfindlichkeit (Habituation)) (Macefield et al., 1991). Grund dafür ist, dass sich eine Abnahme auch bei geringer Belastungsintensität (30% MVC) bereits ab Beginn der Rekrutierung, d.h. noch während des Kraftanstiegs, finden lässt (Macefield et al., 1991). Darüber hinaus gibt es Hinweise darauf, dass bei Abnahme der Entladungsrate der Muskelspindeln, diese bei applizierter Dehnung wieder zunehmen kann, so dass von einer grundsätzlichen Einschränkung der Entladung nicht auszugehen ist (Gandevia, 2001). Dafür spricht auch, dass nicht alle Muskelspindeln eine Abnahme der Entladungsrate zeigen (nur ca. 72%) (Macefield et al., 1991) und die Entladungsrate im Tierexperiment nach initialer Reduktion wieder fast Ausgangswerte erreichen kann (Ljubisavlevic & Anastasijevic, 1994).

Dass es auch steigernde ermüdungsbedingte Effekte auf die Entladungsrate der Muskelspindeln geben kann, zeigen Tierexperimente mit Stimulation der III- und IV-Afferenzen, die bei Ermüdung zunehmen. Experimentell konnte eine reflexbasierte Erhöhung der fusimotorischen Aktivität und auch der Entladungsrate der Muskelspindeln induziert werden (im Überblick Gandevia, 2001). Eine Erhöhung der Entladungsrate der Muskelspindeln ist des Weiteren über die Zunahme der Aktivierung der α-Motoneurone möglich (über α-γ-Coaktivierung) (Biro et al., 2007).

Auch für den Dehnungsreflex, welcher indirekt die Empfindlichkeit der Muskelspindeln widerspiegelt, gibt es keine eindeutigen Ergebnisse (Sharpe & Miles, 1993). Es werden Zu- und Abnahmen und auch unveränderte Werte nach Ermüdung gefunden (Biro et al., 2007; im Überblick Olivier, 1996; im Überblick Sharpe & Miles, 1993). Eine Zunahme des Dehnungsreflexes, die z.B. nach submaximalen intermittierenden isometrischen Muskelaktionen (30% MVC) über eine durchschnittliche Dauer von 22 min gefunden wurde, weist auf eine

Zunahme der Empfindlichkeit der Muskelspindeln hin (Biro et al., 2007). Es wird angenommen, dass eine Erhöhung der Empfindlichkeit der Muskelspindeln eine reduzierte supraspinale Aktivierung kompensieren soll, da eine Zunahme des monosynaptischen Dehnungsreflexes und polysynaptischer Reflexe (ausgelöst durch Vibration) bei festgestellter zentraler Ermüdung gefunden wurde (Biro et al., 2007). Es zeigt sich, dass bei der Betrachtung des Dehnungsreflexes eine Differenzierung notwendig ist, da bei einer Abnahme des statischen Dehnungsreflexes eine Zunahme des dynamischen Dehnungsreflexes möglich ist (Zhang & Rymer, 2001). Die Zunahme des dynamischen Dehnungsreflexes wird als Kompensation der gefundenen Abnahme der Gelenksteifigkeit und des reduzierten statischen Dehnungsreflexes interpretiert (Zhang & Rymer, 2001). Zurückgeführt wird eine Zunahme des Dehnungsreflexes auf Anpassungen der fusimotorischen Aktivität und auch auf eine Zunahme der aktiven motorischen Einheiten (Zhang & Rymer, 2001). Es ist zu beachten, dass neben einer veränderten Rezeptoraktivität auch noch andere Faktoren Einfluss auf den Dehnungsreflex haben (z.B. Muskeltemperatur und neuronale Kompensationen), so dass ein direkter Rückschluss auf die Empfindlichkeit der Muskelspindeln nicht möglich ist (Sharpe & Miles, 1993).

Letztlich deuten auch die Gelenkwinkel-Reproduktionsexperimente nicht auf eine reduzierte Empfindlichkeit der Muskelspindeln hin, da keine systematischen Effekte gefunden werden (s. Kapitel 2.3.2). Da bei reduzierter Empfindlichkeit gegebene Muskellängen als kürzer empfunden werden, müssten nach neuromuskulärer Beanspruchung Gelenkwinkel eingenommen werden, in denen die Muskellänge der beanspruchten Muskulatur länger ist als vorgegeben (durch die nicht beanspruchte Extremität). Teilweise lässt sich diese Tendenz tatsächlich finden (Brocket et al., 1997; Jaric et al., 1999). In anderen Experimenten zeigt sich jedoch kein systematischer Einfluss (Forestier et al., 2002; Sharpe & Miles, 1993) oder der gegenteilige Effekt (Walsh et al., 2004).

Neben der Diskussion der Effekte von Ermüdung auf die Muskelspindelafferenzen, gibt es auch Hinweise darauf, dass die Ib-Afferenzen ermüdungsbedingt abnehmen können, so dass angenommen wird, dass auch die Rückmeldungen über die Muskelspannung reduziert sind (Gandevia, 1998).

Eine Reduktion der Entladungsrate der Muskelspindeln (und Veränderungen anderer Afferenzen) bei Ermüdung könnte neben den Effekten auf die

Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen zu einer reduzierten reflexbedingten Aktivität der α-Motoneurone führen (Gandevia, 2001; Macefield et al., 1991). Diese Annahme beruht auf dem Phänomen, welches bei Erhöhung der Entladungsrate der Muskelspindeln durch Vibration auftritt: Es lässt sich eine Erhöhung der Muskelkraft (Aktivierung) feststellen, wenn diese bereits ermüdungsbedingt reduziert ist (Gandevia, 2001). Ist die Aktivierung der α-Motoneurone tatsächlich aufgrund einer Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln reduziert, muss in der Folge die willkürliche Aktivierung erhöht werden, um einen bestimmten Kraftoutput zu generieren. Die dargestellten Befunde zur Entladungsrate der Muskelspindeln und zum Dehnungsreflex zeigen jedoch, dass nicht grundsätzlich von einer reduzierten Empfindlichkeit auszugehen ist. Zudem wird die Abnahme der Entladungsrate der Muskelspindeln auch als ein leistungsfördernder und regulierender Faktor für die Anpassung der Entladungsrate der α-Motoneurone diskutiert (s. „muscle wisdom“-Hypothese im Kapitel 2.2.3.2) (Enoka, 2002; Macefield et al., 1991).

2.2.3 Kompensationen bei neuromuskulärer Beanspruchung

In diesem Kapitel wird in einem ersten Unterkapitel erläutert, was unter Kompensation verstanden wird. Im Kapitel zur intramuskulären Kompensation wird aufgezeigt, welche Möglichkeiten bestehen, den Kraftoutput eines Muskels zu erhöhen. Es werden Befunde diskutiert, die Hinweise auf die Rekrutierung und Frequenzierung bei neuromuskulären Beanspruchungen liefern. Vor allem die Krafterhöhung über die Frequenzierung wird kritisch reflektiert und die „muscle wisdom“-Hypothese vorgestellt. Auch auf die Möglichkeit der Synchronisation wird hingewiesen. Im Kapitel zur intermuskulären Kompensation wird zunächst nur vorgestellt, was darunter zu verstehen ist und welche Untersuchungsansätze vorliegen. Darüber hinaus wird ein erster Einblick in die Untersuchungsergebnisse gewährt. Da die Grundlagenliteratur in diesem Bereich jedoch wenig ergiebig ist und die intermuskulären Kompensationen zentrale Bedeutung im Rahmen der vorliegenden Arbeit haben, werden die empirischen Befunde detailliert im Abschnitt zur intermuskulären Koordination der Kinetoren im Kapitel 2.4.1 beschrieben und diskutiert.

2.2.3.1 Zum Kompensationsbegriff

Das lateinische Wort „compensatio“ wird mit „Ausgleich“ oder „Ersatz“ übersetzt. Kompensation kann daher in der Bewegungswissenschaft zum einen bedeuten, dass Störungen der Bewegung, z.B. durch das Einwirken unvorhergesehener äußerer Kräfte, ausgeglichen werden, so dass die Variabilität im Bewegungsoutput reduziert wird (Hatze, 1986). Kompensation kann in Anlehnung an den lateinischen Wortstamm aber auch bedeuten, dass Leistungseinschränkungen auf verschiedenen Ebenen ausgeglichen werden können, so dass eine bestimmte Leistung aufrechterhalten werden kann. Auf der Ebene des neuromuskulären Systems geschieht dies unter der Ausnutzung der vorhandenen Freiheitsgrade auf den verschiedenen Ebenen. Eine Erhöhung der Aktivierung der α-Motoneurone bei konstantem Kraftoutput wird als intramuskuläre Kompensation und eine Veränderung der relativen Aktivierung synergistisch wirksamer Muskeln unter Nutzung muskulärer und kinematischer Freiheitsgrade wird als intermuskuläre Kompensation interpretiert. Der Begriff Kompensation wird im Zusammenhang mit der intra- und intermuskulären Koordination auch verwendet, wenn die Leistung abnimmt und damit kein ausreichender Ausgleich erfolgt (Thorhauer, Hoffmann, Werner & Michel, 2001). Da der Begriff „Kompensationsmechanismus“ verwendet wird, benennen die Autoren vermutlich jene Veränderungen als Kompensation, die dafür bekannt sind, dass sie eine kompensatorische Wirkung haben, unabhängig davon, ob die Effekte in dem speziellen Fall ausreichend sind oder nicht. An späterer Stelle differenzieren sie die Anpassungsregulationen des Bewegungssystems dahingehend, dass diese Leistungseinschränkungen des muskulären Systems verzögern, gering halten oder kompensieren können (Thorhauer et al., 2001). Der Kompensationsbegriff wird auch im Zusammenhang mit einer vorausschauenden Veränderung der Bewegungstechnik, welche Ermüdung hinauszögern soll, verwendet (van Dieën et al., 1998). Da im konkreten Fall nicht exakt feststellbar ist, welche Kompensationen vom motorischen System angestrebt werden und ob die Kompensationen im Einzelnen erfolgreich sind, scheint ein eher weites Begriffsverständnis gerechtfertigt. Dennoch soll in der vorliegenden Arbeit mit dem Kompensationsbegriff vorsichtig umgegangen werden. Er wird bei der Darstellung der theoretischen Grundlagen und empirischen Befunde verwendet, wenn die zitierten Autoren diesen verwenden. Die eigenen Ergebnisse werden zunächst neutral

beschrieben, bevor sie vor dem Hintergrund einer Kompensationsfunktion diskutiert werden.

Da Kompensationen unterschiedlichen Ebenen zugeordnet werden können, muss der Effekt oder Erfolg der Kompensationen, z.B. im Hinblick auf die Stabilisierung eines bestimmten Bewegungsoutputs, auf verschiedenen Ebenen betrachtet werden. Finden Kompensationen nur auf der Ebene der motorischen Einheiten statt und sind diese erfolgreich, ist sowohl der Bewegungsablauf als auch die Leistung unverändert. Es liegt sowohl eine Ergebnis- als auch eine Ausführungskonstanz vor (in den dem motorischen System gesetzten Grenzen, s. Kapitel 2.1.3) (Ebene 1 s. Tab. 2).

Tabelle 2

Stabilisierung von Leistungsparametern und des Bewegungsablaufs auf der Grundlage von intra- und intermuskulären Kompensationen

Ebene	**Leistungsparameter z.B. Kraftoutput**	**Bewegungs-ablauf**	**intermuskuläre Kompensation**	**intramuskuläre Kompensation**
1	unverändert	unverändert	unverändert	verändert ~
2	unverändert	unverändert	verändert ~ Nutzung muskulärer Freiheitsgrade	verändert ~
3	unverändert	verändert ~	verändert ~ Nutzung muskulärer und kinematischer Freiheitsgrade	verändert ~
4	verändert ~ d.h. Kompensation nicht mehr ausreichend	verändert ~	verändert ~ Nutzung muskulärer und kinematischer Freiheitsgrade	verändert ~

Gleiches gilt, wenn erfolgreiche Kompensationen auf intermuskulärer Ebene stattfinden und die Gelenkmomente noch unverändert sind (Ebene 2 s. Tab. 2). Muskelspezifische Veränderungen von EMG-Parametern können dann im Hinblick auf intermuskuläre Kompensationen interpretiert werden. Intermuskuläre Kompensationen können jedoch auch als erfolgreich eingeschätzt werden, wenn sich der Bewegungsablauf z.B. aufgrund der Nutzung kinematischer Freiheitsgrade ändert, eine bestimmte Leistung jedoch noch realisiert werden kann (Ebene 3 s. Tab. 2). Es liegt Ergebniskonstanz bei Ausführungsvariabilität vor, wenn man die Leistungsparameter als Ergebnis

betrachtet und nicht die exakte Ausführung der Bewegung. Die Veränderungen im Bewegungsablauf können dann zusammen mit den EMG-Parametern im Hinblick auf Kompensationen interpretiert werden. Erst wenn auch die Leistung abnimmt, können Kompensationen eindeutig als unzureichend eingeschätzt werden (Ebene 4 s. Tab. 2).

2.2.3.2 Die intramuskuläre Kompensation

Um einer ermüdungsbedingten Abnahme der Kraftkapazitäten des Muskels entgegenzuwirken, kann der erregende Input auf die α-Motoneurone erhöht werden, was zu einer Rekrutierung zusätzlicher (größerer) motorischer Einheiten und mit Einschränkungen auch zu einer Erhöhung der Entladungsrate führt (Garland & Gossen, 2002; Kouzaki & Shinohara, 2006). Reduktionen im Kraftoutput bereits aktiver Einheiten können dadurch kompensiert werden, so dass die Konstanthaltung submaximaler Kräfte über einen längeren Zeitraum gelingen kann (Kallenberg & Hermens, 2008; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991; Luttmann, Jäger & Laurig, 2000; Moritani, Muro & Nagata, 1986; Vøllestad, 1997). Es wird angenommen, dass afferente Inputs von den Golgi-Sehnen-Organen und muskuläre III- und IV-Afferenzen die wichtigsten Informationen für die Anpassung der Aktivierung bei Ermüdung bereitstellen (im Überblick Forestier & Nougier, 1998; Gandevia, 2001).

Rekrutierung

Im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe mit einer Belastungsintensität unterhalb der Rekrutierungsgrenze werden zunehmend motorische Einheiten zugeschaltet (im Überblick Basmajian & De Luca, 1985; Christie & Kamen, 2009; Garland et al., 1994; Griffin et al., 1998; Maton & Gamet, 1989; Moritani et al., 1986). Garland et al. (1994) konnten zeigen, dass 10 von 45 untersuchten Einheiten erst zwischen 30 - 480 s nach Beginn einer isometrischen Muskelaktion mit einer Intensität knapp unterhalb der Rekrutierungsgrenze rekrutiert wurden. Bei Griffin et al. (1998) waren bei dynamischen Ellenbogenflexionen und -extensionen mit 20% MVC 19 von 34 Einheiten von Beginn an aktiv, 15 wurden im Beanspruchungsverlauf zugeschaltet. Christie und Kamen (2009) konnten zeigen, dass bei einer Belastungsintensität von 50% MVC im

ersten Drittel der Beanspruchungsdauer die Anzahl der aktiven Einheiten von ca. 27 auf ca. 37 Einheiten zunahm und dann über einen längeren Zeitraum annähernd konstant blieb.

Bestätigung dafür, dass nicht nur mehr sondern auch größere motorische Einheiten zugeschaltet werden, liefern verschiedene Untersuchungsergebnisse. Beanspruchungsstudien, welche die Nukleare Magnetresonanz Spektroskopie (NMR) einsetzen, zeigen bei relativ geringer submaximaler Belastungsintensität (30% MVC) in der ersten Beanspruchungshälfte eine geringe Stoffwechselaktivität in den Typ II-Fasern und einen markanten Anstieg dieser in der zweiten Beanspruchungshälfte, was für eine Zuschaltung dieser Fasern im Beanspruchungsverlauf spricht (im Überblick Houtman, Stegeman, van Dijk, & Zwarts, 2003). Passend dazu ist der Glykogengehalt der Typ IIa- und IIb-Fasern in der ersten Beanspruchungshälfte einer Bewegungsaufgabe unverändert und nimmt in der zweiten Hälfte zunächst in den Typ IIa-, später auch in den Typ IIb-Fasern ab (im Überblick Moritani et al., 1986). Mit Hilfe der intramuskulären Elektromyographie konnten ebenfalls direkte Hinweise gefunden werden. So weist die Zunahme der mittleren Spike-Amplitude darauf hin, dass zunehmend Einheiten mit höheren Rekrutierungsschwellen zugeschaltet werden, da diese höhere Spike-Amplituden haben (Garland et al., 1994; Griffin et al., 1998; Moritani et al., 1986). Ein weiteres Indiz für die zunehmende Rekrutierung größerer motorischer Einheiten findet sich darin, dass im Beanspruchungsverlauf zugeschaltete Einheiten höhere Rekrutierungsschwellen haben (bei 28,5 ± 10,4% MVC) als die Einheiten, die bereits zu Beginn einer Beanspruchungsaufgabe (Belastungsintensität 20% MVC) rekrutiert werden (bei 12,4 ± 6,7% MVC) (Griffin et al., 1998).

Um im Beanspruchungsverlauf einer submaximalen isometrischen Muskelaktion mit konstanter Belastungsintensität Einheiten zuschalten zu können, muss die Rekrutierungsschwelle für die größeren Einheiten abnehmen. Verschiedene Studienergebnisse weisen darauf hin, dass dies der Fall ist (Garland et al., 1994; Griffin et al., 1998; Maton & Gamet, 1989; Moritani et al., 1986). Maton und Gamet (1989) spekulieren, dass der ermüdungsbedingte Spannungsverlust dazu führt, dass der hemmende Input der Golgi-Sehnen-Organe zu den α-Motoneuronen verringert wird und dadurch die Rekrutierungsschwelle sinkt.

Die Rekrutierungszunahme bei Konstanthaltung einer isometrischen Kraft kann insgesamt als bestätigt angesehen werden (Gamet & Maton, 1989; Luttmann et al., 2000; Moritani, Nagata & Muro, 1982; im Überblick Orizio, 2000).
Neben der Abnahme von Kraftkapazitäten einzelner motorischer Einheiten können Einheiten auch ganz ausfallen (Christie & Kamen, 2009; Moritani et al., 1986). Christie und Kamen (2009) konnten zeigen, dass bei einer Belastungsintensität von 50% MVC ab ca. 80% der Beanspruchungsdauer die Anzahl der aktiven Einheiten wieder abnimmt (von ca. 37 auf ca. 30 Einheiten). Das Ausschalten von Einheiten mit niedrigeren Rekrutierungsschwellen bei Rekrutierung von Einheiten mit höheren Rekrutierungsschwellen wird als Schutzmechanismus vor einem „catastrophic failure“ interpretiert (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005). Da Ausfälle schon in sehr frühen Beanspruchungsphasen auftreten können, ist jedoch nicht nur eine Erschöpfung der Einheit als Erklärung denkbar, sondern auch ein zeitlich begrenztes Ablösen einzelner Einheiten gemäß eines Rotationsprinzips (im Überblick Abbiss & Laursen, 2005; Christie & Kamen, 2009).

Frequenzierung

Das Entladungsverhalten einer motorischen Einheit im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe, die mit maximaler Belastungsintensität ausgeführt wird, scheint relativ eindeutig zu sein: Man findet eine Abnahme der Entladungsrate (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Grimby et al., 1981; Moritani et al., 1986). Grimby et al. (1981) fanden zum Beispiel für eine motorische Einheit mit hoher Spike-Amplitude und tonischem Entladungsverhalten bereits nach 5 s eine Abnahme von 50 auf 30 Hz und nach 15 s eine weitere Abnahme auf 20 Hz. Die Abnahmen erfolgten umso schneller, je höher die initiale Frequenz der Einheit war. War eine kritische Grenze überschritten, entlud sich die Einheit nicht mehr tonisch, was bereits nach 10 s der Fall sein konnte. Eine phasische Aktivität war jedoch weiterhin möglich (Grimby et al., 1981). Allerdings scheint es möglich zu sein, hohe Entladungsraten aufrechtzuerhalten und zwar nach kurzer Abnahme der willkürlichen Aktivierung und anschließender schneller Steigerung (Grimby et al., 1981).

Bei submaximalen Belastungsintensitäten ist das Verhalten der Entladungsrate weniger eindeutig. Bei relativ geringen Belastungsintensitäten (20 - 30% MVC) werden teilweise Zunahmen gefunden (im Überblick Garland et al., 1994; Maton & Gamet, 1989). Maton & Gamet fanden bei 20 - 30% MVC für die Einheiten, die ab Bewegungsbeginn rekrutiert wurden und sich kontinuierlich entluden entweder geringe Zunahmen oder keine Veränderung, weisen jedoch darauf hin, dass nur bis 60 - 70% der Beanspruchungsdauer einzelne Einheiten methodisch sauber identifiziert werden konnten. Andere Autoren fanden dagegen auch bei submaximalen Intensitäten eine Abnahme der Entladungsrate (Christie & Kamen, 2009; im Überblick Garland & Gossen, 2002; Garland et al., 1994; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991). Garland et al. (1994) konnten bei submaximaler Belastungsintensität (etwas über der Rekrutierungsschwelle der untersuchten Einheiten) bei den meisten motorischen Einheiten (32 von 45 untersuchten Einheiten) eine Abnahme der Entladungsrate (um -1,5 bis -7 Hz) finden. Bei mittleren Intensitäten (50% MVC) wurde teilweise keine Veränderung der Entladungsrate gefunden (Moritani et al., 1986) oder zunächst eine Zunahme, die von einer Abnahme gefolgt wurde (Christie & Kamen, 2009). Es wird angenommen, dass insgesamt nur wenige Einheiten und v.a. diejenigen, die im Verlauf der Beanspruchung zugeschaltet werden, Zunahmen oder keine Veränderungen der Entladungsrate zeigen (Garland et al., 1994; im Überblick Garland & Gossen, 2002). Andererseits weisen Grimby et al. (1981) darauf hin, dass die Entladungsrate von Einheiten mit hohen Rekrutierungsschwellen sinkt, während die der Einheiten mit geringen Schwellen konstant bleiben oder noch zunehmen kann. Einen aufklärenden Hinweis auf den hauptsächlichen Einflussfaktor geben die Ergebnisse von Garland et al. (1994). Diese zeigen, dass nicht die Rekrutierungsschwelle in einem engen Zusammenhang mit dem Entladungsverhalten steht, sondern eher die initiale Frequenz. Das bedeutet, dass die Entladungsrate einer Einheit mit hoher Schwelle nur zunimmt, wenn deren initiale Frequenz auch gering ist. Darüber hinaus wird angenommen, dass eine Zunahme der Entladungsrate bereits aktiver Einheiten eher bei Muskeln mit sehr hohem ST-Faseranteil zu erwarten ist, da diese den Kraftoutput vor allem über die Frequenzierung steigern können (Moritani et al., 1986). Bei Muskeln mit hohem ST-Faseranteil findet man sogar bei 100% MVC nicht zwingend eine Abnahme der Entladungsrate (im Überblick Enoka, 2002; im Überblick Garland

& Gossen, 2002). Es gibt Hinweise darauf, dass auch die Art der Muskelaktion Einfluss auf das Entladungsverhalten im Beanspruchungsverlauf hat. Bei dynamischer Muskelaktion zeigen weniger motorische Einheiten eine Abnahme der Entladungsrate und im Falle einer Abnahme ist diese geringer als bei isometrischer Muskelaktion, was auf einen höheren Einfluss der Afferenzen der Muskelspindeln bei dynamischen Muskelaktionen zurückgeführt wird (im Überblick Garland & Gossen, 2002). Griffin et al. (1998) konnten bestätigend zeigen, dass die mittlere Entladungsrate der Einheiten, welche bei einer dynamischen Bewegungsaufgabe mit geringer Belastungsintensität (20% MVC) von Beginn an rekrutiert wurden, nicht abnahm.

Die im Beanspruchungsverlauf gefundene Abnahme der Entladungsrate wird teilweise auf zentrale Ermüdung zurückgeführt (Abbiss & Laursen, 2005; Gandevia, 1998; Gandevia, 2001) (s. Kapitel 2.2.2.2). Andererseits wird sie als funktionell betrachtet und als „muscle wisdom phenomenon“ beschrieben, was im Folgenden näher erläutert wird (Enoka & Stuart, 1992; Garland & Gossen, 2002; Grimby et al., 1981; Marsden et al., 1983).

Exkurs „muscle wisdom“-Hypothese

Die Hauptannahme der „muscle wisdom“-Hypothese ist, dass die Entladungsrate der motorischen Einheiten im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe an die ermüdungsbedingt veränderten kontraktilen Eigenschaften des Muskels angepasst wird (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Stuart, 1992; Garland & Gossen, 2002; Marsden et al., 1983; Moritani et al., 1986). Wie bereits im Kapitel 2.1.1.3 dargelegt, ist die Beziehung zwischen Frequenz und Krafterzeugung einer motorischen Einheit vom zeitlichen Ablauf der Zuckung abhängig, so dass die Entladungsrate, die zum Tetanus führt, umso niedriger ist, je länger die Einzelzuckung dauert (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Fuglevand, 2001; Grimby et al., 1981; Linke & Pfitzer, 2005). Im Beanspruchungsverlauf nimmt die Dauer des Kontraktions-Relaxations-Zyklus zu und zwar vor allem aufgrund der Zunahme der Relaxationsdauer (s. Kapitel 2.2.2.1). Aus diesem Grund wird angenommen, dass bei neuromuskulären Beanspruchungen trotz reduzierter Entladungsrate alle Muskelfasern voll aktiviert bleiben und ein vollständiger Tetanus erreicht wird. Daher kann die Abnahme der Entladungsfrequenz nicht als zentrale Ermüdung betrachtet werden, sondern muss im Hinblick auf eine Kompensations- oder Schutzfunktion interpretiert werden (Bigland-Ritchie & Woods, 1984). Insgesamt wird die Reduktion der Innervierungsfrequenz dahingehend interpretiert, dass einerseits der gewünschte Kraftoutput realisiert werden kann und zwar sehr ökonomisch und andererseits periphere Übertragungsfehler und ein muskulärer Rigor aufgrund einer ATP-Entleerung verhindert werden (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Stuart, 1992; im Überblick Moritani et al., 1986). Eine Aufrechterhaltung einer hohen Innervierungs-

frequenz im Beanspruchungsverlauf würde vermutlich dazu führen, dass die Reiz-Kontraktion-Kopplung beeinträchtigt wird, eventuell verbunden mit einer Entleerung der extrazellulären Na^+-Ionen oder einem Anstieg der extrazellulären K^+-Konzentration (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; im Überblick Moritani et al., 1986). Einschränkend muss erwähnt werden, dass keine Aussage darüber getroffen werden kann, ob die motorischen Einheiten, deren Entladungsrate abnimmt, tatsächlich eine konstante Kraft generieren können (Garland et al., 1994).

Bestätigung dafür, dass die Reduktion der Entladungsrate etwas mit „Weisheit" und vorausschauender Anpassung zu tun hat, wird in Stimulationsstudien gefunden, bei denen versucht wird, die Abnahme der Kraft bei willkürlicher Aktivierung zu reproduzieren. Die Ergebnisse zeigen, dass mit hohen konstanten Stimulationsfrequenzen (z.B. 80 Hz) zwar die hohen initialen willkürlich generierten Kräfte reproduziert werden können, die Kraftabnahme aber deutlich schneller erfolgt als bei willkürlicher Muskelaktion. Mit relativ niedrigen Frequenzen (z.B. 20 Hz) können Kräfte zwar länger konstant aufrechterhalten werden, diese sind aber deutlich geringer. Letztlich kann nur mit anfänglich hoher Frequenz und Reduktion dieser (z.B. von 60 auf 20 Hz) die bei willkürlicher Muskelaktion gefundene langsame Abnahme der Kraft erreicht werden, was die Vorteile einer Reduktion im Vergleich zu einer konstanten Entladungsrate bestätigt (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; im Überblick Garland & Gossen, 2002; Grimby et al., 1981; im Überblick Hultman, 1981; Marsden et al., 1983).

Die „muscle wisdom"-Hypothese wurde von der Arbeitsgruppe um Marsden 1968 auf dem Cambridge Meeting der Physiological Society erstmals vorgestellt (Marsden et al., 1983). Sie wird heute als ein grundsätzliches Konstrukt der motorischen Kontrolle betrachtet, wobei allerdings nicht außer Acht gelassen werden darf, dass die zugrundeliegenden Erkenntnisse schwerpunktmäßig auf Daten zu isometrischen Maximalkontraktionen und zu elektrischer Stimulation beruhen (Garland & Gossen, 2002). Die Übertragung auf submaximale Belastungsintensitäten ist fraglich, da die Entladungsraten relativ gering sind (10 - 25 Hz) und daher vermutlich nicht, wie bei maximaler Intensität und hohen Frequenzen, zu einer Aktivitätsstörung führen (Garland & Gossen, 2002). Die dargestellten Befunde zum Verhalten der Entladungsrate bei submaximalen Belastungsintensitäten, bei dynamischen Muskelaktionen und bei Muskeln mit hohem ST-Faseranteil zeigen, dass das „muscle wisdom phenomenon" nicht immer auftritt und der Geltungsbereich begrenzt ist.

Die Anpassung der Entladungsrate an die momentane Kontraktions- und Relaxationsdauer muss in irgendeiner Art und Weise basierend auf sensorischem Feedback gesteuert werden. Es gibt Hinweise aus Tierexperimenten und aus Experimenten, welche mit der Unterdrückung des Blutflusses arbeiten, dass III- und IV-Afferenzen die Entladungsrate der α-Motoneurone beeinflussen. Durch diese Afferenzen können hemmende Reflexe ausgelöst werden, die auch synergistisch wirksame Muskeln betreffen können (Bigland-Ritchie, 1981a;

Enoka, 2002; im Überblick Enoka & Duchateau, 2008; im Überblick Enoka & Stuart, 1992; im Überblick Gandevia, 1998; im Überblick Gandevia, 2001; im Überblick Garland & Gossen, 2002; im Überblick Huffenus & Forestier, 2006). Auch die Abnahme des erregenden Inputs der Muskelspindeln durch Abnahme ihrer Entladungsrate kommt als Einflussfaktor in Frage (Gandevia, 2001; Macefield et al., 1991). Neben der reflexbedingten Anpassung der Entladungsrate können auch eine Veränderung der Erregbarkeit der α-Motoneurone (über die Regulation des Membranpotentials) und eine reduzierte supraspinale Aktivierung als Faktoren nicht ausgeschlossen werden (Enoka, 2002).

Im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe verändert sich nicht nur die mittlere Entladungsrate einer motorischen Einheit, sondern auch deren Entladungsverhalten. Dieser Sachverhalt ist in der „muscle wisdom“-Hypothese nicht integriert. Die mittlere Anzahl der „bursts“ im Beanspruchungsverlauf steigt von 0,2 ± 0,7 „bursts“/min im ersten Drittel der Beanspruchungsdauer auf 1,5 ± 2,5 „bursts“/min im letzten Drittel (Hunter et al., 2003). Es gibt Hinweise darauf, dass sich die Einheiten, welche im Beanspruchungsverlauf zugeschaltet werden und sich zunächst mit „bursts“ entladen, immer häufiger entladen und letztlich sogar kontinuierlich (Maton & Gamet, 1989). Des Weiteren gibt es Hinweise darauf, dass die Kraftreduktion bei neuromuskulären Beanspruchungen durch „short interspike intervals“ (ISI) reduziert oder kompensiert werden kann (Christie & Kamen, 2009; im Überblick Enoka & Fuglevand, 2001; im Überblick Garland & Gossen, 2002; Griffin et al., 1998). Die Anzahl der ISIs nimmt im Beanspruchungsverlauf dynamischer Muskelaktionen zu (Griffin et al., 1998).

Die Abnahme der Entladungsrate ist ein typisches Phänomen, das bei hohen Intensitäten und mit zunehmender Beanspruchungsdauer auftritt. Es kann als funktionelle Anpassung interpretiert werden. Die Aktivierung der α-Motoneurone kann gleichzeitig zunehmen, was sich in einer zunehmenden Rekrutierung zeigt. Auch die Zunahme von „bursts“ und ISIs spricht gegen eine reduzierte Aktivierung und gegen eine kontinuierliche Abnahme der Entladungsrate für alle Einheiten, da „bursts“ und ISIs eine hohe Entladungsfrequenz bedeuten und diese entsprechend der Befunde, neben der Reduktion der Entladungsrate, vom motorischen System zur Aufrechterhaltung des Kraftoutputs eingesetzt werden.

Synchronisation

Bei erschöpfenden isometrischen Muskelaktionen werden Hinweise auf eine zunehmende Synchronisation der Entladungen motorischer Einheiten gefunden (Boonstra et al., 2008; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991). Gandevia (2001) stützt sich auf weitere Befunde und schreibt in seinem Review zusammenfassend, dass eine geringe, aber statistisch bedeutsame Synchronisation während willkürlicher Muskelaktionen erfolgen kann. Die Datenlage in Bezug auf eine zunehmende Synchronisation bei Ermüdung oder als grundlegende Steuergröße zur Anpassung der Muskelkraft wird jedoch als schwach bezeichnet (Hermens, Bruggen, Baten, Rutten & Boom, 1992; Kamen, 2004).

2.2.3.3 Die intermuskuläre Kompensation

Die intermuskuläre Kompensation, die sowohl die Aufrechterhaltung eines bestimmten Gelenkmoments unter Ausnutzung muskulärer Freiheitsgrade als auch die Fortführung einer mehrgelenkigen Bewegungsaufgabe unter Ausnutzung kinematischer Freiheitsgrade sichert, findet in der Grundlagenliteratur kaum Erwähnung. Der Grund dafür wird in der geringen Befundlage gesehen. Direkte Hinweise darauf, dass die relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln im Beanspruchungsverlauf nicht konstant bleiben, liefern zum einen experimentelle Befunde zu alternierenden Aktivitäten von synergistisch wirksamen Muskeln. Zum anderen zeigen die Ergebnisse von Vor-Beanspruchungsstudien, in denen einzelne Kinetoren vor-beansprucht wurden, deutlich, dass prinzipiell die relativen Kraftbeiträge weniger beanspruchter Muskeln erhöht werden können, um Leistungseinbußen höher beanspruchter Muskeln zu kompensieren. Während für die Vor-Beanspruchungsstudien dynamische (tlw. schnellkräftige) mehr- und eingelenkige Bewegungsaufgaben gewählt wurden (Akima et al., 2002; Michel, 2003; Türk-Noack & Thorhauer, 2001), wurde das Alternieren an isometrischen eingelenkigen Muskelaktionen mit sehr geringen Belastungsintensitäten untersucht. Über intermuskuläre Kompensationen bei Bewegungsaufgaben, die mit Intensitäten ausgeführt werden, die alternierende Aktivitäten von Muskeln einschränken und bei Aufgaben, bei denen kein Muskel vor-beansprucht ist, ist deutlich weniger bekannt. Hier gibt es lediglich Hinweise darauf, dass Muskeln unterschiedlich stark beansprucht werden, weshalb einer-

seits Kompensationen notwendig werden könnten (bei Leistungseinbußen der am höchsten beanspruchten Muskeln) und weshalb andererseits auch Kompensationen möglich wären (durch Muskeln, die bisher relativ gering beansprucht wurden). Die Hinweise liefern muskelspezifische Amplituden- und Frequenzveränderungen des EMG-Signals, wobei dem Muskel mit den relativ stärksten Veränderungen eine relativ höhere Ermüdung zugeschrieben wird. Die direkten und indirekten Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen, die im Kapitel 2.4.1 ausführlich dargestellt werden, wurden bei der Untersuchung von Kinetoren gewonnen. Die Erkenntnisse können theoretisch jedoch auf alle Muskelgruppen übertragen werden, die beansprucht werden.

Neben den EMG-Untersuchungen von synergistisch wirksamen Muskeln an einem Gelenk, weisen Befunde zur Veränderung der Bewegungstechnik bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben darauf hin, dass intermuskuläre Kompensationen stattfinden. Es finden sich Reduktionen der Bewegungsumfänge in den Gelenken, deren Muskulatur hoch beansprucht ist und Zunahmen von Gelenkbewegungen, an denen weniger beanspruchte Muskeln beteiligt sind (s. Kapitel 2.3.2) (Bonato et al., 2002; Côté et al., 2002; Côté et al., 2005; Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998). Da zielrelevante Merkmale der Bewegung konstant gehalten werden können, kann eine erfolgreiche Kompensation angenommen werden. Mit der intermuskulären Kompensation unter Ausnutzung kinematischer Freiheitsgrade kann eine Veränderung von Muskelfunktionen verbunden sein.

Bei der Interpretation gefundener Veränderungen auf Ebene der intermuskulären Koordination unter neuromuskulären Beanspruchungen sind neben der Möglichkeit der Kompensation auch andere Faktoren zu beachten, die in den Kapiteln 2.3 und 2.4 erläutert werden. An dieser Stelle soll erwähnt werden, dass die grundsätzliche Möglichkeit eines „Ausstrahlens“ der zunehmenden Muskelaktivität besteht, wofür auch der Begriff Synkinese verwendet wird (Gandevia, 2001). So gibt es Hinweise darauf, dass bei neuromuskulären Beanspruchungen zunehmend Muskeln aktiviert werden, die nicht mit einer Funktion für die Bewegungsaufgabe in Verbindung gebracht werden können (z.B. contralaterale Muskeln bei einseitig ausgeführten Bewegungsaufgaben, Antagonisten, Rumpf- und Gesichtsmuskeln bei Gliedmaßenbewegungen). Daraus können weitere Aktivierungen folgen, um den neu generierten Gelenkmomenten ent-

gegen zu wirken (im Überblick Gandevia, 2001). Das „Ausstrahlen“ wird auf die Zunahme der Aktivierung des motorischen Kortex bei Ermüdung (durch Erhöhung des willentlichen und peripheren Inputs) und eine daraus resultierende Erregungsausbreitung auf andere Kortexareale zurückgeführt (Gandevia, 2001). Zusätzlich nehmen verschiedene Afferenzen auf Rückenmarksebene Einfluss auf die Aktivierung der verschiedenen Muskeln (Gandevia, 2001).

2.2.4 Grenzen der Theorien zur motorischen Kontrolle im Hinblick auf die Integration von neuromuskulären Beanspruchungen

Es ist keine Theorie bekannt, die neuromuskuläre Beanspruchungen ausreichend integriert, so dass Koordinationsleistungen unter dem Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen erklärt werden können. Im Rahmen der GMP-Theorie wird zwar teilweise der Ermüdungsgrad der Muskulatur in die Liste der Ausgangsbedingungen aufgenommen, die vor Festlegung der Programmparameter bekannt sein müssen (Schmidt, 1975), diskutiert werden aber vor allem Gelenk- und Körperpositionen und Zustandsbedingungen der Umwelt. Überlegungen über die Anpassung von Programmparametern oder auch Programmen an einen veränderten neuromuskulären Funktionszustand werden nicht formuliert. Die Möglichkeiten intra- und intermuskulärer Kompensationen werden nicht erwähnt. Olivier (1996) setzte sich im Rahmen motorischer Lernprozesse unter neuromuskulärer Beanspruchung kritisch mit diesem Mangel auseinander. Er formulierte eine Parameterregulations-Hypothese, welche den neuromuskulären Funktionszustand in die vom motorischen System vor Bewegungsausführung zu erfassenden Ausgangsbedingungen integriert:

> Als Parameterregulations-Hypothese soll angenommen werden, dass ein „zentraler“ (auf der Ebene der Parameterauswahl liegender) Regulationsprozess stattfindet, der in Abhängigkeit des aktuellen neuromuskulären Funktionszustandes zu einer entsprechenden Parameterauswahl führt. Zusätzlich zum Bewegungsresultat und der Parameterauswahl trägt der neuromuskuläre Funktionszustand als eine neben anderen Ausgangsbedingungen zur Bildung des Recall-Schemas bei. (Olivier, 1996, S. 195)

Experimentelle Befunde, die darauf hinweisen, dass sich die zentrale Aktivierung tatsächlich an einen veränderten neuromuskulären Funktionszustand anpasst, können im Hinblick auf eine stattfindende Parameterregulation inter-

pretiert werden. Hier kann die vorliegende Arbeit einen Beitrag leisten. Hinweise auf eine intramuskuläre Kompensation könnten generell dahingehend interpretiert werden, dass die Leistungsfähigkeit des Muskels abnimmt und daher die Belastungsintensität, relativiert an der Maximalkraft, zunimmt. Der Parameter „Gesamtkraft“, nicht absolut (da die Muskelkraft konstant bleiben kann), sondern relativ, muss in diesem Fall erhöht werden. Stattfindende intermuskuläre Kompensationen könnten dagegen als Anpassungen des Parameters „spezifische Muskelauswahl“ interpretiert werden. Da sich jedoch auch die Relation der von den verschiedenen Muskeln produzierten Kräfte verändert, könnten intermuskuläre Kompensationen bereits als Veränderungen des Programms verstanden werden. Da die GMP-Theorie nicht genau klärt, ob das Programm direkte Befehle an bestimmte Muskeln enthält und auch die „relative force“ als invariante Variable eines Programms in Frage gestellt wird (s. Kapitel 2.1.2), stößt man bei der Interpretation intermuskulärer Kompensationen vor dem Hintergrund der GMP-Theorie an deutliche Grenzen. Einen indirekten Hinweis darauf, dass die GMP-Theorie davon ausgeht, dass der neuromuskuläre Funktionszustand vor Bewegungsbeginn abgeschätzt wird, erhält man beim Verweis auf reflexbasierte Bewegungskorrekturen. Es wird darauf hingewiesen, dass auf der Grundlage der α-γ-Coaktivierung Ausführungsfehler, die auch aufgrund einer falschen Einschätzung des Ermüdungsgrades entstehen können, reflexbasiert korrigiert werden (Schmidt, 1975; Schmidt, 1982a). Damit wird die Notwendigkeit einer genauen Kenntnis des neuromuskulären Funktionszustandes jedoch relativiert und eine Parameterregulation vor Bewegungsbeginn zumindest zu einem gewissen Teil in Frage gestellt. Der Einfluss einer möglichen beanspruchungsbedingt veränderten Reflexaktivität wird nicht diskutiert.

Auch die Equilibriumspunkt-Theorie, die von einer reflektorischen Muskelaktivierung ausgeht, integriert nicht veränderte (reduzierte) Reflexantworten bei neuromuskulärer Beanspruchung. Generell werden neuromuskuläre Beanspruchungen nicht als Faktor diskutiert, der eine Anpassung der motorischen Kontrolle erfordert. Hier wird selbst noch Entwicklungsbedarf gesehen (Latash, 2010a). Auf der Basis der Grundlagen der Equilibriumspunkt-Theorie können intramuskuläre Kompensationen auf eine Reflexauslösung bei Ausfall von motorischen Einheiten und damit verbundener Kraftreduktion zurückgeführt

werden (s. Kapitel 2.1.2). Im Rahmen der Equilibriumspunkt-Theorie sind daher Kenntnisse über den neuromuskulären Funktionszustand nicht notwendig, um bestimmte Gelenkpositionen einzunehmen. „Error compensation“ ist generell auf Ebene der Synergien und ohne Eingreifen eines „controllers“ möglich. Es wird davon ausgegangen, dass jedes Element Informationen über seinen Output (z.B. eine bestimmte Kraft) an alle anderen Elemente der Synergie zurückmeldet, was zu Korrekturen innerhalb der Synergie führt (Latash et al., 2007) (s. Kapitel 2.1.1.4). Auch intermuskuläre Kompensationen könnten so erklärt werden, wobei die Frage nach den Kontrollvorgängen letztlich ungeklärt bleibt. Wenn die Kontrolle über Reflexe erfolgt, kann vermutet werden, dass beanspruchungsbedingte veränderte Reflexantworten Fehler auf Ebene der intra- und intermuskulären Koordination und Kompensation zur Folge hätten.

2.2.5 Zusammenfassung der theoretischen Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen

Der Ermüdungsbegriff wird aufgrund der erörterten Definitions- und Operationalisierungsprobleme und aufgrund des zu leichtfertigen Umgangs kritisch gesehen. Für die Diskussion der eigenen Ergebnisse wird alternativ der Begriff Beanspruchung verwendet, da er Fehlinterpretationen vermeidet, die im Zusammenhang mit dem Ermüdungsbegriff möglich sind. Grundsätzlich liegt eine Zunahme der Beanspruchung vor, wenn der Ressourceneinsatz zunimmt. Analog nimmt die Beanspruchung ab, wenn der Ressourceneinsatz reduziert wird. Die Zu- oder Abnahme des Ressourceneinsatzes kann anhand physiologischer Parameter und mit Hilfe von Plausibilitätsüberlegungen abgeschätzt werden. Die neuromuskuläre Beanspruchung eines Muskels, die Beanspruchungen der Ressourcen im Nerven- und Muskelsystem umfasst, verändert sich, wenn sich die absolute oder relative Belastungsintensität verändert und/oder wenn intramuskuläre Kompensationen notwendig werden. Wird die Veränderung physiologischer Parameter (z.B. EMG-Parameter) vor dem Hintergrund dieser Faktoren betrachtet, kann eine Aussage über die Ursachen der Zu- oder Abnahme der Beanspruchung getroffen werden. Aussagen über die Entwicklung der Kraft und Kraftfähigkeiten eines Muskels sind jedoch anhand von Beanspruchungsparametern nur stark eingeschränkt möglich.

Neuromuskuläre Beanspruchungen betreffen zahlreiche Prozesse, von denen einige leistungslimitierend sein können. Die dargestellten experimentellen Befunde zeigen, dass auf allen Ebenen Veränderungen bzw. Beeinträchtigungen auftreten können. Zahlreiche metabolische und elektrophysiologische Faktoren bedingen auf Ebene der Muskelfaser die Kraftreduktion und die Zunahme der Kontraktions- und Relaxationsdauer, so dass davon auszugehen ist, dass eine Kombination vieler Faktoren zur Leistungslimitierung führt. Dabei wird der Beeinträchtigung der Reiz-Kontraktions-Kopplung eine große Bedeutung zugeschrieben, da für die Reizübertragung und -weiterleitung und auch für die zentrale Ermüdung teilweise keine Hinweise auf Veränderungen gefunden wurden. Als Faktoren für die Beeinträchtigung der Ca^{2+}-Ausschüttung und -Rückführung werden die pH-Wert-Abnahme, die Ansammlung von P_i, intrazellulärem Magnesium (Mg^{2+}) und Sauerstoffradikalen, aber auch die starke Entleerung der KP-Speicher diskutiert. Anorganischen Phosphaten aber auch Sauerstoffradikalen und Stickstoffverbindungen werden größere Effekte auf die kontraktile Funktion des Muskels bei Ermüdung zugeschrieben, während die Effekte von extrazellulärem K^+ und der Abnahme des pH-Wertes als überschätzt gelten. Während die periphere Ermüdung generell nicht in Frage gestellt wird, sind die Hinweise auf zentrale Ermüdung, die supraspinale und spinale Komponenten hat, nicht eindeutig. Insgesamt kann nicht generell von einer unzureichenden Aktivierung bei hohen neuromuskulären Beanspruchungen ausgegangen werden. Es gibt zahlreiche Hinweise, die gegen eine zentrale Ermüdung sprechen. Die Einschätzung zentraler Ermüdung ist jedoch durch methodische Probleme, falsche Annahmen über die Ursachen physiologischer Prozesse (z.B. Abnahme Entladungsrate) und den Einfluss psychischer Komponenten (z.B. Motivation) erschwert, so dass Fehlinterpretationen möglich sind. Für maximale isometrische Muskelaktionen von 45 - 60 s und 3 min Dauer, für submaximale isometrische intermittierende Muskelaktionen (50% MVC) von bis zu 35 min Dauer und für erschöpfende dynamische Muskelaktionen mit mittlerer Belastungsintensität (50% MVC) konnte die zentrale Ermüdung als Faktor für die Kraftabnahme ausgeschlossen werden. Es wird angenommen, dass zentrale Ermüdung v.a. bei wiederholten maximalen Muskelaktionen und bei submaximalen Muskelaktionen langer Dauer ein leistungslimitierender Faktor sein kann. Generell ist eine klare Trennung peripherer und zentraler Faktoren nicht mög-

lich, da diese sich gegenseitig beeinflussen. So wird eine erhöhte Serotoninkonzentration im Gehirn, die mit zentraler Ermüdung in Verbindung gebracht wird, u.a. auf stark reduzierte Glykogenspeicher zurückgeführt.

Eine beeinträchtigte sensorische Informationsaufnahme kann dazu führen, dass zum einen die reflexbedingte Aktivierung der α-Motoneurone reduziert ist und zum anderen die Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen verschlechtert ist. Für letzteres gibt es experimentelle Hinweise, die tatsächlich eine ermüdungsbedingte Beeinträchtigung der Propriozeption vermuten lassen. Ungeklärt ist dabei, ob die zentrale Verarbeitung und/oder veränderte Afferenzen der Rezeptoren für die Beeinträchtigung verantwortlich sind. Für ermüdungsbedingte Veränderungen von Afferenzen liegen Hinweise vor. Am Beispiel der Muskelspindeln konnte jedoch aufgezeigt werden, dass diese keineswegs eindeutig sind.

Die Bewegungsausführung unter neuromuskulären Beanspruchungen kann letztlich sowohl durch die Abnahme der Kraftkapazitäten, aufgrund der Veränderung der kontraktilen Eigenschaften (s. Kapitel 2.2.2.1) und der Veränderung der Aktivierung auf spinaler und supraspinaler Ebene (s. Kapitel 2.2.2.2 und 2.2.2.3) beeinflusst sein, als auch durch eine verschlechterte Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen (s. Kapitel 2.2.2.3). Es ist jedoch zu beachten, dass der durch neuromuskuläre Beanspruchungen veränderte Funktionszustand der verschiedenen Teilsysteme entsprechend der Anforderungen der motorischen Aufgabe keine, positive oder negative Auswirkungen auf die Lösung der Bewegungsaufgabe haben wird (Drei-Faktoren-Modell). Generell kann die Bewegungsaufgabe mit spezifischer Belastungsintensität und -dauer, Muskelaktionsform und Muskelfaserzusammensetzung der beanspruchten Muskeln als wichtiger Faktor für die letztlich leistungslimitierenden Prozesse angesehen werden. Die Anforderungen der motorischen Aufgabe bedingen auch den Rahmen, in dem intra- und intermuskuläre Kompensationen möglich sind und erfolgreich sein können.

Kompensationen auf intra- und intermuskulärer Ebene können dazu führen, dass Leistungseinschränkungen einzelner motorischer Einheiten und auch Muskeln keine Auswirkung auf die Lösung der Bewegungsaufgabe haben. Der Erfolg von Kompensationen muss dabei auf verschiedenen Ebenen betrachtet werden (s. Tab. 2 im Kapitel 2.2.3.1).

Auf intramuskulärer Ebene erfolgt die Kompensation von Leistungseinschränkungen einzelner motorischer Einheiten durch die Rekrutierung einer größeren Anzahl von Einheiten und von größeren Einheiten. Die Rekrutierungszunahme bei Konstanthaltung einer isometrischen Kraft kann insgesamt als bestätigt angesehen werden. Ist die Belastungsintensität der Bewegungsaufgabe höher als die Rekrutierungsgrenze sind intramuskuläre Kompensationen wenn überhaupt, dann nur eingeschränkt möglich, da die Erhöhung der Entladungsrate nur begrenzt möglich ist. Teilweise ist sie bei submaximalen Belastungsintensitäten zu finden und hier vermutlich v.a. bei Einheiten, die sich initial mit geringen Frequenzen entladen. Auch die Zunahme der Anzahl von „bursts“ und ISIs im Beanspruchungsverlauf deutet darauf hin, dass eine zeitweise Erhöhung der Entladungsrate für einzelne Einheiten stattfinden kann. Bei hohen Belastungsintensitäten und langen Beanspruchungsdauern ist von einer funktionellen Abnahme der Entladungsrate auszugehen („muscle wisdom“-Hypothese).

Für das Auftreten intermuskulärer Kompensationen gibt es direkte und eher indirekte Hinweise. Die Befundlage, über die ein Überblick gegeben wurde und die im Kapitel 2.4.1 ausführlich dargestellt und diskutiert wird, ist insgesamt nicht sehr umfangreich. Bei sehr geringen Belastungsintensitäten findet ein Alternieren der Aktivität verschiedener Muskeln statt, was direkt auf die Möglichkeit intermuskulärer Kompensationen hinweist. Darüber hinaus können einzelne vor-beanspruchte Muskeln kompensiert werden. EMG-Studien bei eingelenkigen Bewegungsaufgaben zeigen des Weiteren, dass muskelspezifische Amplituden- und Frequenzveränderungen stattfinden, die im Hinblick auf mögliche Kompensationen unter Ausnutzung muskulärer Freiheitsgrade diskutiert werden können. Veränderungen im Bewegungsablauf mehrgelenkiger Bewegungsaufgaben weisen dagegen darauf hin, dass intermuskuläre Kompensationen unter Ausnutzung kinematischer Freiheitsgrade stattfinden.

Keine der beiden vorgestellten Theorien und auch keine andere Theorie zur motorischen Kontrolle kann derzeit intra- und intermuskuläre Kompensationen als Anpassungen an einen veränderten neuromuskulären Funktionszustand erklären. Eine Erweiterung der GMP-Theorie müsste die Auswahl von Programmen und die Anpassung von Programmparametern unter Beachtung des neuromuskulären Funktionszustandes berücksichtigen. Die Equilibriumspunkt-Theorie müsste dagegen v.a. eine mögliche beanspruchungsbedingt veränderte

Reflexaktivität integrieren. Generell müssten für beide Theorien genauere Vorstellungen über die Prozesse der intra- und intermuskulären Koordination aufgrund der experimentellen Befunde entwickelt werden.

2.3 Vorliegende experimentelle Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf Parameter des Bewegungsablaufs

Neuromuskuläre Beanspruchungen führen zu Veränderungen des Bewegungsablaufs, d.h. der mechanisch verstandenen und von außen beobachtbaren Bewegung. Die Ergebnisse zu dynamischen Parametern bei Kraftbelastungen verdeutlichen, dass die Fähigkeit zur Krafterzeugung mit zunehmender Beanspruchung reduziert ist, so dass veränderte kinematische Parameter und eine veränderte intra- und intermuskuläre Koordination auf die Abnahme der Kraftkapazitäten der Muskeln zurückgeführt werden können. In diesem Kapitel werden zunächst grundlegende Annahmen und Befunde zu beanspruchungsbedingt veränderten Kraftfähigkeiten vorgestellt, um die Ergebnisse der eigenen Experimente, in denen das Verhalten der Leistungsfähigkeit nicht erfasst wird, vor diesem Hintergrund diskutieren zu können. Schwerpunktmäßig werden in diesem Kapitel jedoch Befunde vorgestellt, die einen Hinweis darauf geben, dass sich die intermuskuläre Koordination beanspruchungsbedingt verändert und intermuskuläre Kompensationen zugrunde liegen können. Auch einige dynamische Parameter können direkt im Hinblick auf eine veränderte Koordination interpretiert werden. Die Ergebnisse zur Veränderung kinematischer Parameter verdeutlichen jedoch insgesamt differenzierter, dass sich die intermuskuläre Koordination beanspruchungsbedingt verändert. Die Befunde zu mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben weisen dabei deutlich darauf hin, dass Veränderungen als intermuskuläre Kompensationen interpretiert werden können. Andererseits werden Studienergebnisse vorgestellt, die darauf schließen lassen, dass die motorische Kontrolle beanspruchungsbedingt eingeschränkt ist. Befunde zu eingelenkigen Gelenkwinkel-Reproduktionsaufgaben verdeutlichen insbesondere, dass eine eingeschränkte Propriozeption als Ursache für Veränderungen im Bewegungsablauf in Frage kommt.

2.3.1 Dynamische Parameter

Dass die Leistungsfähigkeit des neuromuskulären Systems (erfasst über Maximalkraftmessungen) im Verlauf submaximaler Beanspruchungen abnimmt, wurde bereits im Zusammenhang mit der Erläuterung des Begriffs Ermüdung beschrieben (s. Kapitel 2.2.1). Die momentan mögliche maximale Kraft nimmt bei isometrischen Muskelaktionen linear von einem Messzeitpunkt zum nächsten ab, bis die initial submaximale Belastungsintensität nicht mehr realisiert werden kann (Bigland-Ritchie, Furbush et al., 1986; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Mannion & Dolan, 1996). Eine geforderte submaximale Belastungsintensität kann daher nur über eine gewisse Zeit aufrechterhalten werden. Die Haltezeit ist bei isometrischer Muskelaktion umso kürzer, je höher die Belastungsintensität ist, wobei keine lineare sondern eine exponentielle Beziehung vorliegt (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Dimitrova, Arabadzhiev, Hogrel & Dimitrov, 2009; im Überblick Enoka & Stuart, 1992; Hultman et al., 1987; Mannion & Dolan, 1996; Moritani et al., 1982). Die Arbeit von Rohmert (1960) wird häufig zitiert, wenn die Haltezeit in Beziehung zur Belastungsintensität gesetzt wird. 100% der Maximalkraft können, nur sehr wenige Sekunden (ca. 5 - 20 s) aufrechterhalten werden (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Hultman et al., 1987). Der Kraftoutput sinkt bei maximaler Muskelaktion sehr schnell und annähernd linear. Bei hohen Belastungsintensitäten und isometrischer Muskelaktion führt die Unterdrückung des Blutflusses dazu, dass auch die langsamen Muskelfasern schnell Leistungseinschränkungen aufweisen und die Haltezeit sehr kurz ist (Dimitrova et al., 2009). Eine Intensität von 40% MVC kann ca. 100 s, von 50% ca. 60s, von 60% ca. 40s realisiert werden (Hultman et al., 1987). Eine häufig gefundene Annahme ist, dass unter einer Intensität von 15% MVC, bei welcher eine uneingeschränkte Durchblutung angenommen wird, eine isometrische Muskelaktion ohne periphere Ermüdung durchgeführt werden kann (Enoka, 1995; im Überblick Krogh-Lund & Jørgensen, 1992). Experimentelle Befunde sprechen jedoch dagegen. Für isometrische Ellenbogenflexionen mit 15% MVC berichten Krogh-Lund und Jørgensen (1992) von einer mittleren Haltezeit von 906 ± 419 s, Søgaard, Gandevia, Todd, Petersen und Taylor (2006) dagegen von mindestens 43 min (entsprach dem vorgegebenen Abbruchzeitpunkt), während die isometrische Maximalkraft um -42% abnahm. Eine Intensität von 5% MVC konnte bei isometrischer Kniestreckung zwar mindestens

eine Stunde aufrechterhalten werden, die Maximalkraft nahm jedoch auch hier um -12% ab und das subjektive Anstrengungsempfinden zu (Sjøgaard, Kiens, Jørgensen & Saltin, 1986).

Bei maximaler isokinetischer konzentrischer Muskelarbeit (Knieextension) nimmt das maximale Drehmoment während eines Bewegungszyklus („peak torque“) während der ersten 40 - 60 Wiederholungen stark ab (um -24 bis -65%) (Gerdle et al., 2000; Karlsson, Östlund, Larsson & Gerdle, 2003; Komi & Tesch, 1979; Wretling, Henriksson-Larsén & Gerdle, 1997). In der zweiten Beanspruchungshälfte stabilisiert sich der „peak torque“ auf einem bestimmten Niveau, was auf die Aktivität weniger ermüdbarer ST-Fasern zurückgeführt wird (Gerdle et al., 2000; Wretling et al., 1997).

Die Beziehung zwischen der Wiederholungszahl bei submaximalen dynamischen Muskelaktionen und der Belastungsintensität ist exponentiell. Ab ca. 60 - 70% des Einerwiederholungsmaximums (1-RM) nimmt die Wiederholungszahl bei Verringerung der Intensität überproportional zu. Die Beziehung ist dabei stark von der Muskelgruppe, dem Trainingszustand (Maximalkraft-, Kraftausdauer-, Schnellkraft- und Ausdauerniveau) und dem Geschlecht abhängig (Buskies & Boeckh-Behrens, 1999; Fröhlich & Schmidtbleicher, 2003; Marschall & Fröhlich, 1999). Bei einer Intensität von 50% des 1-RM können bei der Übung Beinpresse z.B. durchschnittlich 20 Wiederholungen mehr realisiert werden als bei der Übung Latissimus-Zug (33,1 vs. 53,2 Wdh.). Der starke Übungseinfluss wird auf die unterschiedliche Anzahl zu kontrollierender kinematischer Freiheitsgrade und die Abhängigkeit intermuskulärer Kompensationen von der Anzahl beteiligter synergistisch wirksamer Muskeln zurückgeführt (Buskies & Boeckh-Behrens, 1999; Marschall & Fröhlich, 1999). Es zeigt sich darüber hinaus, dass ein Ausdauersportler (Triathlet) ebenfalls bei 50% des 1-RM und der Übung Beinpresse 90 Wiederholungen realisieren kann, während ein Schnellkraftsportler (Badmintonspieler) lediglich 31 Wiederholungen schafft (Marschall & Fröhlich, 1999). Generell scheint ein höheres Maximalkraftniveau im Vergleich zu einem niedrigeren zu einer geringeren Wiederholungszahl auf unteren Intensitätsstufen zu führen (Buskies & Boeckh-Behrens, 1999).

Ein starker Faktor auf die Abnahme der Leistung und Leistungsfähigkeit ist die Muskelfaserzusammensetzung. Bigland-Ritchie, Furbush et al. (1986) konnten eindrucksvoll zeigen, dass bei intermittierenden isometrischen Muskelaktionen

mit 50% MVC bei einer Bewegungsaufgabe, welche v.a. durch die Aktivität eines Muskels mit hohem ST-Faseranteil gelöst wird, die Dauer der Aufgabe bis zu einem Abbruchkriterium fast 7fach länger ist im Vergleich zu einer Aufgabe, bei der v.a. Muskeln mit hohem FT-Faseranteil aktiv sind (Knieextension mit m. quadriceps femoris 4,4 ± 0,6 min; Fußextension mit m. soleus 35,1 ± 15,7 min). Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Abnahme des „peak torque“ von der Muskelfaserzusammensetzung abhängig ist. Komi und Tesch (1979) unterteilten ihre Versuchspersonen in zwei Extremgruppen, wobei die erste Gruppe einen prozentualen Anteil der FT-Fasern von 41,2 ± 3,2% hatte und die zweite Gruppe einen Anteil von 60,3 ± 3,0%. Während der Ausführung von 100 maximalen dynamischen Knieextensionen nahm das generierte Drehmoment in der Gruppe mit geringerem FT-Faseranteil um -49% (Abnahme begann ab der 10. Muskelaktion) und in der Gruppe mit höherem FT-Faseranteil deutlich stärker um -62% (ab der 1. Muskelaktion) ab und das bei höheren initialen Absolutwerten in der letztgenannten Gruppe (190,8 vs. 165,8 Nm). Die Unterschiede in den Kraftabnahmen beider Gruppen konnten statistisch abgesichert werden.

Neben Veränderungen der Leistungsfähigkeit beteiligter Muskeln werden Kraftschwankungen als eine Ursache für die Variabilität kinematischer Parameter gesehen (Selen, Beek & van Dienn, 2007). Kraftschwankungen, die bei isometrischen Muskelaktionen auftreten und teilweise als Tremor bezeichnet werden (s. Kapitel 2.1.3.1), nehmen bei Erhöhung der Belastungsintensität (im Überlick Kouzaki et al., 2004) und im Beanspruchungsverlauf zu (Gamet & Maton, 1989; Hunter & Enoka, 2003; Kouzaki et al., 2004; Rudroff et al., 2005). Rudroff et al. (2005) konnten z.B. zeigen, dass die Standardabweichung der Kraft bei einer isometrischen Ellenbogenflexion (über einen Messzeitraum von 60 s) zu Beginn einer isometrischen Muskelaktion mit relativ geringer Beanspruchungsintensität von 20% MVC 1,7 N (entspricht ca. 0,6% MVC) beträgt und bis zum Beanspruchungsende um +54% ansteigt (entspricht ca. 0,9% MVC). Ebenfalls für eine isometrische Ellenbogenflexion stellten Hunter et al. (2003) eine Zunahme der Standardabweichung der Beschleunigung des Endgliedes (Hand) fest und zwar deutlicher in vertikaler Richtung (um +424%; von ca. 0,065 ms^{-2} auf ca. 0,34 ms^{-2}), weniger in horizontaler Richtung (um +84%; von ca. 0,02 ms^{-2} auf 0,04 ms^{-2}). Die Zunahmen verliefen nicht linear und konzentrieren sich vor allem auf

die zweite Beanspruchungshälfte (Hunter et al., 2002; 2003; Rudroff et al., 2005). Die Ursachen für die Zunahme werden einerseits in der Schwierigkeit gesehen, intramuskuläre Kompensationen sehr genau an die Anforderungen der Aufgabe (Konstanthaltung eines Gelenkmoments) anzupassen. Bei kompensierender Rekrutierung neuer motorischer Einheiten muss der Kraftoutput aller anderen Einheiten bekannt sein und über die Entladungsrate an die neuen Bedingungen angepasst werden (Christensen et al., 1995). Andererseits kommen intermuskuläre Kompensationen als Erklärungsansatz in Frage, da die Kraftschwankungen deutlich zunehmen, wenn jene Muskeln vorrangig aktiv sind, die am stärksten ermüdungsanfällig sind (Kouzaki et al., 2004). Dieses Ergebnis bestätigt zusätzlich den Zusammenhang zwischen dem Grad der Ermüdung und der Höhe der Kraftschwankungen. Als weitere Ursache für einen Tremor wird die Synchronisation von motorischen Einheiten genannt (Kouzaki et al., 2004), für die es Hinweise gibt, dass sie beanspruchungsbedingt zunehmen kann (Boonstra et al., 2008; Gandevia, 2001; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991) (s. Kapitel 2.2.3.2).

Auch die genaue Ansteuerung von Kräften ist beanspruchungsbedingt eingeschränkt. Bei einer Ellenbogenflexion, die mit 10% MVC ausgeführt werden soll (vorgegeben durch einen Arm), werden nach exzentrischer Beanspruchung, die lediglich zu einer Reduktion der Maximalkraft um -10% führte, nur 7% MVC realisiert (Brocket et al., 1997). Dieser Fehler wird als sehr hoch eingeschätzt (Brocket et al., 1997).

Dynamische Parameter können auch direkte Hinweise auf eine veränderte intermuskuläre Koordination liefern. Die plantare Druckverteilungsmessung gibt Hinweise auf die Druckverteilung über verschiedenen Fußregionen. Bei einem 10 km-Lauf erhöhte sich in der zweiten Laufhälfte der relative Druck in den lateralen Regionen (Fersenregion, lateraler Mittelfuß, Metatarsalköpfe V und III), während er sich in medialen Regionen verringerte (medialer Mittelfuß, erster Strahl (Met. I/Hallux)) (Sterzing & Hennig, 2004). Die Verringerung des relativen Drucks unter dem ersten Strahl deutet auf einen reduzierten Krafteinsatz dieser sehr vortriebswirksamen Struktur hin, was auf die einsetzende Ermüdung zurückgeführt wird. Signifikante Veränderungen kinematischer Parameter (Winkel) in Bezug auf das Supinations-/Pronationsverhalten wurden nicht gefunden, wofür die höhere laterale Verschiebung des Drucks

verantwortlich gemacht wird (Sterzing & Hennig, 2004). Die zugrundeliegenden intermuskulären Koordinationsveränderungen werden von den Autoren nicht diskutiert.

2.3.2 Kinematische Parameter

Einige der unter neuromuskulären Beanspruchungen gefundenen Veränderungen im Bewegungsablauf werden als negative Folgen von Ermüdung und als Störungen interpretiert. Dazu tragen spektakuläre Bilder von Julie Moss (Ironman, 1982), Gaby Andersen-Schieß (Marathon, 1984) oder Sian Welch und Wendy Ingraham (Ironman, 1997) bei, die zeigen, dass sich am Ende von extremen Ausdauerbelastungen die Koordination so stark verändern kann, dass eine Bewegungstechnik wie das Laufen nicht mehr realisiert werden kann. Als Ursachen werden starke Hitze und Dehydratation angeführt. Bewegungsaufgaben mit kurzem Dehnungsverkürzungszyklus wie das Laufen wurden auch experimentell untersucht (Frick, 1993; Gollhofer, Komi, Fujitsuka & Miyashita, 1987; Gollhofer, Komi & Miyashita, 1987; Gollhofer, Schmidtbleicher & Horstmann, 1989; Nicol & Komi, 1996; Peikenkamp, 2004; Thorhauer et al., 2001; Walsh, 2001). Die Forschungsarbeiten werden im Folgenden jedoch nicht vorgestellt, da Faktoren wie der Dehnungsreflex und die Stiffnessregulation der Muskulatur bewegungsrelevant sind und in den Forschungsarbeiten hauptsächlich diskutiert werden. Auch Zielleistungen (Zielwurf, Dart, Torschuss), die häufig untersucht werden, spielen in der Darstellung experimenteller Befunde in der vorliegenden Arbeit nur eine untergeordnete Rolle, da hier schwerpunktmäßig Ergebnisparameter erhoben werden. Es wurden dagegen Befunde ausgewählt, die Hinweise auf die Anpassung der intermuskulären Koordination geben und/oder auf eine Beeinträchtigung der motorischen Kontrolle. Neben quantitativen Parametern werden auch qualitative Aspekte betrachtet. Bei der Vorstellung der Befunde zu mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben wird deutlich, dass neben den als Leistungseinschränkung oder Störung interpretierten Effekten, Veränderungen im Bewegungsablauf auch auf intermuskulären Kompensationen beruhen können. Studienergebnisse zu eingelenkigen Gelenkwinkel-Reproduktionsaufgaben geben dagegen Hinweise darauf, inwieweit die Ansteuerung von Gelenkwinkeln auf der Basis propriozeptiver Informationen

ermüdungsbedingt eingeschränkt ist. Hinweise zur Stabilisation von Gelenken, welche gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisieren sind, finden sich sowohl bei mehr- als auch eingelenkigen Bewegungsaufgaben, aber insgesamt kaum. Die Darstellung der Befunde erfolgt in den Kategorien ein- und mehrgelenkige Bewegungsaufgaben, da auf der Grundlage der Nutzung von Freiheitsgraden unterschiedliche Ursachen für die gefundenen Veränderungen in Frage kommen.

Mehrgelenkige Bewegungsaufgaben

Die Variabilität kinematischer Parameter kann bei einer mehrgelenkigen Bewegungsaufgabe ermüdungsbedingt zunehmen. Kaminsky (1960) zeigt bei der Beschreibung der Methode der Zyklographie Arbeitsbewegungen wie das Sägen und das Schlagen mit einer Axt. Im Zyklogramm ist deutlich zu erkennen, dass die Trajektorien von Schulter-, Ellenbogen- und Handgelenk im ermüdungsfreien Zustand jeweils eng beieinander liegen und mit zunehmender Ermüdung immer mehr auseinanderlaufen (s. Abb. 4).

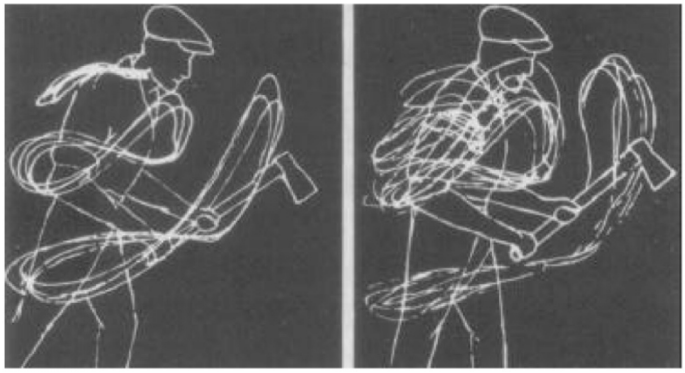

Abb. 4. Zyklographische Aufnahme einer Arbeitsbewegung mit eingezeichneter Arbeitsperson. Modifiziert nach „Das Fotografieren von Arbeits- und Bewegungsvorgängen“ von G. Kaminsky, 1960, In G. Kaminsky und H. Schmidtke (Hrsg.), *Arbeitsablauf- und Bewegungsstudien (Grundlagen des Arbeits- und Zeitstudiums, Bd. 5),* S. 150. Copyright 1960 Carl Hanser Verlag. Genehmigter Nachdruck.

Kaminsky (1960) sieht in den auseinanderlaufenden und unsystematischen Trajektorien eine ungünstigere Bewegungsform und ein Abweichen vom optimalen Bewegungsablauf. Quantitative Daten werden nicht angegeben. Boutellier und Ulmer (2005) beschreiben die Effekte von Ermüdung relativ pauschal unter Bezugnahme auf die Zunahme der Variabilität von Gelenktrajektorien fol-

gendermaßen: „Gegen Ende einer erschöpfenden dynamischen Arbeit treten Koordinationsstörungen auf: die Präzision zyklisch wiederkehrender Bewegungen nimmt deutlich ab, der Bewegungsablauf ähnelt demjenigen von Anfängern“ (S. 929).

Ermüdung wird generell zu den Faktoren gezählt, welche die Variabilität von Bewegungen aufgrund der Veränderung muskulärer Parameter erhöhen (s. Kapitel 2.1.3.1) (Hatze, 1986). Theoretisch könnte eine erhöhte Variabilität zeitlicher und räumlicher Merkmale auf eine Zunahme des Rauschens aufgrund größerer Beeinträchtigungen der Signalübertragung zurückgeführt werden. Andererseits könnte der Rauscheinfluss, vor dem Hintergrund der „Impulse-Variability“-Theorie, bei höheren Intensitäten, die sich bei neuromuskulären Beanspruchungen durch die Abnahme der Leistungsfähigkeit ergeben, auch reduziert sein (s. Kapitel 2.1.3.1), so dass Kräfte in bestimmten Beanspruchungsphasen (ballistischer Bewegungsaufgaben) genauer angesteuert werden könnten. Eine generelle Verschlechterung von Präzisionsaufgaben kann auch nicht angenommen werden. Selen et al. (2007) konnten zeigen, dass sich die Lösung einer Trackingaufgabe nach Ermüdung nicht verschlechtert.

Neben dem schwer einschätzbaren Einfluss des Rauschens können veränderte Trajektorien von Gelenken und Endpunkten der kinematischen Kette auch auf eine kompensatorische Nutzung kinematischer Freiheitsgrade zurückgeführt werden. Der Kompensationsbegriff scheint in vielen Fällen gerechtfertigt, da Merkmale einer Bewegungsaufgabe, die als zielrelevant interpretiert werden, weitestgehend unverändert bleiben (Bonato et al. 2002; Côté et al., 2002; Côté et al., 2005; Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998).

Côté et al. (2002) untersuchten den Einfluss einer Vor-Beanspruchung der ausführenden Muskulatur auf eine relativ frei ausgeführte Sägebewegung (ohne Fixierung Schulter und Oberkörper, im Stand, keine Vorgabe der Bewegungsfrequenz). Die Vor-Beanspruchung erfolgte durch einen Wechsel von kontinuierlichen Sägebewegungen und isometrischen Ellenbogenextensionen mit 70% MVC und führte zu einer Reduktion der Sägekraft um -12,5%. Die Vor-Beanspruchung hatte keinen Einfluss auf die Trajektorie des Endgliedes der kinematischen Kette (Säge) und auf die Zyklusdauer (0,62 vs. 0,64 s). Verändert hingegen waren die Bewegungsumfänge in verschiedenen Gelenken (s. Abb. 5 und 6). Der Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk war signifikant um

-7,2° reduziert (das entspricht -19%; 100% = Wert ohne Vor-Beanspruchung). Signifikant erhöhte Umfänge wurden dagegen für den Rumpf, das Schulter- und Handgelenk gefunden. Die geringen Umfangszunahmen von +2 - 3° (+16% für die Schulter; +35% für das Handgelenk; +39% für den Rumpf) in diesen Gelenken kompensierten die Umfangsabnahme im Ellenbogengelenk, so dass die Sägetrajektorie konstant bleiben konnte.

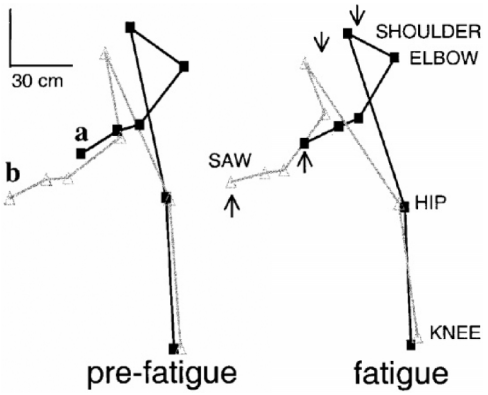

Abb. 5. Extrempositionen der Säge und Gelenke einer Versuchsperson vor und nach der Vor-Beanspruchung. Aus „Movement reorganization to compensate fatigue during sawing" von J.N. Côté, P.A. Mathieu, M.F. Levin und A.G. Feldman", 2002, *Experimental Brain Research, 146*(3), S. 395. Copyright 2002 Springer-Verlag. Genehmigter Nachdruck.

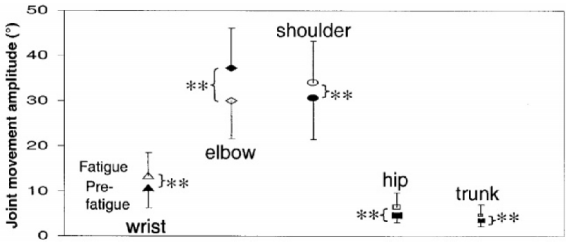

Abb. 6. Mittlere Bewegungsumfänge im Hand-, Ellenbogen-, Schulter-, Hüftgelenk und Rumpf vor und nach der Vor-Beanspruchung. Aus „Movement reorganization to compensate fatigue during sawing" von J.N. Côté, P.A. Mathieu, M.F. Levin und A.G. Feldman", 2002, *Experimental Brain Research, 146*(3), S. 396. Copyright 2002 Springer-Verlag. Genehmigter Nachdruck.

Côté et al. (2002) sprechen von einer ermüdungsinduzierten Reorganisation der Bewegung unter Nutzung der vorhandenen Freiheitsgrade: „These changes suggest that in the presence of a decreased response to the motor command at the fatigued joints, a reorganization of motion occurs in response to fatigue, which is indicative of a sharing adjustment strategy at a central level" (S. 397).

Auch bei einer Hammerbewegung (keine Vorgabe Bewegungsfrequenz und -umfang) veränderte sich nach einer Vor-Beanspruchung der ausführenden Muskulatur (durch einen Wechsel von kontinuierlichen Hammerbewegungen mit isometrischen Schulterflexionen mit 70% MVC) die Trajektorie des Hammers und die Zyklusdauer (0,84 vs. 0,8 s) nicht signifikant (Côté et al., 2005). Der Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk war auch hier signifikant um -10° reduziert. Eine signifikante Veränderung in Rumpf, Schulter- und Handgelenk ließ sich jedoch nicht feststellen, wenngleich von einem positiven Zusammenhang zwischen der Abnahme der Ellenbogenbewegung und einer Zunahme der

Rumpfbewegung gesprochen wird (Korrelationskoeffizient r=.48). Die geringen, wenn auch nicht signifikanten Amplitudenzunahmen von +1 - 2° in Rumpf, Schulter- und Handgelenk scheinen insgesamt zur Kompensation ausreichend zu sein.

Bei einer einarmigen Ruderbewegung, die mit einer Kurzhantel mit einem Gewicht von 1,4 kg in Bauchlage bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch ausgeführt wurde, fanden sich in einer Einzelfallstudie keine Veränderungen der maximalen und minimalen Ellenbogen- und Schulterflexionswinkel (s. Abb. 7) (Voge & Dingwell, 2003). Der Bewegungsumfang kann für diese Gelenkbewegungen daher als konstant angenommen werden. Der mittlere Abduktionswinkel im Schultergelenk (gemittelt über 5 Zyklen jeweils zu Beginn, Mitte und Ende des Beanspruchungsversuchs) nahm jedoch in der zweiten Beanspruchungshälfte um ca. 15° zu (s. Abb. 7) (Voge & Dingwell, 2003). Dies kann als Nutzung kinematischer Freiheitsgrade interpretiert werden, da die Bewegungsaufgabe durch eine Ellenbogenflexion, Schulterflexion und -abduktion realisiert werden kann. Ein deutlicher Peak des maximalen Abduktionswinkels war zu Beginn der zweiten Beanspruchungshälfte während der Zyklen 230 bis 260 (von 425 Zyklen) festzustellen (s. Abb. 8), so dass nicht nur von kontinuierlichen Veränderungen auszugehen ist. Der Peak wird auf die Ermüdung des m. mid-trapezius[18] und eine kompensierende Aktivitätserhöhung des m. mid-deltoideus[19] zurückgeführt (s. Kapitel 2.4.1.1). Die Autoren sprechen von einer Veränderung der Koordinationsstrategie zur Kompensation lokaler Ermüdung (Voge & Dingwell, 2003). Die Zunahme des mittleren Abduktionswinkels kann darauf zurückgeführt werden, dass die Ausgangswerte nach dem Peak nicht mehr ganz erreicht werden. Auffällig war laut der Autoren zudem, dass die Ab-/Adduktion im Schultergelenk eine deutlich höhere Variabilität aufwies als die Ellenbogen- und Schulterflexion. Die Standardabweichung der Minimal- und Maximalwinkel war höher. Für die Ellenbogenflexion ließen sich die geringsten Standardabweichungen feststellen: für den Maximalwinkel 4,4° (bei einem mittleren Winkel von 50,9°); für den Minimalwinkel 3,1° (bei einem mittleren Winkel von 141,9°). Die Schulterflexion war nur bezüglich des Minimalwinkels relativ variabel. Die Standardabweichungen betrugen: für den Maximalwinkel

[18] Bei den Bezeichnungen der Muskeln wird die Bezeichnung der Autoren übernommen. Es wird angenommen, dass der m. mid-trapezius dem m. trapezius transversa entspricht.
[19] Es wird angenommen, dass der m. mid-deltoideus dem m. deltoideus acromialis entspricht.

3,5° (bei einem mittleren Winkel von 68,9°); für den Minimalwinkel 8,4° (bei einem mittleren Winkel von -22,5°). Die Schulterabduktion zeigte in beiden Winkeln eine relativ hohe Variabilität: für den Maximalwinkel 7,6° (bei einem mittleren Winkel von 53,1°); für den Minimalwinkel 5,8° (bei einem mittleren Winkel von 39,3°). Darüber, ob die vorgegebene Bewegungsfrequenz von 0,5 Hz bis zum Ende realisiert werden konnte, wird keine Aussage gemacht.

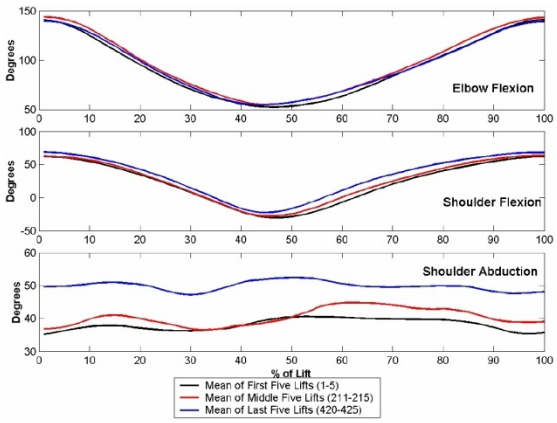

Abb. 7. Veränderung der Ellenbogenflexions-, Schulterflexions- und Schulterabduktionswinkel im Beanspruchungsverlauf. Dargestellt und farblich unterschieden sind jeweils die Mittelwerte der ersten, mittleren und letzten 5 Zyklen der Versuchsperson. Aus „Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task" von K.R. Voge und J.B. Dingwell, 2003, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, September 17-21,* S. 1808.

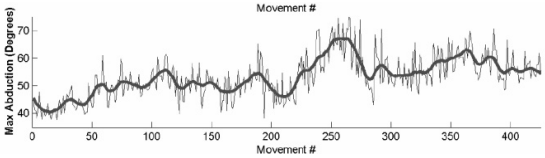

Abb. 8. Maximaler Schulterabduktionswinkel im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend" (dicke Linie). Modifiziert nach „Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task" von K.R. Voge und J.B. Dingwell, 2003, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, September 17-21,* S. 1809.

Beim zyklischen Heben von Lasten findet man Veränderungen in der Kinematik, welche die untere Extremität, den Rumpf und auch die obere Extremität betreffen, während die Bewegungsaufgabe weiterhin erfüllt werden kann. Van Dieën et al. (1998) ließen 630 Lifts (9 Serien a 70 Wiederholungen; Dauer ca. 40 min) mit einer Langhantel mit einem Gewicht entsprechend 10% des Körpergewichts durchführen. Es wurde keine Bewegungstechnik vorgeben. Die Hebedauer von 0,7 s wurde durch das Gerät vorgegeben, durch welches auch die passive Senkung der Langhantel erfolgte. Die Zyklusdauer blieb demnach konstant. Es konnte mit zunehmender Beanspruchung eine signifikant reduzierte Flexion in Fuß-, Knie- und Hüftgelenk und eine stärkere Flexion des Rumpfes gefunden werden. Die Technik veränderte sich somit in Richtung der soge-

nannten „back-lifting“-Technik, bei der die Bewegungsumfänge in den Gelenken der unteren Extremität reduziert sind. Da der Technikwechsel auf die Ausnutzung einer höheren Ökonomie bei geringerer Absenkung des Körperschwerpunktes zurückgeführt wird, wird er eher als funktionale Anpassung und nicht als Konsequenz von Ermüdung interpretiert (van Dieën et al., 1998). Des Weiteren wurden mit zunehmender Ermüdung eine signifikante Abnahme der Winkelgeschwindigkeit im Lumbosacral-Gelenk bei Zyklusbeginn (während der initialen 250 ms) und eine Zunahme der Extensionsgeschwindigkeit im Hüftgelenk gefunden. Die reduzierte Kraftgenerierung der Rückenextensoren wird nicht auf eine unangepasste Aktivierung, sondern auf den Technikwechsel zurückgeführt (van Dieën et al., 1998). Es wird nicht davon ausgegangen, dass die Rückenextensoren bei der geringen Beanspruchungsintensität nicht mehr in der Lage waren, ausreichend Kraft zu generieren.

Dass die Ermüdung der Beinmuskulatur für einen relativ stärkeren Einsatz des Rumpfes verantwortlich sein kann, konnten Trafimow et al. (1993) explizit zeigen. Sie fanden nach einer Vor-Beanspruchung des m. quadriceps femoris durch Stehen in der Kniebeuge, auch beim einmaligen Heben einer Last wie van Dieën et al. (1998) einen Wechsel von einer „squat“-Technik zu einer „stoop“-Technik. Das Heben der Last erfolgt bei der „stoop“-Technik wie bei der „back-lifting“-Technik vor allem durch die Bewegung von Hüftgelenk und Rumpf, so dass beide Techniken vermutlich identisch sind und von den Autoren nur unterschiedlich bezeichnet werden. Trafimow et al. (1993) sehen in der „stoop“-Technik eine Verringerung der Beanspruchung der Knieextensoren, da die Kniegelenke weniger gebeugt werden und der Körperschwerpunkt im Vergleich zur „squat“-Technik bereits zu Bewegungsbeginn höher ist. Eine stärkere Einbeziehung der Rumpfmuskulatur in die Aufgabenlösung kann anhand dieser Befunde direkt auf die Ermüdung der Knieextensoren zurückgeführt werden.

Im Falle einer festgestellten Ermüdung der Rückenmuskulatur, operationalisiert über die Abnahme eines EMG-Frequenzparameters („instantaneous median frequency“, IMDF), wird hingegen eine andere Anpassung der Bewegungstechnik beim Heben von Lasten gefunden (Bonato et al., 2002). Bonato et al. (2002) ließen über fünf Minuten mit einer über ein Metronom vorgegebenen Frequenz von 12 Zyklen pro Minute ein Gewicht entsprechend 15% des Körpergewichts heben. Die statistische Unterschiedsprüfung erfolgte für jede ein-

zelne Versuchsperson durch nonparametrische Tests. Mittelwerte der Gruppe wurden nicht geprüft. Es zeigte sich, dass die Art der Anpassung individuell unterschiedlich war und entweder zu einem signifikant erhöhten Bewegungsumfang im Kniegelenk oder im Ellenbogengelenk führte. Bei Personen, bei denen sich keine Ermüdung der Rückenmuskulatur feststellen ließ, blieb die Bewegungstechnik unverändert, so dass die Autoren von einem Zusammenhang zwischen Ermüdung und den biomechanischen Anpassungen ausgehen, ohne diesen statistisch zu prüfen (Bonato et al., 2002). Die Autoren merken an, dass es auch Veränderungen im Hüftgelenk und im Rumpf gab, die jedoch aufgrund des für sie fehlenden Zusammenhangs zu ermüdungsbedingten Strategien nicht dargestellt und diskutiert wurden.

Interessant ist des Weiteren, dass beim Heben von Lasten auch der Bewegungsumfang um die longitudinale Achse des Rumpfes („twisting“) im Beanspruchungsverlauf zunehmen kann (van Dieën et al., 1998). Eine Erklärung für Abweichungen aus der Hauptbewegungsebene (Sagittalebene) finden die Autoren in einem beeinträchtigten Feedback, welches aus einer Verringerung der Geschwindigkeit der willkürlichen Kraftentwicklung, aus der Verzögerung von Reflexantworten oder aus der herabgesetzten Informationsübertragung der Muskelspindel-Afferenzen resultieren kann (im Überblick van Dieën et al., 1998). Die Kontrolle der Bewegungen, so die Einschätzung der Autoren, ist insgesamt reduziert. Die zunehmenden Abweichungen aus der Hauptbewegungsebene werden nicht als Kompensation, sondern als Abnahme der Präzision der Rumpfbewegung beschrieben, wobei die vorgegebene Trajektorie des Endgliedes der kinematischen Kette (Last) weiterhin eingehalten werden konnte (van Dieën et al., 1998). Die Befunde können somit als Verringerung der Stabilisation interpretiert werden.

Die Nutzung kinematischer Freiheitsgrade scheint bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben die Aufrechterhaltung leistungsrelevanter Parameter zu gewährleisten und kann als Kompensation interpretiert werden. Damit kann eine Veränderung der Muskelfunktionen verbunden sein. Muskeln, welche zunächst eine Stabilisatorfunktion hatten, können im Beanspruchungsverlauf als Kinetoren eingesetzt werden. Mit den Veränderungen im Bewegungsablauf können, über die Nutzung weniger ermüdeter Muskulatur hinaus, noch weitere Vorteile verbunden sein. So wird diskutiert, dass durch die geringere Absenkung des

Körperschwerpunktes bei der „stoop“-Technik beim Heben von Lasten (Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998) oder durch die stärkere Nutzung des Körpergewichts bei stärkerer Oberkörpervorlage beim Sägen (Côté et al., 2002) die Bewegung effizienter wird. Dadurch kann, so die Annahme, die Beanspruchung der Kinetoren und das Empfinden von Schmerzen/Beschwerden gesenkt und der erschöpfungsbedingte Abbruch verzögert werden (Trafimow et al., 1993; van Dieën et al., 1998).

Bei diskreten ballistischen Bewegungen, wie einer Wurfbewegung, ist ebenfalls eine beanspruchungsbedingte Reorganisation der Bewegung zu finden, die jedoch, im Gegensatz zu den bisher dargestellten Befunden, auf einer Reduktion der Freiheitsgrade basiert (Forestier & Nougier, 1998; Hoffmann, 2001). Nach isometrischer Beanspruchung der Handgelenksmuskeln konnte keine Verzögerung mehr zwischen den maximalen Geschwindigkeiten des Ellenbogen- und Handgelenks festgestellt werden. Dies wird auf eine Strategie des motorischen Systems zurückgeführt, durch eine Versteifung des mehrgelenkigen Systems, die Bewegungsausführung und -kontrolle zu erleichtern (Forestier & Nougier, 1998). Da die resultierende Geschwindigkeit des Balls beim Abflug nicht durch die Reorganisation beeinflusst wurde, wird auch in diesem Fall von einer erfolgreichen Kompensation der Ermüdungseffekte gesprochen (Forestier & Nougier, 1998). Auch Hoffmann (2001) fand bei einer Wurfbewegung nach Vor-Beanspruchung der Wurfmuskulatur eine Reduktion der Freiheitsgrade durch geringeren Einsatz von Hand- und Schultergelenk. Im Gegensatz zu Forestier und Nougier (1998) können diese Veränderungen jedoch nicht als Kompensation interpretiert werden, da neben der Zielpräzision, der Bewegungsumfang der Hand in Wurfrichtung und auch die Abwurfgeschwindigkeit, die laut Instruktion maximal sein sollte, um -16 bis -34% abnahm. Die Veränderungen werden daher als Umkehr des Lernprozesses interpretiert (Hoffmann, 2001).

Neben den bisher dargestellten quantitativen Parametern ist zudem interessant, wie sich die Qualität von Bewegungen beanspruchungsbedingt verändert. Dass die Qualität von arbeitsspezifischen Bewegungsaufgaben unter hoher Beanspruchung reduziert sein kann, zeigt eine Untersuchung von Hammarskjöld und Harms-Ringdahl (1992). Es konnten beim Einschlagen von Nägeln mehr Fehlversuche nach beanspruchender Handkurbel-Ergometrie festgestellt werden als

vorher (1,9 vs. 0,5 Fehlversuche (= Anzahl schiefer oder gebogener Nägel) beim Einschlagen von insgesamt 10 Nägeln). Beim Sägen nahmen die Abweichungen von den Markierungen ebenfalls zu (17,7 vs. 9,6 mm). Die Genauigkeit solcher arbeitsspezifischer Bewegungen nimmt demnach mit Ermüdung der Arm- und Schultermuskulatur ab, auch wenn die Kraft nicht so stark beeinflusst ist, dass mehr Bewegungsausführungen pro Aufgabe (Einschlagen von 10 Nägeln, Sägen von 5 Balken) notwendig sind. Die Bewegungsgeschwindigkeit war beim Sägen jedoch reduziert, was ein Hinweis auf reduzierte Kraftkapazitäten ist.

Die Qualität von sportartspezifischen Bewegungsaufgaben und die Bedingungsfaktoren für die Veränderung dieser unter Ermüdung untersuchten Pollmann und Willimczik (2001). Auch sie fanden für qualitative Merkmale verschiedener sportartspezifischer Techniken im Fußball, Judo und Tischtennis beanspruchungsbedingte Verschlechterungen. Die Beanspruchungen wurden über arterielle Laktatkonzentrationen operationalisiert. Im Fußball wurde aus den z-transformierten Messwerten verschiedener Einzeltechniken (Zeit während eines Slalom-Dribblings, Anzahl der Ballkontakte beim Balljonglieren während 15 s; Punktzahl bei Torschüssen auf Zielfelder unterschiedlicher Größe) ein Gesamttechnikwert gebildet, der eine Aussage über die Qualität ermöglichen soll (Pollmann & Willimczik, 2001). Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die Effekte hoher Beanspruchungen von der Festigkeit der Fertigkeit abhängig sind. Bei Personen mit höherem Trainingsalter (16,2 Jahre) war für die fußballspezifischen Techniken kein Einfluss hoher Beanspruchungen auf den Gesamttechnikwert festzustellen. Bei jugendlichen Spielern mit geringerem Trainingsalter (4,1 Jahre) und daraus abgeleiteter geringerer Technikfestigkeit war der Gesamttechnikwert insgesamt schlechter und verschlechterte sich zudem mit einer Beanspruchungszunahme, welche sich allerdings weniger im Laktatspiegel, sondern eher in der Zunahme der Herzfrequenz und des subjektiven Belastungsempfindens niederschlug. Des Weiteren hatte die Höhe der Beanspruchung Einfluss auf die Technikausführung der Jugendlichen. Nur bei einem hohen Beanspruchungsniveau, welches über die Länge der Laufstrecke zwischen den Teststationen angepasst wurde, veränderte sich bei den jugendlichen Fußballspielern die Technik (bei einem mittleren Beanspruchungsniveau nicht). Ein weiterer Einflussfaktor auf die beanspruchungsbedingten Effekte

kann die Schwierigkeit der Technik sein, was am Beispiel Judo und Tennis gezeigt werden konnte. Hier wurden die Techniken über qualitative am Bewegungsverlauf orientierte Maße beurteilt (qualitative Analyse von technikspezifischen Einzelkriterien mit Hilfe von Beobachtung und Expertenrating). Bei einem koordinativ anspruchsvollerem Körperwurf im Judo verschlechterte sich die durch Experten beurteilte Technik deutlicher mit Beanspruchungszunahme als bei einem weniger anspruchsvollem Schulterwurf, der bereits auf niedrigem Könnensniveau erlernt wird (Pollmann & Willimczik, 2001). In einer Tischtennisstudie ließ sich jedoch kein Einfluss der Schwierigkeit der Technik auf die Verschlechterung quantitativer Parameter (Treffen von Zielfeldern) und qualitativer Parameter (Expertenrating) feststellen, was darauf zurückgeführt werden kann, dass eine bestimmte Technik nicht einfach als mehr oder weniger komplex beurteilt werden kann. Untersucht wurden Angriffsspieler, welche die vermeintlich komplexere Technik sehr häufig trainieren und anwenden. Die individuellen Voraussetzungen müssen demnach berücksichtigt werden (Pollmann & Willimczik, 2001).

Eingelenkige Bewegungsaufgaben

Streng genommen kann man von einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe nur sprechen, wenn ausschließlich eingelenkige Kinetoren beteiligt sind, da aufgrund der Aktivität zweigelenkiger Kinetoren sekundäre und tertiäre Momente an weiteren Gelenken entstehen (Prilutsky & Zatsiorsky, 2002), denen aktiv entgegengewirkt werden muss (s. Kapitel 2.1.1.4). Auch Gravitations- und Trägheitsmomente führen zu muskulärer Aktivität an Gelenken, in denen keine Bewegung erfolgt. Der Begriff „eingelenkige Bewegungsaufgabe“ soll zur Differenzierung der Bewegungsaufgaben im Rahmen dieser Arbeit dennoch verwendet werden und zwar für Bewegungsaufgaben mit nur einem Freiheitsgrad, wenn also nur an einem Gelenk Kinetoren aktiv zur Lösung der Bewegungsaufgabe eingesetzt werden.

Studien zu Veränderungen kinematischer Parameter bei dynamischen eingelenkigen Muskelaktionen liegen insgesamt kaum vor. Wenn die Kraftkapazitäten der Kinetoren beanspruchungsbedingt abnehmen, müssen sich folglich direkt kraftabhängige Parameter wie Bewegungsdauer und -umfang verändern. Ob eine Tendenz besteht, einen dieser Parameter zugunsten des anderen stärker

zu verändern, kann anhand der Studienlage nicht beantwortet werden. Die Bewegungsaufgabe (inklusive der Priorisierung durch eine gegebene Instruktion) kann als starker Einflussfaktor auf die Veränderung beider Parameter angenommen werden. Es gibt Hinweise darauf, dass die Bewegungsdauer bei hoher Beanspruchung der Kinetoren zunimmt, wenn zyklische Muskelaktionen so schnell wie möglich ausgeführt werden sollen: Corcos, Jiang, Wilding und Gottlieb (2002) beanspruchten die Ellenbogenflexoren mit isometrischen Muskelaktionen vor und fanden bei der im Anschluss ausgeführten Ellenbogenflexion eine Zunahme der Flexionsdauer um +7,38% bei unverändertem Bewegungsumfang. Ist dagegen die Bewegungsfrequenz nicht maximal und wird mit Metronom bewegungsbegleitend vorgegeben, ist es der Bewegungsumfang, der sich verändert: Klass et al. (2004) ließen zyklische Plantarflexionen mit 50% MVC über den individuell maximalen Bewegungsumfang ausführen, was dazu führte, dass der Bewegungsumfang abnahm. Dabei wurden Bereiche ausgespart, in denen die Momentarme gering sind. Das betrifft das Ende der konzentrischen Phase. Darüber hinaus wird die kurze Muskellänge am Ende dieser Phase mit einer Beeinträchtigung des Querbrückenzyklus und einer reduzierten Ca^{2+}-Sensitivität in Verbindung gebracht (im Überblick Klass et al., 2004). Die Höhe der Veränderung wurde nicht angegeben, da es kein zentrales Ergebnis der Untersuchung war. Auch über den zeitlichen Verlauf wird nicht berichtet, so dass nicht bekannt ist, ob der Bewegungsumfang bis zu einem bestimmten Beanspruchungslevel konstant gehalten werden konnte.

Ein Forschungsbereich, in dem eingelenkige Bewegungsaufgaben schwerpunktmäßig untersucht werden, umfasst Fragen zur Wahrnehmung und präzisen Ansteuerung von Gelenkwinkeln. Die Ergebnisse von Gelenkwinkel-Reproduktionsexperimenten, die ohne visuelle Kontrolle durchgeführt wurden, deuten darauf hin, dass die Ansteuerung von Gelenkwinkeln nach hohen Vor-Beanspruchungen verschlechtert sein kann (Brocket et al., 1997; Forestier et al., 2002; Jaric et al., 1999; im Überblick Olivier et al., 2001; Sharpe & Miles, 1993; Skinner et al., 1986; Walsh et al., 2004).

Bei diskreten Bewegungen, die so schnell wie möglich ausgeführt werden sollten, war die Einnahme einer vorgegebenen finalen Position verschlechtert, wenn die Kinetoren isometrisch vor-beansprucht wurden (Jaric et al., 1999). Die Ellenbogenextension wurde nach isometrischer Beanspruchung der Ellenbo-

genextensoren um -6,2° zu früh gestoppt (= Unterschießen). Im Versuch vor der Beanspruchung, konnte der geforderte Ellenbogenwinkel (115°) sehr genau reproduziert werden (Jaric et al., 1999). Die Ergebnisse werden auf fehlende kompensatorische zentrale Befehle und auf den möglichen ermüdungsbedingt veränderten Einfluss der Dehnungsreflexe der Antagonisten zurückgeführt (Jaric et al., 1999). Bei der Ellenbogenflexion, bei der mit den Ellenbogenextensoren nun die Antagonisten vor-beansprucht waren, blieb die finale Position unbeeinflusst. Dafür erfolgte jedoch ein zeitweises Überschießen dieser Position vor der korrekten Einnahme (Jaric et al., 1999). Da die Flexion durch die Extensoren gebremst werden muss, passen auch diese Ergebnisse zum beschriebenen Erklärungsansatz der Autoren. Bei Ermüdung eines Muskels oder eine Muskelgruppe wird demnach die Bewegungsphase beeinflusst, in welcher die beanspruchten Muskeln aktiv sind (zum Beschleunigen oder Abbremsen von Bewegungen) (Jaric et al., 1999).

Forestier et al. (2002) fanden nach isometrischer Beanspruchung der Dorsalflexoren am Fußgelenk keinen Einfluss der Ermüdung auf den konstanten Fehler bei der Reproduktion bestimmter Fußgelenkswinkel ohne Zeitdruck. Die Bewegung wurde unabhängig von der Vor-Beanspruchung um -1,3° zu früh gestoppt. Die Winkelreproduktion verschlechterte sich dennoch, was sich in der signifikanten Zunahme des absoluten Fehlers zumindest für zwei von vier Bewegungsaufgaben zeigte (2,8° vs. 1,8° bei Dorsalflexion um 20°; 4,3° vs. 2,3° bei Plantarflexion um 10°).

Sharpe und Miles (1993) fanden für die Einnahme von Ellenbogengelenkwinkeln und ähnlichem Design keinen signifikanten Ermüdungseffekt, da die Effekte bei den verschiedenen Versuchspersonen sehr unterschiedlich waren. Nur eine Gruppe von Probanden zeigte nach Ermüdung tatsächlich größere und auch variablere Fehler. Andere Personen machten vor der isometrischen Beanspruchung der Ellenbogenflexoren konstante Fehler in Richtung Extension und nach der Beanspruchung konstante Fehler in Richtung Flexion. Wieder andere reduzierten die Winkelabweichungen nach Ermüdung sogar geringfügig. Ein sogenannter reziproker Effekt auf die Art des Fehlers (Über- und Unterschätzung des Winkels) wird nicht gefunden, wenn einmal der beanspruchte Arm als Referenzarm (Arm mit welchem der Gelenkwinkel durch passive Bewegung vorgegeben wird) und einmal als Indikatorarm (Arm mit welchem der

vorgegebene Gelenkwinkel reproduziert wird) eingesetzt wird. Damit lassen sich keine eindeutigen Hinweise darauf finden, dass die Empfindlichkeit der Muskelspindeln reduziert ist und gegebene Muskellängen als kürzer empfunden werden. Eine Erklärung wird in beeinträchtigten zentralen Verarbeitungsprozessen gesehen, welche die Effekte überlagern können (Sharpe & Miles, 1993).
Brocket et al. (1997) fanden dagegen Hinweise darauf, dass die Stärke der Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln Einfluss auf den Fehler bei der Einnahme von Ellenbogenflexionswinkeln hat. Während der Beanspruchung führte ein Arm eine konzentrische und der andere Arm eine exzentrische Muskelaktion aus. In dem exzentrisch beanspruchten Arm wurden zwar nicht direkt im Anschluss (aufgrund gegensätzlicher Effekte bei den Versuchspersonen), aber 2 bis 72 Stunden danach signifikant kürzere Muskellängen wahrgenommen, so dass er unabhängig davon, ob er als Referenz- oder Indikatorarm diente, in gestreckterer Position war als der konzentrisch beanspruchte Arm. Die Winkeldifferenz zwischen beiden Armen betrug ca. 3,7° nach 2 Stunden und maximal 5° nach 24 Stunden. Erklärt werden die Ergebnisse mit einer stärkeren Zerstörung von Muskelspindeln bei exzentrischer Beanspruchung und mit der damit verbundenen stärkeren Reduktion der Entladungsrate der Muskelspindeln.
Walsh et al. (2004) konnten dagegen tatsächlich zeigen, dass die Richtung des Fehlers bei Ellenbogenflexionen davon abhängig ist, ob die Vorgabe des Referenzwinkels durch die beanspruchte oder nicht beanspruchte Extremität erfolgt. Wenn der unbeanspruchte Arm als Referenzarm diente, nahm der beanspruchte Indikatorarm signifikant eine gebeugtere Position ein (um ca. 4° direkt nach exzentrischer Beanspruchung (s. Abb. 9), um ca. 1,6° direkt nach konzentrischer Beanspruchung). Wenn der beanspruchte Arm Referenzarm war, nahm der unbeanspruchte Indikatorarm signifikant eine gestrecktere Position ein (um ca. 3,2° direkt nach exzentrischer Beanspruchung (s. Abb. 9), nicht direkt nach konzentrischer Beanspruchung). Anhand dieser Ergebnisse kann angenommen werden, dass im ermüdeten Arm eine größere Muskellänge in den Kinetoren (hier Ellenbogenflexoren) empfunden wird, als tatsächlich vorliegt, was im Gegensatz zu der Vermutung von Brocket et al. (1997) und Sharpe und Miles (1993) steht, dass eine ermüdungsbedingt reduzierte Empfindlichkeit der Muskelspindeln geringere Muskellängen vortäuscht.

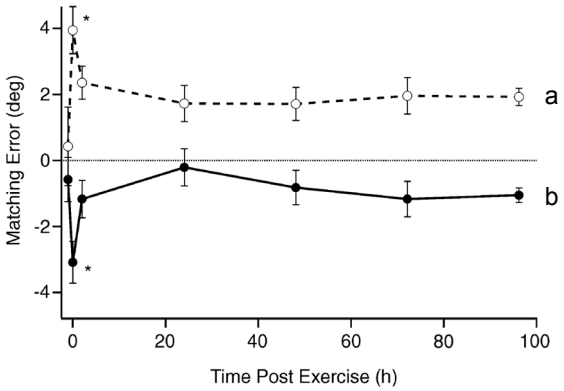

Abb. 9. Mittlere Fehler bei der Einnahme des Ellenbogenflexionswinkels vor und direkt nach exzentrischer Beanspruchung und 2, 24, 48, 72 und 96 Std. danach. a) Referenzarm war nicht beansprucht, b) Referenzarm war beansprucht. Negative Werte bedeuten eine gestrecktere Position, positive Werte eine gebeugtere Position als durch den Referenzarm vorgegeben. Modifiziert nach „Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles" von L.D. Walsh, C.W. Hesse, D.L. Morgan und U. Proske, 2004, *The Journal of Physiology, 558*(2), S. 710. Copyright 2004 John Wiley and Sons, Inc. Genehmigter Nachdruck.

Walsh et al. (2004) führen daher ihre Ergebnisse auf eine Zunahme des Anstrengungsempfindens zurück. Die Autoren gehen davon aus, dass vor allem das Anstrengungsempfinden bei der Aufrechterhaltung einer bestimmten Armposition gegen die Schwerkraft die notwendigen Informationen über die Lage der Extremität im Raum und über Gelenkpositionen liefert (Walsh et al., 2004). Bestätigung für diese Annahme finden sie u.a. darin, dass bei Auflage des Referenzarmes und dem damit verbundenen Informationsverlust über die notwendige Anstrengung, den Arm in einer bestimmten Position zu halten, vor der Beanspruchung die mittleren Fehler größer waren im Vergleich zu den Versuchen ohne Auflage des Armes (6,1 vs. 0,6°). Darüber hinaus hatte die Wahl des Referenzarmes nach der Beanspruchung keinen Effekt mehr auf die Richtung des Fehlers. Auch ein verändertes Anstrengungsempfinden kann daher bei Ermüdung zu höheren Fehlern bei der Ansteuerung von Gelenkwinkeln führen (Brocket et al., 1997; Walsh et al., 2004).

Eine beanspruchungsbedingte Verschlechterung der Wahrnehmung von Gelenkwinkeln ist anhand der vorgestellten Ergebnisse zu erwarten, wenn auch nicht für jede Versuchsperson. Eindeutige Hinweise darauf, dass die Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln dafür verantwortlich ist, können nicht gefunden werden. An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass es für eine beanspruchungsbedingte Reduktion der Empfindlichkeit insgesamt keine eindeutigen Hinweise gibt (s. Kapitel 2.2.2.3) und dass andere Faktoren, wie die zentrale Verarbeitung der sensorischen Informationen und die Kontrolle von

Gelenkwinkeln über das Anstrengungsempfinden mögliche Effekte überlagern können. Einschränkend muss angemerkt werden, dass bei den vorgestellten Experimenten eine visuelle Kontrolle nicht möglich war. Da diese eine eingeschränkte Propriozeption kompensieren kann (s. Kapitel 2.1.3.2), ist eine Übertragung auf Situationen, in denen Bewegungen visuell kontrolliert werden können, nicht direkt möglich.

Um die Effekte hoch beanspruchter Stabilisatoren auf kinematische Parameter und EMG-Parameter bei diskreten Handgelenksflexionen und -extensionen zu untersuchen, beanspruchten Chabran et al. (2002) v.a. die Ellenbogenflexoren (= Stabilisatoren der Handgelenksbewegungen) durch die Ausführung isometrischer Ellenbogenflexionen mit 30% MVC bis zur erschöpfungsbedingten Leistungsabnahme. Am Ende der Vor-Beanspruchung stellten sie Ermüdung, operationalisiert über die Abnahme des EMG-Frequenzparameters, für die abgeleiteten Stabilisatoren der sich anschließenden Bewegungsaufgabe fest: für den BB, m. triceps brachii (aufgrund von Co-Kontraktion während der Vor-Beanspruchung) und m. deltoideus anterior[20] (aufgrund seiner Stabilisationsfunktion). Die Maximalkraft für die Ellenbogenflexion verringerte sich um -24%. Bei allen Versuchspersonen war jedoch auch für die Kinetoren der Experimentalaufgabe m. flexor carpi ulnaris und m. extensor carpi radialis eine Zunahme des EMG-Amplitudenparameters (RMS) festzustellen und bei drei von sieben Personen auch eine Abnahme des Frequenzparameters, was auf eine gleichzeitige Vor-Beanspruchung der Kinetoren hinweist. Im Anschluss an die Vor-Beanspruchung wurden bei zu stabilisierendem Ellenbogen- und Schultergelenk in bestimmten Stellungen (Anteversion im Schultergelenk um 60° und Flexion im Ellenbogengelenk um 120°) Handgelenksflexionen und -extensionen mit maximaler Bewegungsgeschwindigkeit ausgeführt. Der Blick war nicht auf den Arm, sondern gerade nach vorn gerichtet. Es konnten keine Veränderungen der kinematischen Parameter von Schulter- und Ellenbogenbewegungen festgestellt werden. Die Ermüdung hatte keinen Einfluss auf Timing und Ausmaß der Bewegungen, die in beiden Gelenken vor Beginn der Handgelenksbewegungen registriert wurden und die in ihrer Richtung inter- aber auch intraindividuell variierten. Für die Handgelenksbewegungen konnte ebenfalls keine signifikante

[20] Es wird angenommen, dass der m. deltoideus anterior dem m. deltoideus clavicularis entspricht.

Veränderung bezüglich des Zeitpunkts und der Amplitude des Beschleunigungsmaximums und des maximalen Winkels festgestellt werden. Es gibt daher keine Hinweise darauf, dass das ZNS die Bewegungen an die Ermüdung der Stabilisatoren anpasst, um die Stabilisation von Gelenken gewährleisten zu können und auch nicht darauf, dass die Propriozeption gestört und dadurch die Stabilisation beeinträchtigt ist (Chabran et al., 2002). Es wird angenommen, dass nach der Vor-Beanspruchung keine starken Anpassungen der stabilisierenden Muskulatur notwendig waren, was sich durch die EMG-Parameter bestätigen lässt (s. Kapitel 2.4.2) (Chabran et al., 2002). Auch wenn Ermüdung für die Stabilisatoren vorliegt, können die Kapazitäten zur Kraftgenerierung noch ausreichend sein, um die Stabilisation zu gewährleisten. Die Zunahme (Erholung) der Maximalkraft für die Ellenbogenflexion von 76% auf 91% MVC während der Bewegungsaufgabe bestätigt die geringe Beanspruchung der Ellenbogenflexoren während der Handgelenksbewegungen.

2.3.3 Zusammenfassung der experimentellen Befunde zu Effekten neuromuskulärer Beanspruchungen auf Parameter des Bewegungsablaufs

Insgesamt weisen die Veränderungen kinematischer und auch dynamischer Parameter darauf hin, dass sich die intermuskuläre Koordination bei neuromuskulären Beanspruchungen verändert. Die Interpretation der Veränderungen im Hinblick auf die intermuskuläre Koordination und die Bedeutung für die weitere Realisierung der Bewegungsaufgabe fällt in der vorliegenden Literatur, wenn überhaupt, jedoch sehr kurz aus.

Die dargestellten Annahmen und Befunde zum Verhalten dynamischer Parameter zeigen, dass die Leistungsfähigkeit bei neuromuskulären Beanspruchungen kontinuierlich abnimmt. Die im Beanspruchungsverlauf einer submaximalen Bewegungsaufgabe gefundenen Veränderungen (kinematische Parameter, EMG-Parameter) können daher vor dem Hintergrund einer abnehmenden Leistungsfähigkeit der beanspruchten Muskulatur diskutiert werden. Die maximale Haltezeit bei isometrischen und die Wiederholungszahl bei dynamischen Muskelaktionen sind dabei von der Belastungsintensität abhängig, wobei von überproportionalen Zunahmen im unteren Intensitätsbereich auszugehen ist. Die Wahrnehmung von Kräften kann eingeschränkt sein und Kraftschwankungen können zunehmen, was zu Fehlern im Bewegungsablauf führen kann.

Als Ursache für die Zunahme von Kraftschwankungen können intra- und intermuskuläre Kompensationen gesehen werden, so dass die Variabilität kinematischer Parameter auf diese zurückgeführt werden kann. Einen direkten Hinweis darauf, dass sich die intermuskuläre Koordination beanspruchungsbedingt verändern kann, liefert eine Studie zur plantaren Druckverteilungsmessung. Veränderungen werden hier auf die Ermüdung einzelner Muskelgruppen zurückgeführt.

Einige Befunde zu mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben geben Hinweise darauf, dass die motorische Kontrolle beanspruchungsbedingt eingeschränkt ist. Die Variabilität von Gelenktrajektorien nimmt zu, die Qualität von arbeits- und sportspezifischen Bewegungsaufgaben nimmt ab und die Stabilisation von Gelenken ist reduziert. Es wird von ungünstigeren Bewegungsformen und einem Abweichen vom optimalen Bewegungsablauf gesprochen. Eine generelle Verschlechterung der Präzision kann jedoch nicht angenommen werden. Stärkere beanspruchungsbedingte Verschlechterungen der Technik sind eher bei weniger gut gefestigten und relativ komplexen Bewegungsaufgaben zu erwarten. Andererseits lassen sich einige Befunde auf erfolgreiche intermuskuläre Kompensationen und die Nutzung kinematischer Freiheitsgrade zurückführen, da Merkmale der Bewegung, die als zielrelevant interpretiert werden (Zyklusdauer, Trajektorie des Endgliedes der kinematischen Kette), trotz Veränderung der Bewegungstechnik, aufrechterhalten werden können. Teilweise wird von einer ermüdungsinduzierten Reorganisation der Bewegung unter Nutzung der vorhandenen Freiheitsgrade gesprochen, womit auch eine Veränderung der Muskelfunktionen verbunden sein kann. Generell werden Gelenkbewegungen, an denen hochbeanspruchte Muskeln beteiligt sind, reduziert und Bewegungsumfänge in Gelenken, an denen weniger beanspruchte Muskeln beteiligt sind, erhöht. Die Anpassung der Bewegungstechnik ist demnach davon abhängig, welche Muskelgruppen stark beansprucht sind, was für das Heben von Lasten gezeigt werden konnte. Mit den Veränderungen im Bewegungsablauf können über die Nutzung weniger beanspruchter Muskulatur hinaus auch noch weitere Vorteile verbunden sein, z.B. eine effizientere Bewegungsausführung. Eine Versteifung von Gelenken, die bei ballistischen Bewegungsaufgaben gefunden wird, kann ebenfalls als Anpassung der motorischen Kontrolle interpretiert werden.

Befunde zu eingelenkigen Bewegungsaufgaben zeigen einerseits, dass die motorische Kontrolle eingeschränkt sein kann und zwar auf Basis einer verschlechterten Propriozeption. Bei Gelenkwinkel-Reproduktionsaufgaben nehmen in den meisten Fällen die Fehler beanspruchungsbedingt zu. Wird keine durchschnittliche Fehlerzunahme oder keine Zunahme des konstanten Fehlers gefunden, ist das teilweise darauf zurückzuführen, dass einige Versuchspersonen keine Zunahme zeigen oder verschiedene Versuchspersonen gegensätzliche Fehler machen (Unter- und Überschätzung). Eindeutige Hinweise darauf, dass die Empfindlichkeit der Muskelspindeln beanspruchungsbedingt reduziert ist und dazu führt, dass gegebene Muskellängen als kürzer wahrgenommen werden, lassen sich nicht finden. Es zeigt sich, dass gegebene Muskellängen auch als länger wahrgenommen werden können, wofür das veränderte Anstrengungsempfinden verantwortlich gemacht wird. Es ist davon auszugehen, dass bei möglicher visueller Kontrolle der Bewegung eine geringere Einschränkung der motorischen Kontrolle erfolgt. Bei Betrachtung der Parameter Bewegungsdauer oder -umfang, zeigt sich, dass sich je nach Priorisierung einer der Parameter verändert, während der jeweils andere Parameter konstant gehalten werden kann. Aussagen über zeitliche Verläufe fehlen, so dass nicht bekannt ist, ob beide Parameter bis zu einem bestimmten Beanspruchungslevel konstant gehalten werden konnten. Zur Stabilisierung von eingelenkigen Bewegungen liegt nur eine Studie vor. Die Ergebnisse zeigen, dass selbst nach Vor-Beanspruchung der Stabilisatoren keine Beeinträchtigung vorliegt und auch keine Anpassungen notwendig waren. Daher wird vermutet, dass die Kapazitäten der Stabilisatoren zur Kraftgenerierung trotz der induzierten Ermüdung noch ausreichend waren, um die Stabilisation zu gewährleisten.

Eine Zunahme der Variabilität räumlicher und zeitlicher Bewegungsparameter kann aufgrund einer verschlechterten Propriozeption, aber auch auf der Basis von beanspruchungsbedingt erhöhten Kraftschwankungen angenommen werden. Die zugrundeliegenden Ursachen für Kraftschwankungen können in der Schwierigkeit der exakten Anpassung von intra- und intermuskulären Kompensationen und in der Erhöhung des Rauschens gesehen werden.

Zusammenfassend können anhand der Studienergebnisse beanspruchungsbedingte Veränderungen im Bewegungsablauf darauf zurückgeführt werden, dass die Leistungsfähigkeit sinkt, Kraftschwankungen zunehmen, die moto-

rische Kontrolle eingeschränkt ist, Gelenke versteift werden, intermuskuläre Kompensationen stattfinden oder eine effizientere Gestaltung der Bewegung angestrebt wird. Welche Ursachen im Einzelfall für gefundene Veränderungen verantwortlich sind, wird schwer zu beantworten sein. Eine Interpretation im Hinblick auf Kompensationen ist vor allem dann möglich, wenn bestimmte Bewegungsmerkmale als zielrelevant identifiziert werden können und diese konstant bleiben.

2.4 Vorliegende experimentelle Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination

EMG-Studien liefern zahlreiche Hinweise darauf, dass sich die intermuskuläre Koordination beanspruchungsbedingt verändern kann. Bei der Darstellung der Befunde erfolgt eine Unterteilung nach der Muskelfunktion, so dass Kinetoren, Stabilisatoren und Antagonisten getrennt betrachtet werden. Die Befundlage zu den Kinetoren ist am umfangreichsten. Hier werden zunächst Untersuchungsergebnisse zur Kompensation von einzelnen vor-beanspruchten Muskeln und zu alternierenden Aktivitäten von synergistisch wirksamen Muskeln dargestellt, die direkt auf intermuskuläre Kompensationen hinweisen (Kapitel 2.4.1.1). Anschließend werden Studien vorgestellt, die lediglich auf eine unterschiedlich hohe Beanspruchung synergistisch wirksamer Muskeln hinweisen (Kapitel 2.4.1.2). Anhand der muskelspezifischen Veränderungen der EMG-Parameter kann häufig ein Kinetor aufgrund seiner Werte abgegrenzt werden. Die Interpretation der EMG-Daten im Hinblick auf Kompensationen ist jedoch eingeschränkt und erfolgt nicht durch die Autoren. Die Erkenntnisse zur intermuskulären Kompensation und zur muskelspezifischen Beanspruchung von Kinetoren können theoretisch auch auf andere Muskelgruppen übertragen werden, die hoch beansprucht werden. In den Kapiteln 2.4.2 und 2.4.3 werden Befunde vorgestellt, welche eine Einschätzung der Beanspruchungshöhe von Stabilisatoren und Antagonisten erlauben. Darüber hinaus wird die Bedeutung der Beanspruchung stabilisierender Muskulatur für die Realisierung der Bewegungsaufgabe und eine mögliche Verschlechterung der Koordination im Zusammenhang mit der Aktivitätszunahme von antagonistisch wirksamen Muskeln diskutiert.

2.4.1 Kinetoren

2.4.1.1 Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen

Vor-Beanspruchungsstudien

Vor-Beanspruchungsstudien, in denen ein ausgewählter Muskel oder eine Muskelgruppe vor-beansprucht wird, zeigen, dass der Kraftverlust eines relativ stark ermüdeten Muskels durch die Erhöhung der relativen Kraftbeiträge der anderen synergistisch wirksamen Muskeln kompensiert werden kann.

Michel (2003) konnte zeigen, dass sich der Leistungsparameter Flughöhe bei der Ausführung von Drop Jumps kaum verändert, nachdem der Knieextensor m. rectus femoris des Vorzugsbeins durch Elektromyostimulation vor-beansprucht wurde. Dabei konnten für die nicht vor-beanspruchten synergistisch wirksamen Muskeln des Ober- und Unterschenkels Aktivierungszunahmen festgestellt werden. Diese Aktivierungszunahmen und die Aufrechterhaltung der Leistung lassen auf erhöhte relative Kraftbeträge der nicht vor-beanspruchten Muskeln und eine erfolgreiche intermuskuläre Kompensation schließen.

Auch Türk-Noack und Thorhauer (2001) konnten zeigen, dass beim Drop Jump die geforderten 95% der Flughöhe auch nach Vor-Ermüdung des m. triceps surea durch willkürliche Plantarflexionen realisiert werden können. In einer Einzelfallanalyse interpretieren sie die Veränderung des Kraft-Zeit-Verlaufs während der Bodenkontaktphase nach der Vor-Ermüdung als Beeinflussung der internen Bewegungsprogramme. Sie fanden eine Entwicklung einer zweigipfligen Kurve durch Ausbildung einer Kraftspitze während der exzentrischen Bewegungsphase und vermuten, dass eine komplett veränderte neuromuskuläre Ansteuerung der Hauptkinetoren erzwungen wurde (Türk-Noack & Thorhauer, 2001). Bestätigung für diese Annahme finden sie bei der v.a. qualitativen Betrachtung der EMG-Amplituden-Zeitverläufe (nicht normierte Werte) des m. quadriceps femoris und des m. triceps surea. Sie stellten folgende Veränderungen für die vordere Oberschenkelmuskulatur fest: Der m. vastus lateralis zeigte eine reduzierte Aktivität nach der Vor-Ermüdung des m. triceps surea, wohingegen der m. rectus femoris eine erhöhte und zeitlich längere Aktivität aufwies und das v.a. im exzentrischen Bewegungsabschnitt. Bei Betrachtung der vor-beanspruchten Wadenmuskulatur konnte für den m. gastrocnemius eine vierfach höhere Aktivität festgestellt werden (= intramuskuläre Kompensation)

und ebenfalls eine Verlagerung in die exzentrische Phase. Die Aktivität des m. soleus war nach der Vor-Beanspruchung zeitlich länger und gleichmäßiger. Es wurde des Weiteren deutlich, dass die Anpassungen an die Vor-Ermüdung individuell sehr unterschiedlich waren, weshalb mit den Lang- (190 - 260 ms) und Kurzstützern (130 - 170 ms) zwei Extremgruppen gebildet wurden. Die dargestellten Ergebnisse zu den Kraft-Zeit-Verläufen und EMG-Amplituden-Zeit-Verläufen sind die eines Langstützers. Kurzstützer zeigten im Gegensatz zu den Langstützern keine Kompensation durch proximale Muskeln, da sowohl der m. vastus lateralis als auch der m. rectus femoris eine verringerte Aktivität aufwiesen. Dies wird auf einen engeren Variationsspielraum aufgrund der bereits automatisierteren und besseren Bewegungstechnik bei den Kurzstützern zurückgeführt (Türk-Noack & Thorhauer, 2001).

Akima et al. (2002) konnten über die Messung von Kraftparametern sehr direkt zeigen, dass intermuskuläre Kompensationen der Knieextensoren nach Vor-Beanspruchung des m. vastus lateralis durch Elektromyostimulation auch bei eingelenkiger Bewegungsaufgabe eingesetzt werden können. Das Drehmoment, welches durch die Elektromyostimulation generiert wurde, reduzierte sich ermüdungsbedingt um -76% von 30 auf 7% MVC. Dennoch konnte die submaximale Leistung (50% des 10er repetition maximum) aufrechterhalten werden. Mit Hilfe der Magnetresonanztomographie konnten zusätzlich Hinweise auf eine erhöhte Aktivität des m. vastus medialis und des m. rectus femoris gefunden werden. Der verstärkte Einsatz dieser Muskeln wird auf einen gesteigerten zentralen Befehl und eine Veränderung der Entladungsrate auf spinaler Ebene aufgrund von sensorischen Informationen zurückgeführt (Akima et al., 2002). Des Weiteren sprechen die Autoren von einer ermüdungsbedingten Modifikation des motorischen Programms.

Alternierende Aktivitäten von synergistisch wirksamen Muskeln

In verschiedenen Studien, in denen eingelenkige isometrische Muskelaktionen mit relativ geringer Belastungsintensität untersucht wurden, konnten alternierende Aktivitäten von synergistisch wirksamen Muskeln festgestellt werden (im Überblick Enoka & Stuart, 1992; im Überblick Gandevia, 2001; Holtermann, et al., 2008; Kouzaki & Shinohara, 2006; Kouzaki et al., 2004; Tamaki et al., 1998).

Kouzaki et al. (2004) und Kouzaki und Shinohara (2006) fanden während einer 60minütigen isometrischen Knieextension bei sehr geringer Beanspruchungsintensität von 2,5% MVC eine alternierende Aktivität der Knieextensoren, wobei sich vor allem der m. rectus femoris mit den beiden meist gleichzeitig aktiven m. vastus lateralis und m. vastus medialis abwechselte (Anzahl der Wechsel ca. 6,5).

Tamaki et al. (1998) konnten alternierende Aktivitäten von m. soleus, m. gastrocnemius lateralis und m. gastrocnemius medialis bei isometrischen und dynamischen Plantarflexionen mit etwas höherer Beanspruchungsintensität von 10% MVC und sehr langer Beanspruchungsdauer (210 min) zeigen (s. Abb. 10). Auch hier zeigten alle Muskeln Phasen der Aktivität und Inaktivität. Eine gleichzeitige Aktivität aller drei Muskeln war relativ selten. Während m. soleus und m. gastrocnemius medialis von Beginn an aktiv waren und diese Kombination insgesamt am häufigsten auftrat (s. Abb. 10 und 11), wurde der m. gastrocnemius lateralis zugeschaltet, wenn die beiden anderen Muskeln oder einer von ihnen seine Aktivität verringerte oder ganz einstellte. Darüber hinaus konnten sie zeigen, dass die Aktivitätswechsel zwischen den synergistisch wirksamen Muskeln in der zweiten Beanspruchungshälfte häufiger werden (Anstieg von 28 auf 36 Wechsel bei isometrischer Muskelaktion).

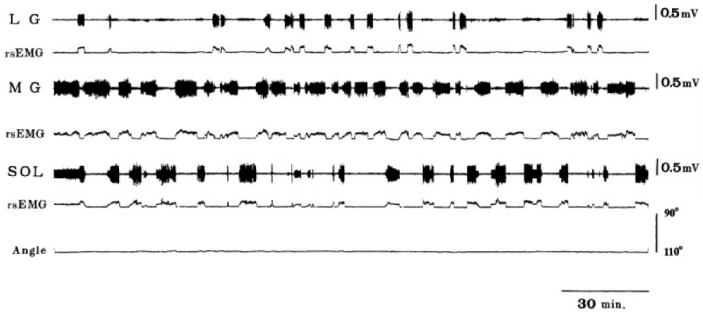

Abb. 10. EMG und gleichgerichtetes geglättetes EMG (rsEMG) des m. gastrocnemius lateralis (LG), m. gastrocnemius medialis (MG), m. soleus (SOL) im Beanspruchungsverlauf über 210 min. Aus „Alternate activity in the synergistic muscle during prolonged low-level contractions" von H. Tamaki et al., 1998, *Journal of Applied Physiology, 84*(6). S. 1946. Copyright 1998 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

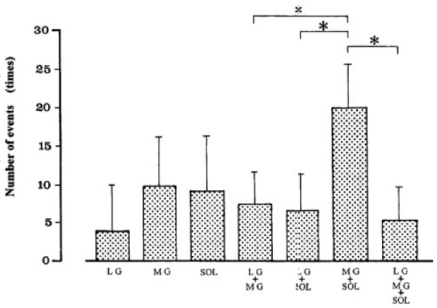

Abb. 11. Häufigkeiten für die alleinige und kombinierte Aktivität des m. gastrocnemius lateralis (LG), m. gastrocnemius medialis (MG), m. soleus (SOL) im Beanspruchungsverlauf über 210 min. Aus „Alternate activity in the synergistic muscle during prolonged low-level contractions" von H. Tamaki et al., 1998, *Journal of Applied Physiology, 84*(6). S. 1948. Copyright 1998 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

Holtermann et al. (2008) fanden eine alternierende Aktivität beider Köpfe des BB bei isometrischer Ellenbogenflexion mit 25% MVC, was sie bei der relativ

höheren Beanspruchungsintensität nicht über vollständige Inaktivität, sondern über gegensätzliche Aktivitätsmuster operationalisierten. Eine gegensätzliche Aktivität („differential activation“) liegt dann vor, wenn die Aktivität des einen Muskels ansteigt, während die des anderen abnimmt oder konstant bleibt und der Aktivitätsunterschied 33% beträgt (Holtermann et al., 2008). Die Aktivitätswechsel traten von Beginn der Bewegungsaufgabe auf. Die Häufigkeit der Phasen gegensätzlicher Aktivität nahm auch hier signifikant mit zunehmender Beanspruchungsdauer zu (von 4,9/min im ersten Beanspruchungsviertel auf 6,6/min im letzten Beanspruchungsviertel). Die durchschnittliche Dauer einer gegensätzlichen Aktivität betrug lediglich 1,4 s und veränderte sich im Beanspruchungsverlauf nicht.

Kein beständiges Alternieren, aber ein verstärktes und zeitlich begrenztes Einschalten eines Muskels bei Ermüdung eines synergistisch wirksamen Muskels konnte von Voge und Dingwell (2003) in einer Einzelfallstudie festgestellt werden. Um die zeitlichen Abläufe von Veränderungen kinematischer Parameter und EMG-Parameter zu untersuchen, wurde eine einarmige Ruderbewegung gewählt, die mit einer Kurzhantel mit einem Gewicht von 1,4 kg in Bauchlage bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch ausgeführt wurde (s. Kapitel 2.3.2). Für alle abgeleiteten Muskeln am Schultergelenk und Oberarm (BB, m. mid-trapezius[21], m. mid-deltoideus[22] und m. deltoideus posterior[23]) konnte eine Zunahme der Amplitudenparameter und eine Abnahme der Frequenzparameter (s. Abb. 12) festgestellt werden, was als Ermüdung interpretiert wird. Der Frequenzparameter nahm für alle Muskeln außer für den m. mid-trapezius allmählich ab. Für diesen Muskel ließ sich nach einer verstärkten Abnahme eine starke Zunahme während der Zyklen 200 bis 230 feststellen (ca. +20 Hz), an die sich wieder eine verstärkte Abnahme anschloss (ca. -20 Hz, ca. 30 bis 40 Zyklen später) (s. Abb. 13). In diesem Zeitraum war des Weiteren eine Zunahme des Amplitudenparameters des m. mid-deltoideus (Zyklen 200 bis 230) und ein deutlicher Peak des maximalen Abduktionswinkels (Zyklen 230 bis 260) zu finden (s. Abb. 13). Voge und Dingwell (2003) schlussfolgern aus diesen Befunden, dass der m. mid-trapezius nach ca. 200 Zyklen zu ermüden begann und der m. mid-deltoideus als Folge relativ stärker an der Ruderbewegung beteiligt

[21] Es wird angenommen, dass der m. mid-trapezius dem m. trapezius transversa entspricht.
[22] Es wird angenommen, dass der m. mid-deltoideus dem m. deltoideus acromialis entspricht.
[23] Es wird angenommen, dass der m. deltoideus posterior dem m. deltoideus spinalis entspricht.

wurde. Aufgrund der stärkeren Beteiligung des m. mid-deltoideus, die auf eine Veränderung der Koordinationsstrategie zurückgeführt wird, kam es zu einer leichten Reduktion der Schulterflexion und vor allem zu einer Zunahme der Abduktion im Schultergelenk. Nach Annahme der Autoren hat die Veränderung der Koordinationsstrategie eine Kompensationsfunktion für die muskuläre Ermüdung, da die Bewegungsaufgabe (= Ruderbewegung über einen bestimmten Bewegungsumfang) weiter ausgeführt werden konnte (Voge & Dingwell, 2003).

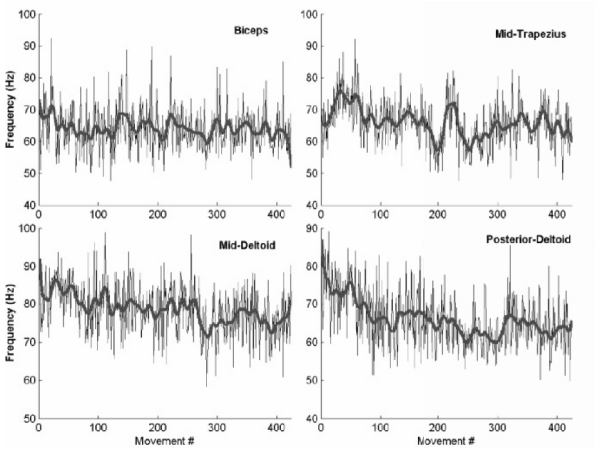

Abb. 12. Median Frequency im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend“ (dicke Linie) für den m. biceps brachii, m. mid-trapezius, m. mid-deltoid, m. posterior-deltoid. Modifiziert nach „Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task” von K.R. Voge und J.B. Dingwell, 2003, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, September 17-21,* S. 1809.

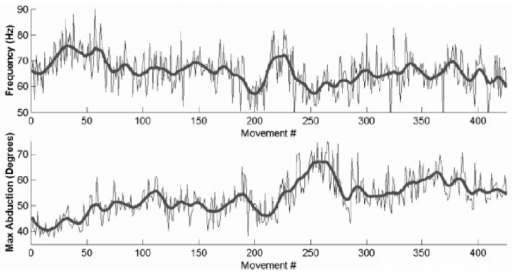

Abb. 13. Median Frequency des m. mid-trapezius (oben) und maximaler Schulterabduktionswinkel (unten) im Beanspruchungsverlauf mit „moving average trend“ (dicke Linie). Modifiziert nach „Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task” von K.R. Voge und J.B. Dingwell, 2003, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, September 17-21,* S. 1809.

Der m. mid-trapezius erholte sich im weiteren Verlauf, woraus der kurzzeitige Frequenzanstieg resultierte. Nach eintretender Ermüdung des m. mid-deltoideus wurde der m. mid-trapezius wieder stärker eingesetzt und die Abduktion wurde wieder geringer. Voge und Dingwell (2003) führen damit kurzzeitige Veränderungen der kinematischen Parameter im Beanspruchungsverlauf direkt auf die Ermüdung der Kinetoren zurück. Es konnte festgestellt werden, dass Veränderungen in den EMG-Parametern einen zeitlichen Vorlauf von ca. 10 bis 20 Bewegungszyklen zu den kinematischen Veränderungen hatten. Da es sich um eine Einzelfallstudie handelt, kann jedoch nicht auf generelle Anpassungen geschlossen werden. Der zeitliche Vorlauf konnte jedoch durch eine weitere Untersuchung, an der 6 Versuchspersonen teilnahmen, bestätigt werden (Voge

& Dingwell, 2004). Die Zunahme des mittleren Abduktionswinkels in der zweiten Beanspruchungshälfte um ca. 15° (s. Kapitel 2.3.2) wird nicht vor dem Hintergrund einer veränderten intermuskulären Koordination diskutiert (Voge & Dingwell, 2003).

Die alternierende Aktivität von synergistisch wirksamen Muskeln wird generell als Strategie des motorischen Systems interpretiert, Ermüdung zu minimieren, um eine Bewegungsaufgabe möglichst lange realisieren zu können (Enoka & Stuart, 1992; Holtermann et al., 2008; Kouzaki & Shinohara, 2006; Kouzaki et al., 2004; Tamaki et al., 1998). Es wird angenommen, dass die Aktivitätswechsel Erholungsprozesse und eine Verbesserung der Blutversorgung gewährleisten (Holtermann et al., 2008; Kouzaki & Shinohara, 2006). Einige Befunde weisen darauf hin, dass eine alternierende Aktivität von synergistisch wirksamen Muskeln tatsächlich zur Verringerung der muskulären Ermüdung beitragen kann. Kouzaki und Shinohara (2006) stellten eine signifikante negative lineare Beziehung zwischen der Häufigkeit der Aktivitätswechsel und der Höhe der Kraftabnahme (nach 60 min) fest. Bestätigung für eine Kompensation finden Tamaki et al. (1998) des Weiteren darin, dass der EMG-Amplitudenparameter, der für jeden Burst eines Muskels berechnet wurde, in der zweiten Beanspruchungshälfte nicht mehr zunahm. Es wird argumentiert, dass eine weitere Erhöhung von Rekrutierung und Frequenzierung aufgrund der Aktivitätswechsel nicht notwendig war (Tamaki et al., 1998). Ganz eindeutig ist die Datenlage jedoch nicht. Es gibt Hinweise darauf, dass bei den relativ höheren Beanspruchungsintensitäten (25% vs. 2,5 und 10% MVC) eine hohe Anzahl von Aktivitätswechseln nicht bedeutet, dass die Ermüdung geringer ausfällt und die Bewegungsaufgabe besser gelöst werden kann. Holtermann et al. (2008) fanden im Gegensatz zu Kouzaki und Shinohara (2006) kürzere Haltezeiten bei Personen mit häufigeren Aktivitätswechseln. Die Aktivitätswechsel werden daher nicht als Kompensationsstrategie interpretiert, sondern als rein negative Folge der Ermüdung. Kürzere Haltezeiten und häufigere Aktivitätswechsel werden auf einen relativ hohen FT-Faseranteil zurückgeführt (Holtermann et al., 2008). Ein möglicher ermüdungsreduzierender Effekt alternierender Aktivitäten wird nur bei geringeren Beanspruchungsintensitäten (<25% MVC) gesehen (Holtermann et al., 2008).

Über die physiologischen Prozesse, welche den Aktivitätswechseln zugrunde liegen, kann bisher nur spekuliert werden. Theoretisch basiert die alternierende Aktivierung auf einem veränderten synaptischen Input (Holtermann et al., 2008) und/oder auf Veränderungen der Rekrutierungsschwelle (Tamaki et al., 1998). Ursache dafür könnte wiederum die unterschiedliche Ermüdung der Muskeln sein. Eine starke Aktivierung von III- und IV-Afferenzen in ermüdeten Muskeln kann z.B. den hemmenden Einfluss auf die α-Motoneurone erhöhen (s. Kapitel 2.1.1.2) (Gandevia, 2001; Tamaki et al., 1998). Zudem gibt es Hinweise darauf, dass auf Ia-Afferenzen basierende hemmende neuronale Verbindungen zwischen synergistisch wirksamen Muskeln bestehen (im Überblick Kouzaki & Shinohara, 2006). Diese Verbindungen könnten vor allem zwischen ein- und zweigelenkigen synergistisch wirksamen Muskeln bestehen (z.B. m. soleus und m. gastrocnemius, BR und BB) (im Überblick Kouzaki & Shinohara, 2006). Die Ergebnisse von Tamaki et al. (1998) zeigen jedoch, dass am häufigsten der eingelenkige m. soleus mit einem Kopf des zweigelenkigen m. gastrocnemius aktiv ist. Die Autoren nehmen daher an, dass der m. gastrocnemius lateralis bei der gewählten Bewegungsaufgabe (in dem bestimmten Gelenkwinkel) eine untergeordnete Rolle spielt (Tamaki et al., 1998). Neben den auf Ia-Afferenzen basierenden Hemmungen können auch Renshaw-Zellen eine Rolle spielen (Holtermann et al., 2008; Kouzaki & Shinohara, 2006).

2.4.1.2 Hinweise auf eine unterschiedlich starke neuromuskuläre Beanspruchung synergistisch wirksamer Kinetoren

Die Ermüdung synergistisch wirksamer Muskeln wurde vor allem an isometrischen Muskelaktionen bei eingelenkigen Bewegungsaufgaben untersucht. Operationalisiert wird die Ermüdung über die EMG-Amplitudenzunahmen und auch EMG-Amplitudenabnahmen und EMG-Frequenzabnahmen im Beanspruchungsverlauf, wobei dem Muskel mit den stärkeren Veränderungen allgemein eine höhere Ermüdung zugeschrieben wird (s. Kapitel 3.3.3). Auffällig ist, dass sich tlw. nicht nur die Veränderungen im Beanspruchungsverlauf, sondern auch die initialen Werte verschiedener Muskeln unterscheiden (d.h. ohne Einfluss von Ermüdung). Kritisch angemerkt werden muss, dass gefundene unterschiedliche Veränderungen der EMG-Parameter nicht immer statistisch geprüft werden und dass nicht immer Amplituden- und Frequenzparameter in Bezie-

hung gesetzt werden, was die Interpretation einschränkt. Die Interpretation der Daten, die Suche nach Ursachen und Bedeutungen von muskelspezifischen Veränderungen fällt in der vorliegenden Literatur insgesamt sehr knapp aus.

Eine relativ häufig untersuchte Muskelgruppe der Gliedmaßen sind die Ellenbogenflexoren. Hier können sowohl die Zunahmen des Amplitudenparameters als auch die Abnahmen des Frequenzparameters bei isometrischer Muskelaktion für den BR etwas stärker sein als für den BB (bei isometrischer Ellenbogenflexion mit 25 - 80% MVC), was auf eine höhere Ermüdbarkeit dieses Muskels hinweist (Gamet & Maton, 1989; Guével et al., 2000; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990).

Krogh-Lund und Jørgensen (1993) fanden bei einer Beanspruchungsintensität von 30% MVC für den BR im Gegensatz zum BB bereits von Beginn an eine deutliche Zunahme des Amplitudenparameters (s. Abb. 14), was vor dem Hintergrund der unerwarteten gleichzeitigen Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit im Hinblick auf eine starke lokale Homöostasestörung diskutiert wird. Die im Beanspruchungsverlauf insgesamt stärkere Zunahme des Amplitudenparameters für den BR (+150% vs. +120%) spricht neben der stärkeren Abnahme des Frequenzparameters (-50% vs. -43%) (s. Abb. 14) ebenfalls für eine höhere Ermüdung des BR im Vergleich zum BB. Der BR hatte höhere initiale Frequenzwerte als der BB (90 Hz vs. 81 Hz).

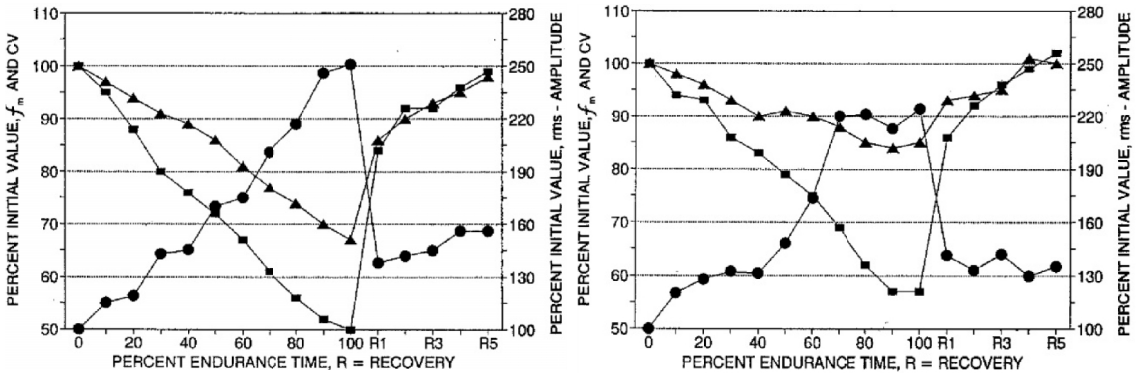

Abb. 14. Mittlere Median Frequency (Vierecke), Root-mean-square Amplitude (Kreise) und Faserleitgeschwindigkeit (Dreiecke): links) des m. brachioradialis und rechts) des m. biceps brachii im Beanspruchungs- und Erholungsverlauf. Aus „Myo-electric fatigue manifestations revisited: Power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction" von C. Krogh-Lund und K. Jørgensen, 1993, *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 66*(2), S. 165. Copyright 1993 Springer-Verlag. Genehmigter Nachdruck.

Es wurden weder die Unterschiede zu den Messzeitpunkten, noch Interaktionen statistisch geprüft, so dass keine Aussage darüber gemacht werden kann, ob

die Unterschiede statistisch bedeutsam sind. Krogh-Lund und Jørgensen (1993) sprechen nicht direkt von einer höheren Ermüdung des BR, sondern nur von einer starken lokalen Homöostasestörung bereits zu Beginn der Beanspruchung.

Gamet und Maton (1989) vergleichen nicht die absoluten oder relativen Veränderungen der beiden synergistisch wirksamen Ellenbogenflexoren, sondern stellen die Veränderungen der EMG-Parameter pro Zeiteinheit gegenüber. Eine statistische Überprüfung der Unterschiede erfolgt auch hier nicht. Deskriptiv nahm der Amplitudenparameter bei einer isometrischen Muskelaktion mit einer Beanspruchungsintensität von 25% MVC für den BR stärker pro Zeiteinheit zu als für den BB (der Steigungskoeffizient zwischen iEMG BR und iEMG BB lag zwischen 1,01 und 2,12). Der Frequenzparameter nahm in den meisten Fällen für den BR pro Zeiteinheit stärker ab (der Steigungskoeffizient zwischen der Mean power frequency (MPF) des BR und der MPF des BB lag zwischen 0,8 und 2,3). Aus den publizierten Grafiken ist abzulesen, dass der initiale Frequenzparameter für den BR größer war als für den BB (ca. 71 Hz vs. ca. 49 Hz). Ebenfalls abzulesen ist, dass die Abnahme absolut (-19 Hz vs. -9 Hz) als auch relativ (-26,8% vs. -18,4%) für den BR größer war, was aufgrund der bereits dargestellten steileren Frequenzabnahme zu erwarten ist. Es kann jedoch nicht sicher angenommen werden, dass in der Grafik auch tatsächlich Mittelwerte der Versuchspersonen dargestellt sind. Eine Darstellung absoluter und normierter Amplitudenparameter fehlt. Gamet und Maton (1989) weisen anhand der gefundenen Differenzen dem BR nur mit aller Vorsicht eine höhere Ermüdung zu, da sie bei intramuskulärer Ableitung keine Unterschiede bezüglich der Rekrutierung und Frequenzierung finden konnten (Maton & Gamet, 1989). Ihrer Ansicht nach müssen demnach auch nicht ermüdungsbedingte Einflussfaktoren das Ergebnis beeinflussen, wobei v.a. Gewebeeinflüsse genannt werden (s. Kapitel 3.3.3.4).

Guével et al. (2000) fanden bei isometrischer Muskelaktion mit 60% MVC einen signifikant höheren initialen Frequenzparameter (MPF) für den BR im Vergleich zum BB (112,6 ± 19,4 Hz vs. 92,0 ± 14,2 Hz). Der initiale Amplitudenparameter (RMS) war ebenfalls signifikant höher für den BR im Vergleich zum BB (0,51 ± 0,12 vs. 0,37 ± 0,13). Die Abnahme des Frequenzparameters verlief, wie bei Gamet und Maton (1989), signifikant steiler für den BR im Vergleich zum BB (-

1,017 ± 0,344 Hz/s vs. -0,592 ± 0,183 Hz/s). Aus diesen Werten und der angegebenen Haltezeit lässt sich die absolute und relative Abnahme berechnen. Für den BR ergibt sich eine höhere absolute (-57,7 vs. -33,4 Hz) und relative (-51,2 vs. -36,3%) Abnahme.

Nagata et al. (1990) betrachteten die Effekte einer erschöpfenden isometrischen Muskelaktion mit 60% MVC auf die Frequenzabnahme auf unterschiedlichen Intensitätsstufen bei einer isometrischen rampenförmigen Maximalkontraktion. Sie fanden für den BB und den BR signifikante Abnahmen auf den getesteten Intensitätsstufen 40%, 60% und 80% MVC. Der Mittelwert des initialen Frequenzparameters (MF) war bei deskriptiver Betrachtung auf allen Intensitätsstufen für den BR deutlich höher als für den BB (z.B. bei 60% MVC: 106,3 ± 30,5 Hz vs. 86,1 ± 23,5 Hz). Sowohl die absolute (-25 vs. -15 Hz) als auch die relative Abnahme (-23,6 vs. -17,4%) der Frequenz war für den BR stärker als für den BB. Statistische Kennwerte fehlen, um diese Aussage abzusichern. Die muskelspezifischen Veränderungen waren nicht Untersuchungsgegenstand und werden daher nicht diskutiert.

Die unterschiedlichen Veränderungen der EMG-Parameter für BR und BB können jedoch nicht immer bestätigt werden. Krogh-Lund & Jørgensen (1992) fanden bei einer Beanspruchungsintensität von 15% MVC im Gegensatz zu ihren eigenen Untersuchungsergebnissen von 1993 bei 30% MVC keine Unterschiede für den initialen Frequenzparameter und die absolute und relative Abnahme des Frequenzparameters im Beanspruchungsverlauf. Der initiale Wert lag für den BR bei 90 Hz, für den BB bei 89 Hz. Die Abnahme betrug für den BR -29 Hz (-32,3%) und für den BB -31 Hz (-34,8%). Die Frequenzabnahmen waren damit geringer als bei der Bewegungsaufgabe mit 30% MVC, wobei der Ausgangswert für den BR identisch war und der Wert für den BB bei 15% MVC mit 89 Hz unerwartet (aufgrund der geringeren Beanspruchungsintensität) um +8 Hz höher. Der Amplitudenparameter nahm für beide Muskeln um ca. +380% zu. Statistisch geprüft wurde nur der Faktor Messzeitpunkt, der für beide Muskeln und für beide EMG-Parameter signifikant wird. Interaktionen wurden nicht geprüft.

Rudroff et al. (2007) berichten bei isometrischen Ellenbogenflexionen mit 20% MVC in unterschiedlichen Schulterstellungen von signifikanten Zunahmen des

Amplitudenparameters (aEMG) für den BR, BB SH und BB LH[24], aber nicht von Unterschieden (zusammengefasst: Zunahme von 10,4 ± 6,3% auf 21,4 ± 11,5%).

Hunter et al. (2002) fanden bei etwas geringerer Intensität von 15% MVC ebenfalls keine unterschiedlichen Amplitudenzunahmen für diese drei Muskeln (zusammengefasst: +12,9 ± 0,6% („maintain-force task“ oder kurz „force task“), +9,3 ± 0,5% („maintain-position task“ oder kurz „position task“[25])).

Williams, Sharma und Bilodeau (2002) fanden nach einer erschöpfenden isometrischen Beanspruchung mit 50% MVC für den BB LH, BB SH und BR keine unterschiedlichen relativen Abnahmen des EMG-Frequenzparameters während einer Maximalkontraktion (BB LH um -31,8 ± 12,6%; BB SH um -29,3 ± 19,3%; BR um -30,0 ± 11,7%). Die absoluten Frequenzwerte werden nicht angegeben. Eine statistische Prüfung der Interaktion erfolgte nicht.

Auch Linnamo, Bottas und Komi (2000) fanden nach eigener Aussage für die EMG-Parameter des BR und BB bei dynamischen maximalen Ellenbogenflexionen und -extensionen im Allgemeinen ähnliche Veränderungen im Beanspruchungsverlauf. Sie weisen darauf hin, dass die Veränderungen für den BR nicht so eindeutig waren wie für den BB, weshalb sie auf die Darstellung der Ergebnisse ganz verzichten. Daher ist keine eigene Einschätzung möglich.

Zusammenfassend lassen sich in den gesichteten Studien keine Unterschiede in der Veränderung der EMG-Parameter von BR und BB bei sehr geringer (15 und 20% MVC) und sehr hoher Beanspruchungsintensität (100% MVC) finden. Bei submaximalen Intensitäten über 20% MVC werden muskelspezifische Veränderungen gefunden. Diese betreffen stärkere Amplitudenzunahmen und Frequenzabnahmen für den BR im Vergleich zum BB. Auffällig ist, dass für den BR häufig auch höhere initiale Frequenzwerte festgestellt werden konnten. Daher fallen die Unterschiede für die relativen Abnahmen in den gesichteten Studien geringer aus als für die absoluten Abnahmen (Guêvel et al., 2002; Nagata et al., 1990; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Gamet & Maton, 1989). Diskutiert werden jedoch nur die absoluten Abnahmen, so dass keine Aussage darüber ge-

[24] Da die beiden Köpfe des BB in der vorliegenden Arbeit als Kinetoren untersucht werden und Befunde zu den Muskelköpfen daher relativ häufig zitiert werden, werden im Folgenden die Abkürzungen BB SH und BB LH verwendet. Dies soll einer besseren Lesbarkeit und auch der Aufmerksamkeitslenkung dienen.

[25] Die Erläuterung der beiden Aufgabentypen ist an dieser Stelle noch nicht bedeutsam und folgt im Text (s. S. 174 f.).

troffen werden kann, ob bei statistischer Prüfung sowohl die Abnahmen der absoluten als auch der relativierten Frequenzwerte muskelspezifisch sind. Für die Frequenzparameter ist generell fraglich, ob absolute oder relative, d.h. an Ausgangswerten relativierte Frequenzveränderungen, besser geeignet sind, um die Beanspruchung der verschiedenen Muskeln einschätzen zu können (s. Kapitel 3.3.3).

Für die höheren initialen Frequenzwerte und die stärkere Frequenzabnahme für den BR werden in der gesichteten Literatur zwei Erklärungsansätze herangezogen. Zum einen wird davon gesprochen, dass unterschiedliche relative Kraftbeiträge vorliegen könnten. Zum anderen wird auf den möglichen höheren FT-Faseranteil des BR verwiesen (Guével et al., 2000; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993). Klare Verweise auf eine generell höhere Ermüdbarkeit des BR fehlen.

Bei differenzierter Betrachtung der Bizepsköpfe gibt es Hinweise darauf, dass es Unterschiede zwischen BR und nur einem der Bizepsköpfe geben kann. Daraus folgt, dass die Bizepsköpfe unterschiedlich stark beansprucht werden können, was im Rahmen der vorliegenden Arbeit von besonderem Interesse ist. Rudroff et al. (2005) und Hunter et al. (2003) berichten nur von signifikanten Unterschieden des BR zum BB SH, nicht aber zum BB LH. Das abweichende Verhalten des BB SH ist jedoch in den beiden Studien nicht identisch, was im Folgenden dargestellt wird.

Hunter et al. (2003) fanden bei 20% MVC signifikante Zunahmen des Amplitudenparameters (aEMG) für die Ellenbogenflexoren BR, BB LH und m. brachialis, nicht aber für den BB SH (s. Abb. 15). Der initiale Amplitudenparameter war dabei für den BR und beide Bizepsköpfe vergleichbar und lag bei 12 - 13% (relativiert am Maximalwert im Maximalkrafttest). Am Beanspruchungsende waren die Werte nur für den BR und BB LH auf ca. 20% angestiegen. Ein von der allmählichen Zunahme der EMG-Amplitude abweichendes Verhalten wird von den Autoren auf eine veränderte Rekrutierung zurückgeführt (Hunter et al., 2003). Dabei wird nicht von einer unterschiedlichen Ermüdung, sondern von einer unterschiedlichen Aktivierung gesprochen. Die Bedeutung des BB SH generell und die Bedeutung der nicht gefundenen Aktivitätszunahme für die Realisierung der Bewegungsaufgabe werden kaum diskutiert. Das Fehlen einer Amplitudenzunahme kann, so die Annahme der Autoren, für den BB SH sehr aufgabenspezifisch sein, da sie es nur bei Ausführung einer „position task“

finden und nicht bei einer „force task“ (Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2003; Hunter et al., 2002).

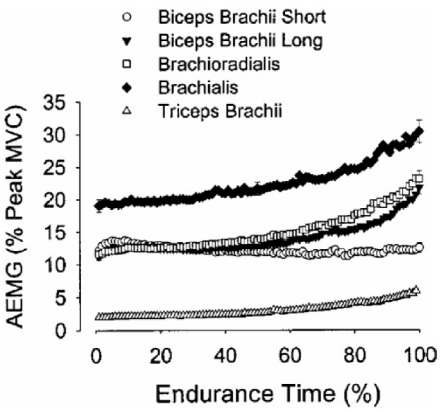

Abb. 15. AEMG (mittleres EMG, normalisiert am Maximalkrafttest) des m. biceps brachii short head, m. biceps brachii long head, m. brachioradialis, m. brachialis, m. triceps brachii im Beanspruchungsverlauf. Der m. biceps brachii short head zeigt im Gegensatz zu seinen synergistisch wirksamen Kinetoren keine Zunahme. Aus „Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction” von S.K. Hunter, R. Lepers, C.J. MacGillis und R.M. Enoka, 2003, *Journal of Applied Physiology, 94*(6), S. 2443. Copyright 2003 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

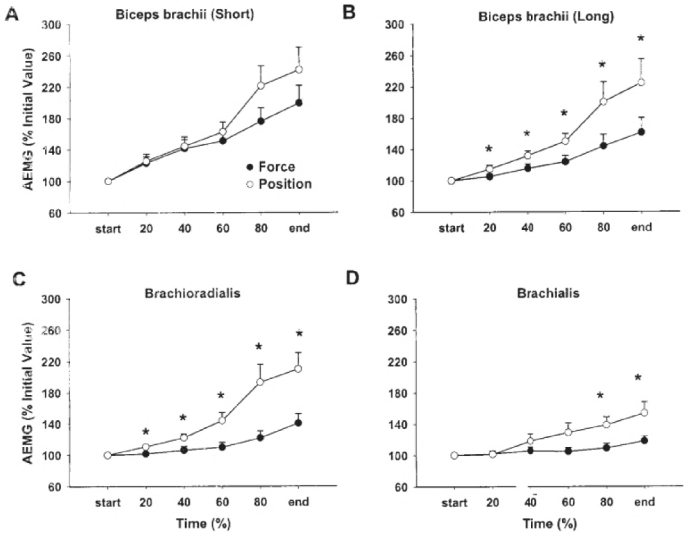

Abb. 16. AEMG (mittleres EMG, normalisiert an initialen Werten) des m. biceps brachii short head (A), m. biceps brachii long head (B), m. brachioradialis (C), m. brachialis (D) im Beanspruchungsverlauf einer „force task“ (gefüllte Kreise) und „position task“ (transparente Kreise). Der m. biceps brachii short head zeigt im Gegensatz zu seinen synergistisch wirksamen Kinetoren eine stärkere Zunahme. Aus „Net excitation of the motor unit pool varies with load type during fatiguing contractions” von T. Rudroff, B. Poston, I.S. Shin, J. Bojsen-Møller und R.M. Enoka, 2005, *Muscle and Nerve, 31*(1), S. 85. Copyright 2005 John Wiley and Sons, Inc. Genehmigter Nachdruck.

Um dies zu erläutern und um die Bedeutung der Bewegungsaufgabe für das Verhalten der EMG-Parameter synergistisch wirksamer Muskeln hervorzuheben, werden nachfolgend die Studienergebnisse der Arbeitsgruppe um Enoka inklusive der Untersuchung von Rudroff et al. (2005) noch näher erläutert. In den Studien wurden zwei sehr ähnliche Bewegungsaufgaben der Ellenbogenflexoren mit identischen Belastungsintensitäten und Ellenbogeneinschlusswinkeln verglichen. Bei der sogenannten „force task“ wird die vorgegebene Kraft gegen einen unüberwindbaren Widerstand in einem konstanten Gelenkwinkel erbracht. Aufgrund der geschlossenen kinematischen Kette hat diese Aufgabe relativ weniger Freiheitsgrade. Bei der „position task“ wird eine konstante Last entsprechend der Beanspruchungsintensität gehalten und zwar bei Beibehaltung eines bestimmten Gelenkwinkels. Aufgrund der offenen kinematischen

Kette hat diese Aufgabe relativ mehr Freiheitsgrade. Interessant ist, dass die Haltezeit bis zum operationalisierten Abbruchkriterium bei der „force task“ bis zu doppelt so lang ist wie bei einer „position task“ (z.B. 1402 ± 728 s vs. 702 ± 582 s bei Hunter et al. (2002); 528 ± 216 vs. 312 ± 156 s bei Rudroff et al. (2007); 609 ± 250 s vs. 477 ± 276 s bei Rudroff et al. (2005)). Die unterschiedlichen Haltezeiten, die das Forschungsinteresse weckten, müssen, so die theoretische Annahme, durch Unterschiede in erregenden und hemmenden Einflüssen auf den α-Motoneuronenpool bedingt sein (Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005). Die Ursachen dafür sind nach heutigem Forschungsstand noch nicht geklärt. Eine unterschiedliche Antagonistenaktivität (m. triceps brachii) konnte ausgeschlossen werden (Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005). Unterschiede, die gefunden wurden, betreffen die intra- und intermuskuläre Koordination der Ellenbogenflexoren selbst. Dazu gehört auch das Ausbleiben einer Amplitudenzunahme für den BB SH bei einer „position task“, wenn die Beanspruchungsintensität 20% MVC beträgt (Hunter et al., 2003). Die Bedeutung dieses Befundes für die Haltezeit bleibt jedoch fraglich. In weiteren Studien zeigte sich, dass Veränderungen der Beanspruchungsintensität und der Gelenkstellungen dazu führen, dass entweder kein abweichendes Verhalten des BB SH (bei 15% MVC, s. Hunter et al., 2002) gefunden wird oder sogar eine im Vergleich zu den synergistisch wirksamen Muskeln signifikant höhere Aktivierung. Letztere war bei veränderter Ausgangsstellung und 20% MVC zu finden (Rudroff et al., 2005) (s. Abb. 16). Die Zunahme des Amplitudenparameters betrug für den BB SH +99% („force task“) und +142% („position task“) und für die anderen drei Ellenbogenflexoren (BB LH, BR, m. brachialis) zusammengefasst +39% („force task“) und +96% („position task“). Beim Vergleich der einzelnen synergistisch wirksamen Muskeln fällt auf, dass v.a. der m. brachialis sehr geringe Zunahmen zeigte. Der BB LH hatte eine Zunahme von ca. +60% („force task“) und +120% („position task“) und lag damit am nächsten an den Werten des BB SH. Der BR hatte eine Zunahme von ca. +40% („force task“) und +110% („position task“) und der m. brachialis von nur +15% („force task“) und +55% („position task“). Die Unterschiede zwischen den Muskeln werden auch hier nicht auf Ermüdung zurückgeführt, sondern auf gelenkabhängige relative Aktivierungen. So wird das gegensätzliche Verhalten des BB SH im Vergleich zu den Ergebnissen von Hunter et al. (2003) von den Autoren auf die modifizierte Ausgangsstellung

zurückgeführt. Bei Rudroff et al. (2005) wurden folgende Veränderungen vorgenommen: 1) Anteversion im Schultergelenk um 90°, so dass der Unterarm bei 90° Ellenbogeneinschlusswinkel nicht horizontal wie bei Hunter et al. (2003), sondern vertikal zum Boden war; 2) keine leichte Abduktion des Oberarms wie bei Hunter et al. (2003); 3) Unterarm supiniert und nicht wie bei Hunter et al. (2003) in Neutral-Nullstellung. Da die beiden Köpfe des BB sowohl Funktionen für die Anteversion als auch für die Supination haben, wird die veränderte Stellung von Schulter- und Radioulnargelenk für die unterschiedlichen Untersuchungsergebnisse verantwortlich gemacht. Der BB hat in der von Rudroff et al. (2005) gewählten Stellung eine kürzere Muskellänge und wird daher eventuell in einem anderen Ausmaß aktiviert. Rotationsmomente am Schultergelenk sind aufgrund der fehlenden Abduktion ebenfalls minimiert und könnten Einfluss auf die Aktivität des BB haben (Rudroff et al., 2005). Mit den unterschiedlichen Bewegungsaufgaben sind daher sowohl unterschiedliche Arbeitsbedingungen als auch unterschiedliche Stabilisationsfunktionen der beiden Bizepsköpfe verbunden, was zu einer unterschiedlichen Beanspruchung führt.

Neben den bisher dargestellten unterschiedlichen Veränderungen der EMG-Parameter der beiden Bizepsköpfe findet sich auch ein vergleichbares Verhalten (Holtermann et al., 2008; Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2007; Williams et al., 2002). Neben den bereits im Zusammenhang mit dem BR dargestellten Ergebnissen, sollen die Befunde von Holtermann et al. (2008) an dieser Stelle ergänzt werden. Hier wurde für beide Köpfe eine signifikante Amplitudenzunahme von 15,4 auf 34,1% (RMS_{max}) bei isometrischer Ellenbogenflexion mit 25% MVC gefunden.

Die Knieextensoren des Oberschenkels sind eine ebenfalls häufig untersuchte Muskelgruppe. Hier fällt der m. rectus femoris durch stärkere Veränderungen auf. Molinari et al. (2006) schließen aus der relativ stärksten Abnahme des Frequenzparameters des m. rectus femoris (-18,3%), dass dieser bei maximalen isokinetischen Knieflexionen stärker ermüdet als der m. vastus lateralis (-12,1%) und medialis (-7,6%). Eine statistische Prüfung der Abnahme für jeden einzelnen Muskel und der Interaktion zwischen MZP und Muskel fehlt.

Kouzaki et al. (1999) fanden bei intermittierenden isometrischen Muskelaktionen mit 100% MVC Ergebnisse, die in die gleiche Richtung weisen. Sie setzten die Frequenzabnahme in Bezug zur Kraftabnahme (in %) und fanden für den m.

rectus femoris eine signifikant stärkere Abnahme (0,379 Hz/%) im Vergleich zu den Vastiköpfen (0,139 und 0,178 Hz/%). Die Abnahme des Frequenzparameters verlief für den m. rectus femoris steiler, was als höhere Ermüdung dieses Muskels interpretiert wird. Zurückgeführt wird die steilere Abnahme auch auf den signifikant höheren Ausgangswert des m. rectus femoris im Vergleich z.B. zum m. vastus medialis (67,2 Hz vs. 58,6 Hz), da vergleichbare Werte am Ende des Beanspruchungsversuchs erreicht wurden. Bei Betrachtung des Amplitudenparameters wurden keine unterschiedlichen Abnahmen gefunden.

Kouzaki et al. (2004) fanden signifikant höhere Amplituden für den m. rectus femoris bei isometrischen Knieextensionen mit sehr geringer Intensität von 2,5% MVC im Vergleich zum m. vastus lateralis und medialis (15 - 20% vs. 4 - 7% für beide Vastiköpfe). Für keinen der Muskeln war eine signifikante Zunahme des Amplitudenparameters im Beanspruchungsverlauf feststellbar, was mit der geringen Intensität, der alternierenden Aktivität (s. Kapitel 2.4.1.1) und dem vorgegebenen Beanspruchungsende nach 60 min begründet werden kann. Der absolute Frequenzparameter nahm für den m. rectus femoris jedoch signifikant ab (um -7 Hz), was einer relativen Veränderung von -12% entsprach. Die beiden Vastiköpfe zeigten keine Veränderung, so dass die relative Abnahme des m. rectus femoris bereits zur Hälfte der Beanspruchungsdauer als auch am Ende signifikant höher war. Die absoluten initialen Frequenzwerte der Muskeln waren vergleichbar (ca. 60 Hz). Aufgrund der Ergebnisse wird dem m. rectus femoris eine höhere Anfälligkeit für Ermüdung zugeschrieben. Bestätigung für diese Annahme wird auch in deutlich stärkeren Schwankungen der generierten Kraft gesehen, wenn bedingt durch Aktivitätswechsel der m. rectus femoris allein aktiv ist (Kouzaki et al., 2004).

Kouzaki & Shinohara (2006) konnten die signifikant höheren Amplitudenwerte für den m. rectus femoris bei einer Beanspruchungsintensität von 2,5% MVC replizieren. Darüber hinaus konnten sie zeigen, dass der Amplitudenparameter, der während einer sich anschließenden isometrischen Maximalkontraktion erfasst wurde, nur für den m. rectus femoris und nicht für die Vastiköpfe signifikant abnahm (um ca. -13%). Diese Amplitudenabnahme korrelierte positiv ($r=.40$; $p<.01$) mit der Abnahme der Maximalkraft (-15% MVC). Frequenzparameter wurden in dieser Studie nicht erhoben.

Erklärungen für die höhere Ermüdbarkeit des m. rectus femoris werden zum einen in seinem relativ hohen FT-Faseranteil gefunden (Kouzaki et al., 1999) und zum anderen in den höheren mechanischen Beanspruchungen dieses relativ kleinen Muskels (ca. 15% des physiologischen Querschnitts aller Knieextensoren) im Vergleich zu den Vastiköpfen (ca. 60% des Querschnitts aller Knieextensoren) (Kouzaki et al., 2004).

Eine weitere untersuchte Muskelgruppe mit Muskeln unterschiedlicher Muskelfaserzusammensetzungen ist die Wadenmuskulatur. Gefen et al. (2002) untersuchten die Effekte von muskulärer Ermüdung auf die Fußstabilität beim Gehen mit High-Heels. Nach beanspruchenden Plantarflexionen (einbeinig im Stand, mit eigenem Körpergewicht) konnte eine stärkere Abnahme des EMG-Frequenzparameters für den m. gastrocnemius lateralis im Vergleich zum m. gastrocnemius medialis festgestellt werden. Die durchschnittliche Differenz der relativen MF (relativiert an den initialen Werten) betrug am Ende der Beanspruchung 36% (die Werte beziehen sich nur auf die Untersuchungsgruppe der High-Heel-Trägerinnen). Absolute Werte werden nicht angegeben. Statistische Kennzahlen fehlen ebenfalls. Die Autoren beschreiben das unterschiedliche Verhalten mit einer „imbalanced acitivity“ der beiden ermüdeten Muskeln. Die auffallende Verschiebung des „center of pressure“ in laterale Richtung beim anschließenden Gang (barfuß) wird auf diese „imbalanced activity“ der beiden ermüdeten synergistisch wirksamen Muskeln zurückgeführt.

Ament et al. (1996) fanden beim Vergleich der Frequenzwerte einer 5 - 10sekündigen isometrischen Muskelaktion, welche direkt vor und nach einer dynamischen Bewegungsaufgabe (Bergauflaufen) ausgeführt wurde, unterschiedliche Abnahmen des Frequenzparameters für die Wadenmuskulatur. Der m. gastrocnemius medialis zeigte im Gegensatz zu Gefen et al. (2002) eine stärkere Abnahme als der m. gastrocnemius lateralis (-26,1 ± 23,4 Hz vs. -21,6 ± 14,0 Hz). Die Abnahme für den m. soleus von -9,2 ± 34,0 Hz war nicht signifikant. Da die Ausgangswerte unterschiedlich waren (m. gastrocnemius medialis 114,0 ± 13,9 Hz; m. gastrocnemius lateralis 91,1 ± 13,9 Hz und m. soleus 74,0 ± 10,4 Hz) waren die relativen Abnahmen zwischen den beiden Gastrocnemiusköpfen kaum unterschiedlich (-18 vs. -16%). Der m. soleus hatte am Beanspruchungsende eine nicht signifikante 7%ige Abnahme. Statistische Kennwerte für Interaktionen wurden nicht angegeben. Eine Diskussion der

unterschiedlichen Abnahmen im Hinblick auf eine unterschiedliche Ermüdung erfolgte ebenfalls nicht.

2.4.2 Stabilisatoren

Es gibt einige wenige Hinweise darauf, dass neben der Ermüdung der Kinetoren auch die Beanspruchung von Stabilisatoren Einfluss auf die Ausführung der Bewegungsaufgabe und die Leistung hat. Bei statischen und dynamischen Muskelaktionen werden auch für Muskeln, welche eine Stabilisationsfunktion gemäß der Bewegungsaufgabe haben, Zunahmen der EMG-Amplitudenparameter und teilweise auch Abnahmen der EMG-Frequenzparameter gefunden (Hunter et al., 2002; Le Bozec & Bouisset, 2004; Michel, 2003; Rudroff et al., 2007).

Hunter et al. (2002) fanden bei isometrischen Ellenbogenflexionen (15% MVC) eine signifikante Zunahme des Amplitudenparameters (aEMG) für den m. deltoideus anterior (von ca. 25 auf 36% sowohl bei „force task“ als auch „position task“; normalisiert an submaximaler Schulterflexion), ohne die mögliche Bedeutung für die Bewegungsaufgabe zu diskutieren.

Rudroff et al. (2005) fanden für den gleichen Muskel ebenfalls bei isometrischen Ellenbogenflexionen (20% MVC), aber veränderter Schulterstellung (s. S. 176) nur eine sehr geringe aber signifikante Zunahme des Amplitudenparameters (aEMG) (von 22 auf 24% („force task“) und von 25 auf 27% („position task“); normalisiert an einer nicht exakt beschriebenen maximalen Bewegungsaufgabe). Die Befunde werden auf eine geringe Notwendigkeit der Stabilisierung bei der gewählten Schulterstellung zurückgeführt und nicht weiter diskutiert.

Rudroff et al. (2007) verglichen die „force task“ und „position task“ der Ellenbogenflexoren in den beiden verschiedenen Schulterstellungen (0 und 90° Anteversion) und fanden für den m. deltoideus anterior zusammengefasst eine signifikante Zunahme des EMG-Amplitudenparameters (aEMG) von 5,1 auf 14,3% und zusätzlich für den m. deltoideus posterior von 3,4 auf 16,4% (normalisiert an maximalen Schulterflexionen und -extensionen). Nur bei der „position task“ hatte die Schulterstellung einen signifikanten Einfluss auf die Zunahme des Amplitudenparameters des m. deltoideus posterior. Die Zunahme war bei horizontalem Unterarm stärker als bei vertikalem. Die Abhängigkeit der Amplitudenzu-

nahme des m. deltoideus anterior von der Schulterstellung, die sich beim Vergleich der Untersuchungen von Hunter et al. (2002) und Rudroff et al. (2005) zeigte, konnte nicht repliziert werden. Darüber hinaus fanden sie bei intramuskulärer Ableitung signifikante Zunahmen für die Muskeln der Rotatorenmanschette, wobei die initialen Werte zwischen 10,7 und 14,2% lagen und die maximalen zwischen 29,7 und 34,0% (normalisiert an maximalen Schulteraußenrotationen). Die Zunahmen betrugen demnach durchschnittlich 20%. Die Schulterstellung hatte den gleichen Effekt wie auf den m. deltoideus posterior. Darüber hinaus waren die Zunahmen bei der „position task“ signifikant stärker als bei der „force task“. Dieser Befund wird auf die notwendige Generierung von Außenrotationsmomenten bei der „position task“ mit horizontalem Unterarm zurückgeführt (0° Anteversion). Die Außenrotationsmomente sind notwendig, um die leichte vorgegebene Abduktion aufrecht zu erhalten (Rudroff et al., 2007). Mit 11,7% war die größte Differenz für den m. infraspinatus feststellbar (27 vs. 15,3%). Die verstärkte Zunahme des mittleren arteriellen Blutdrucks und die relativ kurze Haltezeit bei der „position task“ (5,2 min) im Vergleich zur „force task“ (8,8 min) bei horizontalem Unterarm werden anhand der Ergebnisse auf die resultierende Zunahme der aktiven Muskelmasse zurückgeführt (Rudroff et al., 2007). Passend fand sich bei vertikalem Unterarm zwischen den Aufgabentypen kein Unterschied in der Haltezeit (7,8 und 7,9 min). Die am Schultergelenk stabilisierende Muskulatur kann auch deshalb für die unterschiedlichen Haltezeiten verantwortlich gemacht werden, da der Aufgabentyp keinen Effekt auf die Amplitudenzunahmen der verschiedenen Kinetoren hatte und damit eine aufgabenspezifische intermuskuläre Koordination der Kinetoren als Faktor ausgeschlossen werden kann. Inwieweit bei den Stabilisatoren tatsächlich die Kapazitäten zur Kraftgenerierung eingeschränkt waren, kann nicht beantwortet werden. Die relativ geringen Amplitudenparameter bei erschöpfungsbedingtem Abbruch deuten nicht auf eine hohe Ermüdung hin. Allerdings ist ein direkter Rückschluss von der Höhe der Amplitudenparameter auf die Höhe der Leistungslimitierung nicht möglich (s. Kapitel 3.3.3.5). Rudroff et al. (2007) sprechen wie Hunter et al. (2002) nicht von Ermüdung der Stabilisatoren. Ihrer Meinung nach ist dagegen das notwendige Ausmaß an Aktivierung von Stabilisatoren bedeutsam für die Bewegungsaufgabe. Je mehr

Stabilisationsaufwand eine Bewegungsaufgabe erfordert, desto stärker ist die Leistung, z.B. die Haltezeit bei einer isometrischen Muskelaktion, limitiert.
Deutlich stärkere Amplitudenzunahmen für stabilisierende Muskeln fanden Le Bozec und Bouisset (2004) bei einer beidarmigen isometrischen Druckaufgabe im Stand mit gestreckten Armen und 90° Anteversion im Schultergelenk mit 75% MVC. Es wurden zu zwei Messzeitpunkten zahlreiche Kinetoren und Stabilisatoren abgeleitet. Der erste Messzeitpunkt (MZP 1) ist der Zeitpunkt, an dem die Leistung abzunehmen begann und der zweite Messzeitpunkt (MZP 2) ist der Zeitpunkt des erschöpfungsbedingten Abbruchs der Aufgabe. Nicht nur der m. serratus anterior, der als Haupt-Kinetor angenommen wird, sondern auch der rumpfstabilisierende Muskel m. rectus abdominus, der Hüftflexor m. rectus femoris und der m. trapezius superior, als schulterstabilisierender Muskel und Antagonist bei der Bewegungsaufgabe, zeigten Hinweise auf eine Ermüdung. Lediglich für den Rumpfstabilisator m. erector spinae konnte keine Ermüdung angenommen werden. Der m. rectus abdominus und der m. rectus femoris zeigten beide eine signifikante Zunahme des Amplitudenparameters (RMS) um +30% und +105% zu MZP 1. Zu MZP 2 waren die Zunahmen mit +94% und +234% nochmal deutlich höher. Die Zunahmen waren für den m. rectus femoris stärker als für den m. rectus abdominus. Der Frequenzparameter nahm für beide Muskeln ebenfalls signifikant ab, um -27 und -32% zum MZP 1 und um jeweils -51% zum MZP 2. Die beiden anderen Stabilisatoren zeigten bis zum MZP 1 ebenfalls Amplitudenzunahmen: der m. trapezius superior um +89%, der m. erector spinae um +26%. Bis zum MZP 2 nahmen die Werte jedoch wieder ab, für den m. erector spinae sogar auf die Hälfte des Wertes, der bei Beanspruchungsbeginn gemessen wurde. Der Frequenzparameter nahm nur für den m. trapezius superior ab, jedoch nicht so stark wie für die beiden anderen Stabilisatoren: um -18% zum MZP 1 und um -29% zum MZP 2. Für den m. erector spinae war keine Frequenzabnahme zu verzeichnen, so dass die Amplitudenabnahme nicht auf Ermüdung zurückzuführen ist (s. Kapitel 3.3.3). Die verschiedenen Stabilisatoren ermüden demnach nicht in gleichem Ausmaß. Die Autoren heben die starke Ermüdung von m. rectus abdominus und m. rectus femoris hervor, da deren Frequenzparameter um über -50% reduziert waren. Sie verweisen auf deren Funktion zur Flexion des Rumpfes, diskutieren aber nicht die direkte Bedeutung der Rumpfflexion für die Erbringung der Druckkraft

und eine mögliche Kinetorfunktion. Beiden Muskeln wird ausschließlich eine Stabilisationsfunktion zugeschrieben. Die Ermüdung der stabilisierenden Muskeln wird mit dafür verantwortlich gemacht, dass die Bewegungsaufgabe abgebrochen wird (Le Bozec & Bouisset, 2004).

Dass die Beanspruchung der Stabilisatoren mit der Höhe der Beanspruchung der Kinetoren zusammenhängt, konnte Michel (2003) bei einer dynamischen mehrgelenkigen Bewegungsaufgabe zeigen. Bei der Ausführung von Drop Jumps wurde eine signifikante Aktivitätszunahme für den m. adductor magnus, welcher die Abspreizbewegung des Oberschenkels stabilisiert und eine geradlinige Flexions- und Extensionsbewegung während des Sprungs sichert, gefunden. Interessanterweise war für diesen Stabilisator bei dem Bein mit vor-beanspruchtem m. rectus femoris (durch Elektromyostimulation) im Vergleich zum anderen Bein eine signifikant höhere Muskelaktivität zu finden, was für eine Abhängigkeit der Beanspruchung von Stabilisatoren und Kinetoren spricht.

Abschließend werden noch Befunde der Vor-Beanspruchungsstudie von Chabran et al. (2002), die bereits im Zusammenhang mit der beanspruchungsbedingten Veränderung kinematischer Parameter vorgestellt wurde (s. Kapitel 2.3.2), diskutiert. Ziel der Untersuchung war die Erfassung der Effekte hoch beanspruchter Stabilisatoren auf kinematische Parameter und EMG-Parameter bei Handgelenksflexionen und -extensionen. Am Ende der Vor-Beanspruchung (isometrische Ellenbogenflexionen mit 30% MVC) stellten sie Ermüdung, operationalisiert über die Abnahme des Frequenzparameters (MPF), für die abgeleiteten Stabilisatoren BB (-18%), m. triceps brachii (-38%, aufgrund von Co-Kontraktion während der Vor-Beanspruchungs-Aufgabe) und m. deltoideus anterior (-47%, aufgrund der Stabilisationsfunktion) fest. Der Amplitudenparameter (RMS) nahm für alle Muskeln zu (BB +467%; m. triceps brachii +247%; m. deltoideus anterior +337%). Die Maximalkraft für die Ellenbogenflexion verringerte sich um -24%. Es konnten, bis auf geringe Veränderungen bezüglich des Timings, keine Veränderungen der kinematischen Parameter der Handgelenks-, Schulter-, Ellenbogenbewegungen und der EMG-Parameter der Handgelenksflexoren und -extensoren festgestellt werden. Daher wird angenommen, dass nach der Vor-Beanspruchung keine starken Anpassungen der Aktivierung der stabilisierenden Muskulatur notwendig waren. Geringe Veränderungen betrafen die Reihenfolge der Aktivierungen der Stabilisatoren. Vor

der Vor-Beanspruchung wurde der BB vor dem m. deltoideus anterior aktiviert (bei der Bedingung mit Ellenbogenunterstützung). Nach der Vor-Beanspruchung änderte sich die Reihenfolge. Vor der Vor-Beanspruchung wurde der m. deltoideus anterior vor dem m. triceps brachii aktiviert (bei der Bedingung ohne Ellenbogenunterstützung). Nach der Vor-Beanspruchung wurden beide Muskeln gleichzeitig aktiviert. Hinweise auf eine Zunahme der Grundaktivierung (d.h. der Aktivierung der Stabilisatoren kurz vor den Handgelenksbewegungen, operationalisiert über den EMG-Amplitudenparameter iEMG) waren nur für den BB zu finden (bei der Bedingung mit Ellenbogenunterstützung). Der geringe Amplitudenparameter des BB mit 10 - 14% während der Handgelenksbewegungen weist jedoch auf eine geringe notwendige Kraftgenerierung dieses Muskels während der Bewegungsaufgabe hin. Da Veränderungen im Timing gefunden wurden, kann nicht ausgeschlossen werden, dass das ZNS die Aktivierung der stabilisierenden Muskulatur angepasst hat, um die Auswirkungen der Ermüdung auf die Bewegungsaufgabe gering zu halten (Chabran et al., 2002). In der Diskussion der unerwarteten geringen Effekte weisen die Autoren darauf hin, dass nur ein Teil der stabilisierenden Muskulatur abgeleitet wurde und dass andere Muskeln eventuell stärkere Veränderungen gezeigt hätten (z.B. der BR, dem eine höhere Ermüdbarkeit zugeschrieben wird) (Chabran et al., 2002). Zum Schluss wird auch auf die hohen Standardabweichungen hingewiesen, durch die einige Unterschiede nicht signifikant wurden. Insgesamt wird davon ausgegangen, dass die Kapazitäten zur Kraftgenerierung trotz Ermüdung noch ausreichend waren, um die Stabilisation zu gewährleisten.

2.4.3 Antagonisten

Bei isometrischen Muskelaktionen werden Aktivitätszunahmen auch für antagonistische Muskeln gefunden, was als zunehmende Co-Kontraktion interpretiert wird (im Überblick Côté et al., 2008; Gamet & Maton, 1989; Hunter et al., 2003; Rudroff et al., 2005; Rudroff et al., 2007). Als Ursache wird ein „Ausstrahlen“ der Erregung auf Kortexareale der Antagonisten (Synkinese) diskutiert, welches auf der beanspruchungsbedingten zunehmenden Muskelaktivität beruht (Gandevia, 2001) (s. Kapitel 2.2.3.3). Da mit der Co-Kontraktion eine Verringerung

der Bewegungsökonomie verbunden ist, wird darin teilweise eine Verschlechterung der Koordination gesehen, die zu einer Abnahme der Leistung führen kann (Corcos et al., 2002). Die gefundenen Amplitudenzunahmen sind jedoch relativ gering. Rudroff et al. (2007) fanden bei isometrischer Ellenbogenflexion für den m. triceps brachii eine signifikante Zunahme des Amplitudenparameters von 7 auf 12%. Diese Zunahme war vergleichbar mit der Zunahme anderer am Schultergelenk stabilisierender Muskeln (z.B. m. deltoideus). Bei vergleichbarem Versuchsaufbau wurden auch deutlich geringere signifikante Zunahmen für den m. triceps brachii gefunden: von 5 auf 6% (Rudroff et al., 2005) und von 2 auf 5% (Hunter et al., 2003). Bei dynamischen maximalen Ellenbogenflexionen und -extensionen wurde sogar eine geringe Abnahme des EMG-Amplitudenparameters für den m. triceps brachii im Beanspruchungsverlauf gefunden, so dass nicht generell von einer Zunahme der Co-Kontraktion ausgegangen werden kann (Linnamo et al., 2000). Anzumerken ist auch, dass der m. triceps brachii nicht nur Funktionen für die Ellenbogenextension, sondern auch für die Stabilisation des Schultergelenks hat. Die Aktivitätszunahmen können daher nicht nur auf eine antagonistische Wirkung zur Ellenbogenflexion zurückgeführt werden.

2.4.4 Zusammenfassung der experimentellen Befunde zu Effekten neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination

Die meisten der vorgestellten Studienergebnisse stellen das Konzept einer relativ gleichen Aktivierung von synergistisch wirksamen Muskeln in Frage. Es zeigt sich, dass nicht alle Muskeln bei einer bestimmten Bewegung zur gleichen Zeit aktiviert werden und ihre Aktivität allmählich bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung steigern, was durch gefundene alternierende Aktivitäten besonders deutlich wird. Die alternierende Aktivität von synergistisch wirksamen Muskeln und Muskelköpfen wird als Strategie des motorischen Systems interpretiert, die Ermüdung des Muskelsystems durch kurze Erholungszeiträume einzelner Muskeln zu minimieren, um eine Bewegungsaufgabe möglichst lange realisieren zu können. Teilweise findet sich eine Bestätigung für diese Annahme. Bei relativ höheren Belastungsintensitäten (≥25% MVC) ist von einem vollständigen An- und Ausschalten einzelner Muskeln, welches bei sehr geringen Intensitäten (2,5 und 10% MVC) gefunden wird, nicht mehr auszu-

gehen, sondern von wechselseitigen Aktivitätsreduktionen und -erhöhungen. Aktivitätswechsel können in der zweiten Beanspruchungshälfte zunehmen. Sie können sehr kurz sein und kontinuierlich auftreten, aber auch einmalig über einen längeren Zeitraum. Letzteres wird als Veränderung der Koordinationsstrategie mit dem Ziel der Kompensation interpretiert. Es konnte gezeigt werden, dass diese Veränderung einen Einfluss auf kinematische Parameter des Bewegungsablaufs hat, weshalb die Untersuchung von Voge und Dingwell (2003) hervorzuheben ist, wenngleich ihre Aussagekraft eingeschränkt ist, da es sich um eine Einzelfallstudie handelt. Die Steuerung der Aktivitätswechsel wird auf spinaler Ebene auf der Basis sensorischer Informationen gesehen.

In Vor-Beanspruchungsstudien konnte gezeigt werden, dass hohe Beanspruchungen eines synergistisch wirksamen Muskels prinzipiell kompensiert werden können. Die Kompensationen bestehen in Aktivitätsverlängerungen und -erhöhungen der weniger beanspruchten Muskeln und Muskelköpfe. Aktivitätsverlagerungen sind ebenfalls möglich. Die Veränderungen betreffen dabei Muskeln der Muskelgruppe, welcher der vor-beanspruchte Muskel angehört, bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben auch Muskeln proximaler und distaler Muskelgruppen. Dabei wird auch hier teilweise von einer Veränderung der Bewegungsprogramme gesprochen. Aufgrund dieser Befunde kann generell angenommen werden, dass bei neuromuskulären Beanspruchungen Regulationsprozesse stattfinden, die neben intra- auch zu intermuskulären Kompensationen führen.

In welcher Art und Weise derartige Regulationsprozesse bei Bewegungsaufgaben stattfinden, bei denen keine Vor-Beanspruchung eines Muskels vorliegt und die aufgrund der Höhe der Beanspruchungsintensität Aktivitätswechsel von Muskeln vermutlich nicht erlauben, kann nicht umfassend beantwortet werden. Es zeigt sich lediglich, dass sich die EMG-Parameter synergistisch wirksamer Muskeln und Muskelköpfe bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung unterschiedlich stark verändern können, wobei dem Muskel mit den stärkeren Veränderungen teilweise eine höhere Ermüdung zugeschrieben wird. Als Ursachen werden die Muskelfaserzusammensetzung, der relative Querschnitt und die Bewegungsaufgabe bzw. die Gelenkstellungen, die zu unterschiedlichen relativen Kraftbeiträgen führen können, genannt. Beim Vergleich mehrerer synergistisch wirksamer Kinetoren, lässt sich häufig der Muskel von den

anderen abgrenzen, bei dem von einem relativ hohen FT-Faseranteil ausgegangen werden kann. Bei den Ellenbogenflexoren ist es der BR, für den eine höhere Ermüdbarkeit im Vergleich zum BB angenommen wird, was jedoch nicht durch alle Untersuchungsergebnisse bestätigt werden kann. Bei den Muskeln der unteren Extremität sind es der m. rectus femoris und der m. gastrocnemius, die im Vergleich zu den synergistisch wirksamen Muskeln ihrer jeweiligen Muskelgruppe stärker ermüden. Die eindeutigeren Befunde, die bei Muskeln der unteren Extremität gefunden werden, lassen sich auf deutlichere Unterschiede in der Muskelfaserzusammensetzung der abgeleiteten Muskeln zurückführen (Typ II-Fasern BB vs. BR: 50 - 58%[26] vs. 60%; Typ II-Fasern m. vastus medialis vs. m. vastus lateralis vs. m. rectus femoris: 39 - 56% vs. 53 - 67% vs. 57 - 71%; Typ II-Fasern m. soleus vs. m. gastrocnemius medialis vs. m. gastrocnemius lateralis: 11 - 14% vs. 49% vs. 50 - 57% (Johnson et al., 1973)). Die muskelspezifischen Veränderungen können jedoch nicht nur durch die Muskelfaserzusammensetzung bedingt sein. Am Beispiel des BR konnte gezeigt werden, dass die Belastungsintensität eine Rolle spielen kann. Die Beanspruchungen von BB SH und BB LH scheinen dagegen von der Stellung des Schulter- und Radioulnargelenks abzuhängen. Die Gelenkstellungen bedingen dabei nicht nur die Arbeitsbedingungen der beiden Bizepsköpfe, sondern vermutlich auch die Stabilisationsfunktionen, die sie zusätzlich haben können.

Eine unterschiedlich starke Beanspruchung von synergistisch wirksamen Muskeln kann als notwendige Bedingung für intermuskuläre Kompensationen gesehen werden, da einerseits Kompensationen notwendig werden, wenn mindestens ein Muskel stark beansprucht ist und Kraftverluste zeigt. Andererseits kann davon ausgegangen werden, dass Kompensationen möglich sind, da ein Teil der Muskeln in geringerem Ausmaß beansprucht wird.

Die Aussagekraft und Einschätzung der vorliegenden EMG-Befunde zu Kinetoren und Stabilisatoren wird dadurch erschwert, dass eine prüfende Statistik nicht immer erfolgt und die Diskussion der Ergebnisse im Hinblick auf intermuskuläre Koordinationsveränderungen häufig fehlt. Generell ist die Interpretation von EMG-Daten im Hinblick auf die intermuskuläre Koordination nicht trivial. Eine Aussage über den Kraftoutput eines Muskels ist nicht möglich und

[26] Werden zwei Werte angegeben, beziehen sich die geringeren Werte immer auf tiefliegende Muskelfasern, die höheren Werte auf oberflächliche Muskelfasern.

eine quantitative Abschätzung der Beanspruchungshöhe ist aufgrund zahlreicher Einflussfaktoren auf das EMG-Signal stark eingeschränkt, was im Kapitel 3.3.3 ausführlich dargestellt wird. Bei der Interpretation der Frequenzabnahmen ist z.B. fraglich, inwieweit initiale Werte bei der Beurteilung der Beanspruchungshöhe im Beanspruchungsverlauf berücksichtigt werden müssen. Dieses Problem wird in den vorliegenden Studien nicht diskutiert. Darüber hinaus ist die Einschätzung von Ursachen und der Bedeutung von gefundenen EMG-Veränderungen problematisch, da es zwischen zahlreichen Muskeln Interaktionen gibt (Entstehung sekundärer und tertiärer Momente) und stets nur eine begrenzte Anzahl von Muskeln abgeleitet werden kann. Da die Zunahme der Muskelkraft als auch die Zunahme intramuskulärer Kompensationen bei konstanter Muskelkraft gleiche Effekte auf das EMG-Signal haben können, wird eine kombinierte Analyse des Verhaltens von Amplituden- und Frequenzparametern als notwendig erachtet, um Interpretationsfehler zu vermeiden (s. Kapitel 3.3.3.6). Dies erfolgt bei weitem nicht immer, was kritisch gesehen wird. Darüber hinaus werden Daten zum Bewegungsablauf, welche die Einschätzung von Ursachen und der Bedeutung unterstützen könnten, in den meisten Untersuchungen nicht erhoben und eine mögliche Bedeutung der muskelspezifischen EMG-Veränderungen für die Realisierung der Bewegungsaufgabe wird selten diskutiert. So bleiben viele Fragen über die möglichen Gründe für das muskelspezifische Verhalten der EMG-Parameter unbeantwortet. Eine Interpretation der muskelspezifischen Veränderungen fällt insgesamt sehr knapp und zurückhaltend aus und nicht immer erfolgt eine Diskussion im Hinblick auf Ermüdung oder eine veränderte Koordination. Muskelspezifische EMG-Veränderungen werden häufig lediglich als unterschiedliche Aktivierung oder „imbalanced activity“ beschrieben. Diskussionen zu intermuskulären Kompensationen finden sich bisher vor allem im Rahmen von Vor-Beanspruchungsstudien und Studien zum Alternieren synergistisch wirksamer Muskeln. Ein Grund für den defizitären Forschungsstand zum Auftreten von intermuskulären Kompensationen kann in der eingeschränkten Messbarkeit der Kompensationen gesehen werden. Werden muskelspezifische Veränderungen der EMG-Parameter festgestellt, bedeutet dies noch nicht, dass sie eine kompensatorische Wirkung haben. Erst die gleichzeitige Erfassung von Parametern des Bewegungsablaufs kann die notwendigen Informationen liefern. Dabei bedarf es zudem Überlegungen darüber,

welche Parameter des Bewegungsablaufs vom motorischen System überhaupt stabilisiert werden wollen und auch darüber, welche Funktionen die gefundenen Veränderungen auf muskulärer Ebene für das Lösen der Bewegungsaufgabe haben können.

Es zeigt sich, dass auch verschiedene Köpfe eines Muskels differenziert aktiviert und beansprucht werden, so dass verschiedene Muskelköpfe in Untersuchungen zur intermuskulären Koordination getrennt betrachtet werden können und sollten.

Die Erkenntnisse zur intermuskulären Kompensation und zur muskelspezifischen Beanspruchung von Kinetoren können theoretisch auch auf andere Muskelgruppen übertragen werden, die hoch beansprucht werden. Direkte Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen auf Ebene der Stabilisatoren gibt es kaum. Es zeigt sich lediglich, dass sich das Timing der Aktivierungen von Stabilisatoren bei hoher Beanspruchung dieser (Vor-Beanspruchung) verändern kann. Dadurch könnten Auswirkungen der Ermüdung auf die Bewegungsaufgabe reduziert werden. Werden die Beanspruchungszunahmen verschiedener Stabilisatoren verglichen, so zeigt sich, dass sie bei einer eingelenkigen isometrischen Ellenbogenflexion vergleichbar sind, bei einer mehrgelenkigen Bewegungsaufgabe dagegen sehr unterschiedlich. Die starken Unterschiede bei der mehrgelenkigen Aufgabe, die für eine Veränderung der intermuskulären Koordination sprechen, basieren vermutlich auf den unterschiedlichen Funktionen der abgeleiteten großen Muskelgruppen, worunter auch Kinetorfunktionen möglich sind. Eine Diskussion der Funktionen der verschiedenen stabilisierenden Muskeln wäre daher notwendig, um muskelspezifische EMG-Daten von Stabilisatoren interpretieren zu können. Insgesamt gibt es einige wenige Hinweise darauf, dass auch die Beanspruchung von Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf zunimmt, sowohl bei mehr- als auch bei eingelenkigen Bewegungsaufgaben, statischen und dynamischen Muskelaktionen. Dabei erschweren methodische Einschränkungen (häufig ausschließlich Erfassung der Amplitudenparameter, nicht immer Normalisierung an Maximalkrafttests) die Interpretation der Befunde im Hinblick auf die Höhe der Beanspruchung und das Ausmaß der intramuskulären Kompensationen. Wie stark die Kraftkapazitäten der Stabilisatoren letztlich eingeschränkt sind, kann nicht beantwortet werden. Die teilweise relativ geringen Amplitudenzunahmen deuten auf eine eher moderate Erhöhung

der Aktivierung und damit auf keine sehr hohe Beanspruchung hin. Für eine relativ geringe Beanspruchung spricht auch, dass nach Vor-Beanspruchung der Stabilisatoren keine Hinweise auf die Abnahme der Kraftkapazitäten stabilisierender Muskulatur gefunden werden und dass sogar eine Erholung der Stabilisatoren festgestellt werden kann. Von einer starken Generalisierbarkeit dieser Befunde ist jedoch nicht auszugehen. Die Bewegungsaufgabe, durch welche über die Gelenkstellungen die Arbeitsbedingungen und Stabilisationsfunktionen vorgegeben werden, hat großen Einfluss auf die Beanspruchung der Stabilisatoren, was einzelne Befunde zeigen. Darüber hinaus kann die Beanspruchungshöhe der Stabilisatoren in einem positiven Zusammenhang mit der Ermüdung der Kinetoren stehen. Werden starke Amplitudenzunahmen und zusätzlich Frequenzabnahmen gefunden, wird neben der Ermüdung der Kinetoren auch die Ermüdung der stabilisierenden Muskeln mit dafür verantwortlich gemacht, dass die Bewegungsaufgabe abgebrochen wird. In Untersuchungen, in denen dagegen geringe Amplitudenzunahmen gefunden wurden, wird nicht die Ermüdung, sondern eine hohe Grundaktivierung stabilisierender Muskulatur und die daraus resultierende Erhöhung aktiver Muskelmasse für eine relativ schnelle Abnahme der Leistung verantwortlich gemacht. So wird die längere Haltezeit bei einer „force task“, im Vergleich zu einer „position task“, auch auf die in geringerem Umfang notwendige Aktivierung von Stabilisatoren zurückgeführt.

Untersuchungen zum Einfluss intermuskulärer Kompensationen auf die Stabilisierung von Gelenken sind nicht bekannt. Sind zweigelenkige Kinetoren, die auch Funktionen an zu stabilisierenden Gelenken haben, an den intermuskulären Kompensationen beteiligt, kann die Stabilisierung eingeschränkt sein, wenn keine entsprechenden Gegenregulationen stattfinden.

Die Befunde zur Co-Kontraktion von Agonisten und Antagonisten weisen darauf hin, dass eine leistungseinschränkende Erhöhung der Co-Kontraktion nicht oder nur zu einem geringen Grad stattfindet. Zu beachten ist, dass Antagonisten häufig auch Stabilisationsfunktionen haben, so dass die Zunahme der Beanspruchungen nicht nur auf ihre Antagonistenfunktion zurückgeführt werden kann.

2.5 Zusammenfassung des hypothesenrelevanten Forschungsstandes und Ableitung der allgemeinen Forschungshypothesen

Die vorgestellten experimentellen Befunde weisen darauf hin, dass sich die intermuskuläre Koordination unter neuromuskulären Beanspruchungen verändern kann. Die EMG-Daten lassen auf alternierende Aktivitäten und auf unterschiedlich hohe Beanspruchungen schließen, so dass angenommen werden kann, dass sich die relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln verändern können. Diese Annahme lässt sich durch Untersuchungen, in denen kinematische und dynamische Daten erhoben wurden, bestätigen. Intermuskuläre Kompensationen sind innerhalb einer Muskelgruppe, aber auch zwischen verschiedenen Muskelgruppen möglich. Sie können bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben zu einer kurzzeitig oder dauerhaft veränderten Nutzung kinematischer Freiheitsgrade führen. Über die Effekte auf den Bewegungsablauf von eingelenkigen Bewegungsaufgaben ist nichts bekannt. Intramuskuläre Kompensationen können auch Einfluss auf den Bewegungsablauf nehmen, da sie als eine Ursache für zunehmende Kraftschwankungen gesehen werden. Insgesamt lassen die experimentellen Befunde auf Regulationsprozesse schließen. Einige Autoren sprechen auch von veränderten Koordinationsstrategien oder einer Modifikation der motorischen Programme.

Anhand der theoretischen Grundlagen zu neuromuskulären Beanspruchungen und anhand einiger experimenteller Befunde kann des Weiteren davon ausgegangen werden, dass die motorische Kontrolle beanspruchungsbedingt eingeschränkt sein kann. Fehler in der Bewegungsausführung und unangepasste Korrekturen können die Folge sein. Die Bewegungsausführung unter neuromuskulären Beanspruchungen kann letztlich durch folgende Faktoren beeinflusst sein: 1) Abnahme der Kraftkapazitäten aufgrund der Veränderung der kontraktilen Eigenschaften (s. Kapitel 2.2.2.1) und der Veränderung der Aktivierung auf spinaler und supraspinaler Ebene (s. Kapitel 2.2.2.2 und 2.2.2.3); 2) Verschlechterung der Wahrnehmung von Gelenkstellungen und -bewegungen aufgrund der Reduktion der Empfindlichkeit der Muskelspindeln, einer veränderten zentralen Verarbeitung sensorischer Informationen, eines veränderten Anstrengungsempfindens und der Zunahme von Rauschen (s. Kapitel 2.2.2.3); 3) Zunahme von Kraftschwankungen aufgrund von intramuskulären Kompensa-

tionen (s. Kapitel 2.2.3.2); 4) Veränderung der intermuskulären Koordination (inklusive intermuskuläre Kompensationen) (s. Kapitel 2.2.3.3, 2.3.2 und 2.4.1) . Da jedes Hauptkapitel bereits mit einer ausführlichen Zusammenfassung abgeschlossen wurde, werden zur Ableitung der allgemeinen Forschungshypothesen nur die theoretischen Grundlagen und experimentellen Befunde zusammengefasst, die direkte Bedeutung für diesen Arbeitsschritt haben.

Einschränkungen für die allgemeinen Forschungshypothesen

Da die Art der Bewegungsaufgabe einen großen Einfluss auf die Veränderungen kinematischer Parameter und EMG-Parameter hat, werden die allgemeinen Forschungshypothesen für eine bestimmte Aufgabenklasse formuliert, die in der vorliegenden Arbeit Untersuchungsgegenstand ist: Für eine eingelenkige zyklische Bewegungsaufgabe mit der Vorgabe der Konstanthaltung von Bewegungsdauer und -umfang. Die Effekte werden auf eine zunehmende neuromuskuläre Beanspruchung zurückgeführt, worunter eine Beanspruchungszunahme aufgrund der Zunahme der Belastungsdauer und nicht der Belastungsintensität gemeint ist. Die Belastungsintensität wird als konstant angenommen.

Bewegungsdauer und -umfang eines Bewegungszyklus

Die Leistungsfähigkeit der durch die Bewegungsaufgabe beanspruchten Kinetoren nimmt im Beanspruchungsverlauf kontinuierlich ab. Dies führt dazu, dass die momentan mögliche maximale Kraft sinkt bis auch eine geforderte submaximale Belastungsintensität nicht mehr realisiert werden kann und die Bewegungsaufgabe abgebrochen werden muss. Kraftabhängige Parameter wie Bewegungsdauer und -umfang werden dadurch beeinflusst. Bei gleicher Priorisierung beider Parameter durch eine entsprechende Instruktion wird davon ausgegangen, dass sich beide Parameter unabhängig voneinander verändern können, weshalb zwei Hypothesen formuliert werden.

1) Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass die Bewegungsdauer zunimmt.

2) Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass der Bewegungsumfang abnimmt.

Stabilisierung

Bei einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe sind alle Gelenke, ausgenommen das Gelenk, in dem die Bewegung erfolgt, zu stabilisieren. Das heißt, dass sich alle angreifenden äußeren Kräfte und Muskelkräfte gegenseitig aufheben müssen. Ein Stabilisationsaufwand entsteht u.a. durch zweigelenkige Kinetoren, die an dem zu stabilisierenden Gelenk sogenannte sekundäre Momente generieren. Experimentelle Befunde zur Stabilisation von Gelenken, die gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisieren sind, liegen kaum vor. Direkte Hinweise darauf, dass die Stabilisation von Gelenken im Beanspruchungsverlauf abnehmen kann, liefern lediglich Untersuchungen zu einer mehrgelenkigen Bewegungsaufgabe (Heben einer Last). Weitere indirekte Hinweise liefern Befunde, die eine Zunahme der Variabilität von Gelenktrajektorien zeigen und eine Abnahme der Qualität von arbeits- und sportspezifischen Bewegungsaufgaben. Die theoretischen Grundlagen zur motorischen Kontrolle bei neuromuskulären Beanspruchungen sprechen auch dafür, dass die Stabilisation aufgrund einer eingeschränkten Propriozeption verschlechtert sein kann. Verschlechtert sich die Propriozeption z.B. aufgrund der Abnahme der Empfindlichkeit der Muskelspindeln oder aufgrund einer eingeschränkten zentralen Verarbeitung sensorischer Informationen, können veränderte Gelenkstellungen und -bewegungen entweder nicht oder falsch wahrgenommen werden. Eine beanspruchungsbedingte Veränderung von Gelenkstellungen und -bewegungen, die wahrgenommen werden muss, kann auftreten, wenn einerseits Kraftschwankungen zunehmen und andererseits Veränderungen in der intermuskulären Koordination zweigelenkiger Kinetoren erfolgen. Wird die Aktivierung der Stabilisatoren nicht entsprechend angepasst, resultieren Bewegungen in dem zu stabilisierenden Gelenk. Die Anpassungen können nicht nur eingeschränkt sein, wenn die Propriozeption verschlechtert ist, sondern auch wenn die Kraftkapazitäten der Stabilisatoren so stark reduziert sind, dass Momenten in einer bestimmten Höhe nicht mehr entgegengewirkt werden kann. Eine unterschiedlich starke Beanspruchung von zweigelenkigen Kinetoren und intermuskuläre Kompensa-

tionen können demnach neben der grundsätzlichen Möglichkeit der beanspruchungsbedingten Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren zu einer Abnahme der Stabilisation führen.

> 3) Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung nehmen die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zu.

Drift

Für den Drift einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe kommen zwei Arten in Frage, die getrennt betrachtet werden, da nur die zweite Driftart im Hinblick auf intermuskuläre Kompensationen diskutiert werden kann.

Die erste Driftart basiert auf Amplitudenfehlern der auszuführenden Bewegung, die systematisch in eine Richtung gemacht werden und nicht korrigiert werden. Die vorliegenden Befunde weisen darauf hin, dass Bewegungsumfänge in Gelenken generell besser kontrolliert werden können, als der Gelenkwinkelbereich, in dem sie realisiert werden. Bei neuromuskulären Beanspruchungen kann zudem die abnehmende Leistungsfähigkeit der Kinetoren und ein zunehmendes Anstrengungsempfinden dazu führen, dass eine Bewegung in einen Bereich verschoben wird, in dem bessere Arbeitsbedingungen für die Kinetoren vorliegen.

Die zweite Driftart basiert auf einer veränderten Gelenkstellung des zu stabilisierenden proximalen Gelenks. Die veränderte Gelenkstellung kann daraus resultieren, dass Gelenkstellungen generell, d.h. auch ohne hohe neuromuskuläre Beanspruchungen, schlechter kontrolliert werden können als Gelenkbewegungen. Bei gleichzeitiger Bewegungs- und Stabilisationskontrolle scheint eine Doppelaufgabe vorzuliegen, bei welcher die Wahrnehmung von Positionsveränderungen eingeschränkt ist. Da propriozeptive Informationen bei einem vorhandenen Drift zur Anpassung von Bewegungsumfang und -richtung genutzt werden, wird davon ausgegangen, dass die exakte Positionierung eines zu stabilisierenden Gelenks eine untergeordnete Rolle spielt. Verschlechtert sich die Propriozeption zudem beanspruchungsbedingt, kann vermutet werden, dass der Drift zunimmt. Andererseits kann eine veränderte intermuskuläre Koordination der Kinetoren oder die Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren dazu führen, dass sich die Stellung des zu stabilisierenden Gelenks ver-

ändert. Auch die Ausnutzung besserer Arbeitsbedingungen wird als Ursache für diese Driftart diskutiert.
Da beide Driftarten unabhängig voneinander auftreten können und unterschiedliche Bedeutung für die Interpretation der intermuskulären Koordination haben, werden zwei Hypothesen formuliert.

> 4) Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern.

> 5) Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund einer Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks.

Neuromuskuläre Beanspruchung der Kinetoren
Die neuromuskuläre Beanspruchung von Kinetoren nimmt im Beanspruchungsverlauf zu, da der Ressourceneinsatz zunimmt. Energiereiche Substrate werden zunehmend umgesetzt, die Anzahl rekrutierter Einheiten steigt und die Entladungsrate aktiver Einheiten kann mit Einschränkungen ebenfalls zunehmen. Ganz allgemein kann davon ausgegangen werden, dass für alle synergistisch wirksamen Kinetoren die Beanspruchung zunimmt. Die allgemeinen Forschungshypothesen, die überprüft werden sollen, werden für die drei Kinetoren formuliert, die in der vorliegenden Arbeit bei den zyklisch ausgeführten Ellenbogenflexionen und -extensionen abgeleitet werden.

> 6) Für den m. biceps brachii long head (BB LH) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

> 7) Für den m. biceps brachii short head (BB SH) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

> 8) Für den m. brachioradialis (BR) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

Neuromuskuläre Beanspruchung der Stabilisatoren

Anhand der Befundlage kann davon ausgegangen werden, dass die neuromuskuläre Beanspruchung von Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf zunimmt, auch wenn die Beanspruchung im Vergleich zu den Kinetoren geringer ist. Die Zunahme der Beanspruchung kann nicht nur durch die Zunahme der Belastungsdauer, sondern auch durch die Zunahme der Belastungsintensität bedingt sein, da der Stabilisierungsaufwand aufgrund einer veränderten intermuskulären Koordination zweigelenkiger Kinetoren erhöht sein kann. Die allgemeinen Forschungshypothesen, die überprüft werden sollen, werden für die vier Stabilisatoren der Ab-/Adduktion und der Innen-/ Außenrotation im Schultergelenk formuliert, die in der vorliegenden Arbeit abgeleitet werden.

9) Für den m. deltoideus clavicularis (DL CL) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

10) Für den m. deltoideus acromialis (DL AC) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

11) Für den m. deltoideus spinalis (DL SP) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

12) Für den m. latissimus dorsi (LT) nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu.

Intermuskuläre Koordination der Kinetoren

Es kann davon ausgegangen werden, dass die drei Kinetoren BB LH, BB SH und BR während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht werden. Ein Grund dafür kann in der unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzung gesehen werden. Es gibt Hinweise darauf, dass der BR einen relativ höheren FT-Faseranteil hat als der BB, so dass eine relativ höhere Beanspruchung des BR im Vergleich zu jedem einzelnen Kopf des BB anzunehmen ist. Allerdings sind die Unterschiede nicht sehr

groß und auch die EMG-Befunde bestätigen diese Annahme nicht immer. Werden die beiden Bizepsköpfe einzeln abgeleitet, findet sich kein eindeutiges Verhalten der EMG-Amplitudenparameter von BR und BB SH, da die Zunahmen in einer Untersuchung für den BR und in einer anderen Untersuchung für den BB SH stärker waren. In zwei weiteren Untersuchungen wird nicht von Unterschieden berichtet. Die Amplitudenzunahmen von BR und BB LH waren in allen Untersuchungen vergleichbar. Diese Ergebnisse weisen auch darauf hin, dass die beiden Bizepsköpfe unterschiedlich stark beansprucht werden können, wenngleich drei weitere Studien vorliegen, die eine vergleichbare Beanspruchung zeigen. Es liegen insgesamt nur sehr wenige experimentelle Befunde zum Vergleich der drei Ellenbogenflexoren vor und es zeigt sich, dass die Bewegungsaufgabe Einfluss darauf nimmt, welcher der Ellenbogenflexoren im Vergleich zu den anderen relativ stärker beansprucht wird. Da die Befunde und theoretischen Überlegungen eine Einschätzung des Effekts der gewählten Bewegungsaufgabe nicht zulassen, werden keine gerichteten Hypothesen formuliert.

> 13) BR und BB LH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht.

> 14) BR und BB SH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht.

> 15) BB LH und BB SH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht.

Intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren

Eine unterschiedlich starke Beanspruchung kann auch für die Stabilisatoren angenommen werden. Diese kann neben der Muskelfaserzusammensetzung auf unterschiedlichen Funktionen der Stabilisatoren bei einer bestimmten Bewegungsaufgabe beruhen. Für die Ellenbogenflexionen und -extensionen gibt es keine Anhaltspunkte dafür, welche Stabilisatoren relativ stärker beansprucht werden, weshalb nur eine ungerichtete Hypothese formuliert wird.

> 16) Die Stabilisatoren am Schultergelenk werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht.

3 Eigene experimentelle Arbeiten

3.1 Grundsätzliche Überlegungen zum eigenen experimentellen Ansatz

Das eigene Forschungsinteresse gilt den unmittelbaren systematischen Effekten von neuromuskulären Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und auf die intermuskuläre Koordination, welche dem Bewegungsablauf zugrunde liegt. Die Untersuchung soll Hinweise auf kurzfristige Anpassungen im motorischen System, auf Regulationsprozesse und Kompensationen, liefern. Dazu werden kinematische Parameter und EMG-Daten von Kinetoren und Stabilisatoren erhoben und ausgewertet.

Es wird mit den Bizepscurls eine Bewegungsaufgabe gewählt, über deren Kinetoren und auch Stabilisatoren einige Befunde vorliegen. Die Belastungsintensität beträgt 50% MVC, so dass die Rekrutierungsgrenze der Kinetoren zu Beanspruchungsbeginn noch nicht überschritten ist und neben der Frequenzierung auch die Rekrutierung zur Kompensation auf intramuskulärer Ebene eingesetzt werden kann. Die Bewegungsaufgabe wird dynamisch ausgeführt, da Veränderungen im Bewegungsablauf neben den EMG-Daten bedeutsame Informationen über die intermuskuläre Koordination enthalten. Die Wahl einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe reduziert die Anzahl beteiligter Muskeln und ermöglicht die Untersuchung der Gelenkstabilisation. Da mit dem BB SH und BB LH zweigelenkige Kinetoren an der Bewegungsaufgabe beteiligt sind, können Bewegungen im Schultergelenk auch auf eine veränderte intermuskuläre Koordination der Kinetoren zurückgeführt werden.

Die Hypothesen werden in zwei Experimenten geprüft. Die Hypothesen 1 - 5 zum Einsfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf werden im Experiment I geprüft. Lassen sich Veränderungen in der Bewegungstechnik feststellen, für die Regulationsprozesse und Kompensationen als Erklärung in Frage kommen, wird die gleiche Bewegungsaufgabe in einem zweiten Experiment auch elektromyographisch untersucht. Die Hypothesen 6 - 16 zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination werden somit erst im Experiment II geprüft, wenn die Eignung der Bewegungsaufgabe für die Untersuchung der Forschungsfragen festgestellt werden konnte. Neben der Hypothesenprüfung und Eignungstestung hat das Experiment I auch explorativen Charakter und die Befunde werden zur weiteren

Hypothesengenerierung genutzt. Bezüglich der kinematischen Parameter stellt das Experiment II eine Replikation dar, so dass die Befunde des Experiments I entweder erhärtet oder relativiert werden können.
Die Daten werden nicht nur zu Beginn und am Ende des Beanspruchungsversuchs erhoben, sondern auch zu einem mittleren Zeitpunkt, um Aussagen über den Verlauf von Veränderungen machen zu können. Darüber hinaus soll dadurch die Interpretation im Hinblick auf Kompensationen unterstützt werden, da gefundenen Veränderungen mit höherer Eindeutigkeit eine Kompensationsfunktion zugeschrieben werden kann, wenn zielrelevante Merkmale der Bewegung noch unverändert sind. Letzteres war zur Mitte des Beanspruchungsversuchs zu erwarten.

3.2 Experiment I: Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf von Bizepscurls

3.2.1 Zielstellung des Experiments I

Im Experiment I werden nur kinematische Parameter erhoben. Zentral ist die Untersuchung der Rotations- und Abspreizbewegungen im Schultergelenk. Von Interesse ist, welche Veränderungen auftreten und ob Veränderungen bereits in der ersten Beanspruchungshälfte stattfinden. Wenn zielrelevante Bewegungsmerkmale der Bewegungsaufgabe zu diesem Zeitpunkt noch unverändert sind, können diese Veränderungen im Hinblick auf erfolgreiche Kompensationen interpretiert werden. Wie in Kapitel 3.1 beschrieben, wird die Eignung der Bewegungsaufgabe für die Untersuchung von Regulationsprozessen festgestellt und es werden gegebenenfalls weitere Hypothesen formuliert, die im Experiment II überprüft werden.

3.2.2 Methode des Experiments I

3.2.2.1 Untersuchungsdesign und abhängige Variablen

Für die Untersuchung der Forschungsfragen wurde ein einfaktorielles Messwiederholungs-Design mit dem Messwiederholungsfaktor „Beanspruchung“ („B“) gewählt. Der Faktor „Beanspruchung“ war 3fach gestuft: Beginn (MZP 1),

Mitte (MZP 2) und Ende (MZP 3) des Beanspruchungsversuchs. Der MZP 1 repräsentiert eine Phase mit geringer submaximaler neuromuskulärer Beanspruchung, der MZP 3 repräsentiert eine Phase mit sehr hoher submaximaler bis maximaler neuromuskulärer Beanspruchung (kurz vor dem erschöpfungsbedingten Abbruch). Der MZP 2 ist weniger genau definiert und repräsentiert eine mittlere submaximale Beanspruchung. Er liegt zeitlich in der Mitte des Beanspruchungsversuchs und teilt den Versuch in zwei Beanspruchungshälften. Wie hoch einzelne Ressourcen zu diesem Zeitpunkt tatsächlich beansprucht sind und wie stark die Abnahme der Leistungsfähigkeit bereits ist, kann nicht gesagt werden.
Als abhängige Variablen wurden kinematische Parameter erhoben, die Hinweise auf die Bewegungen von Ellenbogen- und Schultergelenk geben.

Für die Ellenbogenflexion und -extension:

- Zyklusdauer
- Bewegungsumfang
- oberer und unterer Umkehrwinkel

Für die Abspreizbewegungen (Ab-/Adduktion) und Rotationsbewegungen (Innen-/Außenrotation) im Schultergelenk:

- Range des Abspreizwinkels
- Range des Rotationswinkels
- mittlerer Abspreizwinkel
- mittlerer Rotationswinkel

3.2.2.2 Versuchspersonen

Es nahmen 18 Versuchspersonen (26,1 ± 4,9 Jahre) am Experiment I teil, davon 8 weiblich (25,8 ± 6,9 Jahre) und 10 männlich (26,3 ± 2,9 Jahre). Es waren gesunde, krafttrainingserfahrene Erwachsene (vorzugsweise Sportstudenten), welche keine Verletzungen der oberen Extremität und der Schulter in den letzten fünf Jahren hatten. Von der Untersuchung ausgeschlossen wurden Personen, die bereits sehr viel Erfahrung im Umgang mit hohen Belastungsintensitäten und Erschöpfungszuständen im Krafttraining haben (Kraftsportler, Body-

builder, Leistungssportler in kraftdominanten Sportarten), da diese Personen den Zeitpunkt der Erschöpfung für sich eventuell anders definieren als andere Personen. Ein Abbruch der Bewegung könnte vor dem Erschöpfungszeitpunkt zum Beispiel bei bestimmten Veränderungen der Bewegung erfolgen, wenn es so erlernt wurde. Da aufgrund des experimentellen Aufbaus die Bewegungsausführung mit dem rechten Arm erfolgen musste, wurden nur Rechtshänder zugelassen, um die Störvariable „Händigkeit“ und damit verbundene Koordinationseffekte auszuschließen. Es handelt sich um eine Zufallsstichprobe, welche über Aushänge und durch den Umlauf von Listen in Seminaren rekrutiert wurde. Die Versuchspersonen wurden instruiert, am Tag vor der Untersuchung und am Untersuchungstag selbst den rechten Arm nicht hoch zu beanspruchen (durch Krafttraining und sonstige Alltags- und Sportaktivitäten), um die Störvariable „Beanspruchung der Ellenbogenflexoren vor der Untersuchung“ auszuschließen.
Alle Versuchspersonen gaben vor Untersuchungsbeginn ihr schriftliches Einverständnis für die Teilnahme an der Untersuchung. Es wurde ausdrücklich auf die Freiwilligkeit hingewiesen und darauf, dass jederzeit ohne Begründung und ohne entstehende Nachteile die Teilnahme abgesagt werden kann.

3.2.2.3 Bewegungsaufgabe

Die Bewegungsaufgabe kann als zyklische eingelenkige[27] Winkelreproduktionsaufgabe unter konkreten Zeit- und Stabilisationsanforderungen kategorisiert werden. Als Bewegungsaufgabe wurden Ellenbogenflexionen und -extensionen (Bizepscurls) gewählt, für die bestimmte Technikmerkmale festgelegt wurden.
In der Ausgangsposition sitzt die Versuchsperson auf einer Curlbank (s. Abb. 17). Der Oberkörper ist gegen die Auflage gelehnt. Der rechte Arm liegt auf dem Polster auf und befindet sich aufgrund der Schräge des Polsters in einer Anteversion von ca. 45°. Bezüglich der Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation ist er in neutraler Stellung. Auch der Unterarm befindet sich in Neutral-Nullstellung (keine Supination/Pronation). Der linke Arm liegt auf dem Rücken.
Die Versuchspersonen wurden instruiert, Ellenbogenflexionen und -extensionen bis zu bestimmten Umkehrwinkeln auszuführen: Extension bis 140° Ellenbo-

[27] Zur kritischen Auseinandersetzung mit dem Begriff „eingelenkige Bewegungsaufgabe“ s. Kapitel 2.3.2

geneinschlusswinkel, Flexion bis 60°. Damit wurde ein Bewegungsumfang von 80° für jede Bewegungsphase vorgegeben. Die Zeitanforderung wurde durch die Vorgabe einer Bewegungsfrequenz von 1,15 Hz gestellt. Extension und Flexion sollten demnach eine Dauer von jeweils 0,9 s haben. Die Bewegungsaufgabe wurde einarmig (rechter Arm) mit einer Freihantel ausgeführt, so dass eine offene kinematische Kette bestand. Die Stabilisationsanforderung wurde zum einen durch die Vorgabe der Bewegung in der Sagittalebene gestellt, weshalb jede Abspreiz- und Rotationsbewegung im Schultergelenk vermieden werden sollte. Zum anderen sollte die Neutral-Nullstellung des Unterarms beibehalten werden, so dass so genannte Bizeps-Hammercurls ausgeführt wurden. Flexions- und Extensionsbewegungen im Handgelenk sollten ebenfalls vermieden werden. Die Stabilisationsanforderungen betrafen somit das Schulter-, Radioulnar- und Handgelenk. Die Anforderungen im Schultergelenk sind aufgrund auftretender Reibungskräfte durch die Auflage des Oberarms v.a. in Bezug auf die Abspreizbewegung reduziert. Eine Stabilisation in Richtung Anteversion/Retroversion war durch die Auflage des Oberarms nicht notwendig.

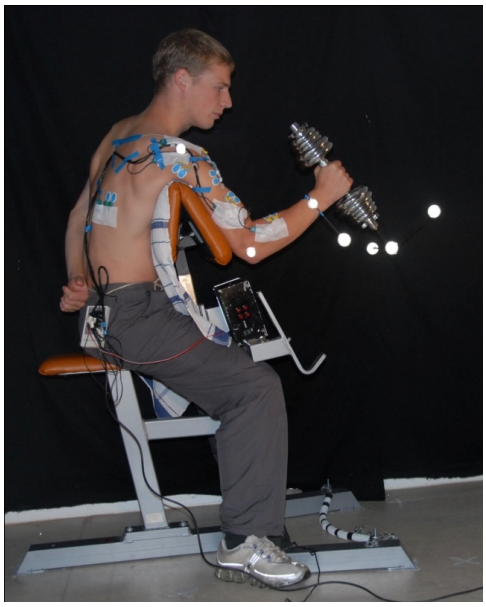

Abb. 17. Ausführung der Bewegungsaufgabe auf der Curlbank. Sichtbar sind die reflektierenden Marker, die der Erfassung der Ellenbogenflexionen und -extensionen und der Abspreiz- und Rotationsbewegungen im Schultergelenk dienten: Auf dem Acromion, der lateralen Epicondyle und neben dem Handgelenk. Zur Erfassung anderer Bewegungen wurden weitere Marker verwendet, deren Auswertung nicht Bestandteil der vorliegenden Arbeit ist. Ebenfalls sichtbar ist die Anbringung der Elektroden im Experiment II.

Die Kinetoren bei dieser Bewegungsaufgabe sind die Ellenbogenflexoren des rechten Armes, welche aufgrund der Wirkung der Schwerkraft während der Ex-

tension exzentrisch und während der Flexion konzentrisch arbeiten. Stabilisationsaufgaben haben Muskeln am Schultergelenk, Rumpf und Oberarm (für die Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation im Schultergelenk) und am Unterarm (für die Pronation/Supination des Unterarms und die Flexion/Extension des Handgelenks).

Die Bewegungsaufgabe ist eine gängige Krafttrainingsübung, welche in unterschiedlichen Ausführungen (frei, auf Curlbank, mit Kurz- oder Langhantel) realisiert wird und für welche unterschiedliche Ausgangspositionen gewählt werden.

Die Belastungsintensität betrug ca. 50% MVC[28]. Durch die Relativierung der Belastungsintensität an der maximalen Leistungsfähigkeit sollten die physiologischen Abläufe und damit die Beanspruchung bei allen Personen ähnlich sein. Konditionell betrachtet, handelt es sich um eine Kraftausdauerbelastung. Die 50% MVC konnten aufgrund der vorliegenden Gewichtsabstufungen der Hantelscheiben nicht exakt realisiert werden. Es wurde stets das nächstmögliche kleinere Gewicht gewählt.

Als Abbruchkriterium wurde der Zeitpunkt der subjektiven Erschöpfung gewählt. Dieses Kriterium wird in Beanspruchungsstudien häufig genutzt. Objektive Kriterien für eine bestimmte Höhe des sehr komplexen Phänomens „neuromuskuläre Beanspruchung“ existieren nicht, so dass ein definiertes Abbruchkriterium im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe nicht realisierbar war. Objektive Kriterien für die Nichterfüllung der Bewegungsaufgabe, z.B. Abnahme des Bewegungsumfangs oder Zunahme der Zyklusdauer auf bestimmte Grenzwerte, wurden nicht verwendet, da bei einer Abnahme der Kraftkapazitäten unterschiedliche Kombinationen möglich sind. Zudem war die Bewegungsausführung unter höchster Beanspruchung Untersuchungsgegenstand. Es kann nicht davon ausgegangen werden, dass bei der Verwendung des gewählten Abbruchkriteriums interindividuell vergleichbare Beanspruchungslevel erreicht wurden, da u.a. psychologische Faktoren (wie Motivation, Umgang mit Schmerz und Erschöpfung) und Vorerfahrungen (z.B. im Krafttraining) eine Rolle spielen. Es erfolgte jedoch eine entsprechende Instruktion und Vorbereitung auf die Situation, um interindividuelle Unterschiede zu minimieren (s. Anhang 4).

[28] Nach deduktivem Beanspruchungsverständnis handelt es sich bereits um eine Beanspruchungsintensität, da die Belastung an der maximalen Leistungsfähigkeit relativiert wurde. Wie im Kapitel 2.2.1 erläutert, wird im Rahmen der vorliegenden Arbeit der Beanspruchungsbegriff jedoch nur im induktiven Sinn verwendet.

3.2.2.4 Untersuchungsablauf

Den Versuchspersonen wurde zunächst der Ablauf der Untersuchung erläutert und die Einverständniserklärung vorgelegt, die zu unterschreiben war. Des Weiteren wurde die Höhe des Polsters der Curlbank der Anthropometrie der Versuchspersonen angepasst.

Der Untersuchungsablauf (s. Abb. 18) bestand aus zwei Aneignungsphasen, die der Aneignung der Technikmerkmale dienten, einem Maximalkrafttest und dem eigentlichen Beanspruchungsversuch, während dem die angeeigneten Technikmerkmale bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung bis zurm erschöpfungsbedingten Abbruch realisiert werden sollten.

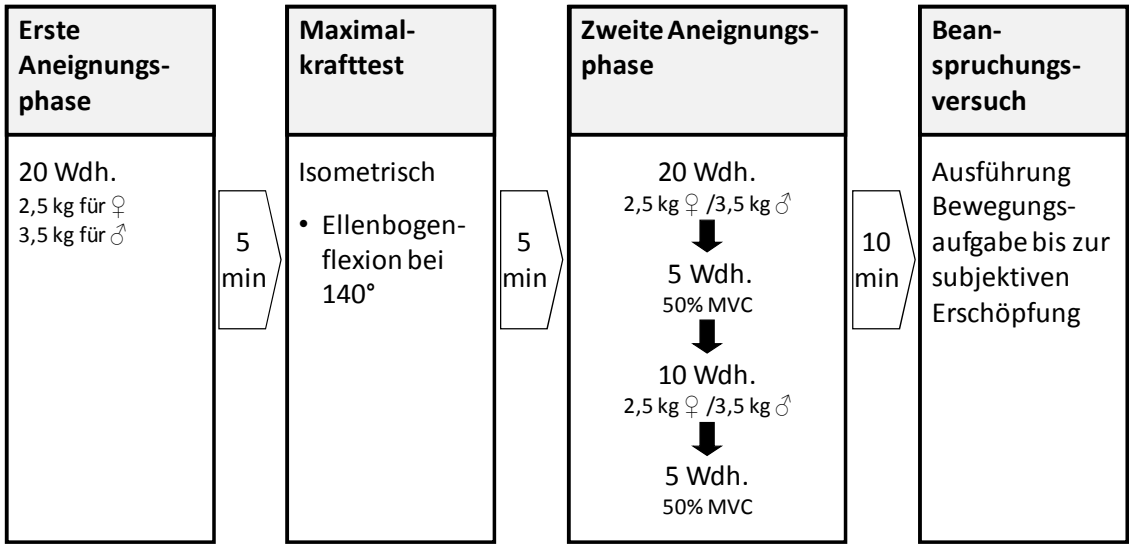

Abb. 18. Untersuchungsablauf Experiment I mit Belastungsintensitäten und Pausenzeiten.

Die Aneignungsphase I hatte für den anschließenden Maximalkrafttest und den Beanspruchungsversuch „erwärmenden“, gewöhnenden (Untersuchungssituation, Sitzposition auf der Curlbank) und vorbereitenden (Aneignung erster Technikmerkmale) Charakter. Es wurde eine geringe Belastungsintensität (2,5 kg für die Frauen, 3,5 kg für die Männer) gewählt. Es wurden 20 Wiederholungen ausgeführt. Die grundsätzliche Bewegungsausführung des Bizeps-Hammercurls sollte kennengelernt werden. Bezüglich der Technikmerkmale wurde lediglich auf die Neutral-Nullstellung des Unterarms, als wesentliches Merkmal des Hammercurls, hingewiesen und darauf geachtet, dass zu Bewegungsbeginn im Schultergelenk keine Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation vorlag. Des

Weiteren sollte das Ellenbogengelenk bei der Extension nicht überstreckt werden, um mögliche Schädigungen am Bewegungsapparat zu vermeiden.
Die Aneignungsphase II diente der Aneignung aller thematisierten Technikmerkmale. Zur Vorgabe der Bewegungsfrequenz (1,15 Hz) wurde ein Metronom eingesetzt. Die Versuchspersonen wurden instruiert, Extension und Flexion jeweils zu dem Zeitpunkt des akustischen Signals zu beenden. Die Bewegung sollte dabei „flüssig“ und ohne Pausen an den Umkehrpunkten ausgeführt werden. Zur Vorgabe des oberen und unteren Umkehrwinkels der Ellenbogenbewegung wurde eine Konstruktion mit zwei Winkeln (mit einem gemeinsamen Scheitel) verwendet. Die Versuchspersonen wurden instruiert, die Bewegung parallel zu der Ebene auszuführen, welche durch die drei Schenkel aufgespannt wurde und die der Sagittalebene entsprach. Während der Aneignungsphase II wurden Korrekturhinweise bezüglich aller Technikmerkmale gegeben. Es wurde darauf hingewiesen, dass weder Metronom noch die Winkelkonstruktion im Beanspruchungsversuch zur Verfügung stehen.
Den Versuchspersonen wurde eine Taktik zur Aneignung von Bewegungsfrequenz und Umkehrwinkeln vorgegeben: Es sollte zunächst die Bewegungsfrequenz angeeignet werden und anschließend bei Beibehaltung der Frequenz die Bewegung bis zu den entsprechenden Umkehrwinkeln realisiert werden.
Um die Wiederholungszahl während der Aneignungsphase relativ hoch und die Beanspruchung gleichzeitig relativ gering zu halten, wurde die Belastungsintensität in 4 Serien variiert (s. Abb. 18). Da sich bezüglich der Aneignung der geforderten Technikmerkmale nicht auf theoretische Hintergründe gestützt werden konnte, wurde eine Aneignung mit verschiedenen Intensitäten und Wiederholungszahlen vor der Untersuchung getestet. Letztlich wurde die Seriengestaltung mit 20-5-10-5 Wiederholungen als geeignet eingeschätzt. Die relativ vielen Wiederholungen mit geringer Intensität zu Beginn gaben den Versuchspersonen ausreichend Möglichkeit zur Aneignung die beiden Technikmerkmale Bewegungsfrequenz und Umkehrwinkel und zur Kontrolle der restlichen Technikmerkmale. Die 5 Wiederholungen mit den 50% MVC wurden als ausreichend für die Anpassung der absoluten Kraft eingeschätzt. Im weiteren Verlauf der Aneignungsphase II konnte die Technik gefestigt werden. Insgesamt wurden 40 Wiederholungen gemacht, was als Kompromiss zwischen einer

möglichst hohen Wiederholungszahl zur Aneignung der Technik und einer möglichst geringen Beanspruchung bei diesem Prozess gesehen werden kann.
Zwischen beiden Aneignungsphasen erfolgte die Bestimmung der isometrischen Maximalkraft (MVC). Die Bestimmung der Maximalkraft beinhaltet eine Reihe messmethodischer Probleme, die versucht wurden, so gering wie möglich zu halten. Nach Fröhlich und Marschall (2001) existieren keine detaillierten Angaben zu spezifischen Aufwärmprozeduren, zu einer zuverlässigen Anzahl von Testserien, zur Bewegungsausführung sowie zu Lern- und Gewöhnungseffekten für eine valide und reliable Messung der Maximalkraft. So erfolgte die Orientierung an gängigen und plausiblen Abläufen. Es wurden drei Tests durchgeführt, zwischen denen 2 min Pause eingehalten wurden. Es wurde mit dem Ellenbogeneinschlusswinkel von 140° der untere Umkehrwinkel der Bewegungsaufgabe gewählt. In diesem Winkel liegen während der Bewegungsaufgabe für die Ellenbogenflexoren die schlechtesten Arbeitsbedingungen vor. Muskellängen und Lastarme sind relativ groß und die Kraftarme relativ gering. Auch experimentelle Befunde bestätigen, dass die Kraft der getesteten Ellenbogenflexoren bei diesem Winkel im Vergleich zu einem mittleren Ellenbogenwinkel relativ gering ist (An, Hui, Morrey, Linscheid & Chao, 1981; Howard et al., 1986; Ismail & Ranatunga, 1978; Kapandji, 1984). Während der dynamischen Bewegungsaufgabe im Beanspruchungsversuch wird die Belastungsintensität von 50% MVC demnach nicht überschritten. Für die Testung der Maximalkraft wurde die Ausgangsposition (für die im Beanspruchungsversuch zu untersuchende Bewegungsaufgabe) eingenommen und in eine Manschette gegriffen, die über eine Kette mit der Kraftmessplatte verbunden war. Die isometrische Ellenbogenflexion sollte ohne Abspreiz- und Rotationsbewegung im Schultergelenk und in Neutral-Nullstellung des Unterarms ausgeführt werden. Zur Vermeidung von Kraftspitzen sollte die Kraft langsam in 3 - 5 s bis zum Kraftmaximum gesteigert werden, welches anschließend kurz gehalten werden sollte. Auf eine Motivation während der Testung wurde verzichtet, um unsystematische Effekte zu vermeiden, die aus einer geringen Standardisierung und aus einer individuellen Reaktion auf Motivation resultieren. Zwischen den Versuchen wurde der erreichte Wert mitgeteilt.
Zwischen der Maximalkrafttestung und der Aneignungsphase II wurden 5 min Pause eingehalten.

Der Beanspruchungsversuch erfolgte nach einer 10 minütigen Pause nach der Aneignungsphase II. Die 10 min sind ausreichend, um KP-Speicher aufzufüllen und den pH-Wert zu normalisieren, vor allem vor dem Hintergrund, dass die vorgeschaltete Beanspruchung submaximal und nicht erschöpfend war. Die Zunahme von KP beträgt 0,5 µmol $g^{-1}s^{-1}$ (Hultman et al., 1981). Nach erschöpfender Belastung ist die KP-Konzentration nach 5 min fast vollständig wieder hergestellt und der pH-Wert erreicht nach 10 min einen Wert von 7,1 (Saugen, Vøllestad, Gibson, Martin & Edwards, 1997).

Die Versuchspersonen wurden vor den Aneignungsphasen und dem Maximalkrafttest mündlich instruiert, vor dem Beanspruchungsversuch schriftlich und mündlich. Die Instruktionen zum Beanspruchungsversuch betrafen zum einen die Ausführung der Bewegungsaufgabe bis zur subjektiven Erschöpfung und zum anderen die Beachtung der einzelnen Technikmerkmale. Es wurde darauf hingewiesen, dass die Einhaltung der Technikmerkmale immer schwerer wird, und dass versucht werden soll, diese so gut wie möglich, einzuhalten. Eine Strategie bezüglich der Einhaltung von Bewegungsfrequenz und Umkehrwinkeln wurde nicht vorgegeben.

3.2.2.5 Datenaufnahme

Dynamische Parameter

Die Bestimmung der isometrischen Maximalkraft der Ellenbogenflexoren erfolgte über eine Kistler-Kraftmessplatte (piezoelektrische Kraftmesszellen).

Kinematische Parameter

Die Erfassung der kinematischen Parameter erfolgte videometrisch unter Verwendung von Körperpunkten und eines kartesischen Koordinatensystems. Dazu wurde der Beanspruchungsversuch mit zwei Kameras (JVC Videokamera des Typs GR-DVL 9700) aufgezeichnet. Die Aufnahmefrequenz der Kameras betrug 50 Hz. Die optischen Achsen der Kameras konvergierten und bildeten einen Winkel von ca. 90° miteinander. Um die Messgenauigkeit (Reduktion von Perspektivfehlern, Verzerrungen und Rauschen) zu erhöhen, wurden die Kameras nach räumlichen Möglichkeiten möglichst weit von der Curlbank entfernt positioniert und der Bildausschnitt (das Observationsvolumen) wurde durch

Einstellung einer großen Brennweite möglichst klein gewählt. Die Kalibrierung des Aufzeichnungssystems erfolgte mit einem Würfel (8 Passpunkte), der das gesamte Observationsvolumen einschloss. Um die Abspreiz- und Rotationswinkel im Schultergelenk bestimmen zu können, wurde das Koordinatensystem (der Würfel) parallel zur Sagittalebene, in der die Bewegung erfolgte, ausgerichtet. Zur Synchronisation der Kameras wurde ein optisches Triggersignal (Leuchtdiode) verwendet, welches während der Aufnahme ausgelöst wurde.
Für die Auswertung der kinematischen Parameter wurden im Hinblick auf die spätere Modellierung von Ober- und Unterarm passive reflektierende Marker (Halbkugeln, beklebt mit Releflexfolie 3M) auf bestimmte anatomisch definierte Körperstellen geklebt. Für das Schulter- und Ellenbogengelenk wurden die Marker auf gut tastbare knöcherne Strukturen nahe der Gelenkdrehachsen geklebt: Für das Schultergelenk auf das Acromion und für das Ellenbogengelenk auf die laterale Epicondyle (s. Abb. 17). Das Segment zwischen beiden Markern wurde als Oberarm definiert. Des Weiteren wurde die Mitte des Unterarms (in lateral-medialer Ausdehnung) ca. 5 cm proximal des Handgelenks markiert (s. Abb. 17). Eine direkte Markierung des Handgelenks war zur Bestimmung des Unterarmsegments im Rahmen der Fragestellungen nicht notwendig und aus erfassungstechnischen Gründen bezüglich der Sichtbarkeit auf beiden Kamerabildern nicht praktikabel, da bei auftretender Dorsalextension im Handgelenk der Marker verdeckt wurde. Das Segment zwischen Ellenbogen- und Handgelenksmarker wurde als Unterarm definiert.
Die Videos wurden mit der Software Simi°Motion 6.0 aufgenommen.

Versuchspersonen-Daten

Es wurden folgende Daten zu den Versuchspersonen per Fragebogen erhoben:

- Persönliche Daten (Name, Anschrift, Alter, Größe, Gewicht, Beruf)
- Ausübung von Sportarten (Gegenwart und Vergangenheit) und Häufigkeit des Trainings
- Ausübung von Krafttraining (Gegenwart und Vergangenheit) (Umfang, Häufigkeit, Inhalte, Ausübung in den letzten 72 Stunden vor der Untersuchung)
- Ausübung Biceps-Hammercurls in der Vergangenheit
- Beanspruchung der Ellenbogenflexoren in den letzten 48 Stunden vor der Untersuchung

- Nach Beendigung des Beanspruchungsversuchs: Priorität der Konzentration auf die einzelnen Technikmerkmale während des Beanspruchungsversuchs (Bewegungsgeschwindigkeit, Bewegungsumfang, Bewegungsebene, Neutral-Nullstellung des Unterarms). Es sollte eine Reihenfolge festgelegt werden.

3.2.2.6 Datenanalyse

Dynamische Parameter

Die isometrische Maximalkraft wurde über den Maximalwert der Kraft-Zeit-Kurve bestimmt. Ausschlusskriterium war ein bei visueller Inspektion erkennbarer ungleichmäßiger Kraftanstieg. Der Maximalwert aller 3 Tests wurde als isometrische Maximalkraft (MVC) definiert.

Kinematische Parameter

Die Analyse der videometrischen Daten erfolgte mit der Software Simi°Motion 6.0. Die Zuordnung der Markermittelpunkte zu Pixeln erfolgte teils automatisch, teils manuell. Der erste Schritt bestand in der automatischen „Punktverfolgung“. Bei diesem bildbasierten Trackingverfahren werden Pixelanordnungen durch die Verwendung von sogenannten Konturdetektoren automatisch gesucht. Konnten Marker bei sehr ungünstigen Kontrasten gar nicht automatisch verfolgt werden, wurden diese direkt manuell bestimmt. Im zweiten Schritt erfolgte für alle Punkte eine manuelle Korrektur. Dies war bei vielen Bewegungsabschnitten notwendig, da der automatisch gesetzte Markermittelpunkt vom tatsächlichen Mittelpunkt abwich, was auf Veränderungen des Lichteinfalls während der Bewegung zurückzuführen ist. Bei einigen Probanden waren manche Marker über bestimmte Bewegungsabschnitte aufgrund von Verdeckungen nicht sichtbar. Das betraf jedoch nicht die Abschnitte der Bewegungsumkehr, so dass in jedem Fall die Zeitpunkte und räumlichen Koordinaten zu den Umkehrpunkten bestimmt werden konnten. Da die Zuordnung der Markermittelpunkte zu Pixeln durch einen einzigen Auswerter erfolgte und der Spielraum für Fehler sehr gering ist, wird die Auswerter-Reliabilität als hoch eingeschätzt.

Durch die Software wurde die räumliche Lage aller Punkte in Form von dreidimensionalen kartesischen Koordinaten bestimmt. Aus den Weg-Zeit-Verläu-

fen der markierten Körperbezugspunkte wurden die kinematischen Parameter berechnet. Es wurde der Ellenbogeneinschlusswinkel als Winkel zwischen Ober- und Unterarm bestimmt (relativer Winkel). Zudem wurden die Segmentwinkel von Ober- und Unterarm zur Sagittalebene bestimmt (absolute Winkel), so dass Aussagen über Abspreiz- und Rotationsbewegungen im Schultergelenk möglich wurden. Die Berechnung der Winkel geschah damit auf der Basis eines geometrischen Modells, welches den menschlichen Arm als ein vereinfachtes System von zwei starren Teilgliedern auffasst, die durch ein Gelenk miteinander verbunden sind (Schmalz, 1993). Die Längsachsen der Teilglieder ergaben sich aus der geradlinigen Verbindung der Markermittelpunkte. Dabei wird die obere Extremität sehr stark vereinfacht. Ober- und Unterarm werden als Strichmodell dargestellt, welches sich aus der Lage der Marker auf der Haut und nicht aus der Lage der Knochen ergibt. Unberücksichtigt bleiben bei der Verwendung dieses stark vereinfachten Modells verschiedene Parameter, die dazu führen können, dass die reale Bewegung von der Modellbewegung abweicht. In Ruhe werden die videometrisch erfassten Winkel allein durch die Muskelquerschnitte (v.a. am Schultergelenk) und durch den Bau des passiven Bewegungsapparates (z.B. Größe der lateralen Epicondyle) beeinflusst. Bei Bewegung nehmen des Weiteren die elastischen Eigenschaften von Gelenken und der Haut (aufgrund von Gelenkwinkelveränderungen, Muskelbewegungen und sog. Schwabbelmassen) und Verlagerungen der Drehachse Einfluss. Da die Marker auf der Haut aufgebracht wurden und sich unabhängig voneinander in Bezug zum Skelett bewegen, entstehen Fehler. Es ist jedoch davon auszugehen, dass die Bewegung von Strichmodell und passivem Bewegungsapparat in enger Beziehung stehen. Grund dafür ist, dass zum einen die Bewegung der Marker aufgrund von Schwabbelmassen als sehr gering eingeschätzt wird, da keine hohen reaktiven Kräfte wie z.B. bei Sprüngen auftreten. Darüber hinaus ist von einer starken Verlagerung der Drehachse des Ellenbogengelenks nicht auszugehen (im Überblick Lemay & Crago, 1996). Für die Untersuchung von Ellenbogenflexionen und -extensionen wird ein derart vereinfachtes Model daher als ausreichend aussagekräftig betrachtet (Reich & Daunicht, 2000). Auch für die Fragestellungen im Zusammenhang mit den Bewegungen im Schultergelenk scheint die Vereinfachung aussagekräftig genug zu sein. Da im Zusammenhang mit den Fragestellungen lediglich die Veränderungen der Parameter bei

zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung interessieren, werden die absoluten Werte der Abspreiz- und Rotationswinkel, die z.B. durch unterschiedliche Muskelquerschnitte beeinflusst sein können, nicht interpretiert. Die Auswirkung von Fehlern auf die Veränderungen im Beanspruchungsverlauf wird als gering eingeschätzt. Es sind vor allem unsystematische Einflüsse zu erwarten, so dass die Variabilität erhöht wird.

Operationalisierung der abhängigen Variablen

Die Auswertung der kinematischen Parameter umfasste drei Messzeitpunkte: Beginn (MZP 1), Mitte (MZP 2) und Ende (MZP 3) des Beanspruchungsversuchs. Für alle abhängigen Variablen (AV) wurden zu jedem Messzeitpunkt Mittelwerte über drei Bewegungszyklen gebildet (s. Abb. 19), um Effekte von Merkmalsfluktuationen zu minimieren. Dieses Vorgehen ist bei der Auswertung dynamischer Muskelaktionen gängig (u.a. Côté et al., 2002; Linnamo et al., 2000; van Dieën et al., 1998). Mehr als drei Bewegungszyklen zu mitteln, ist bei der gewählten Belastungsintensität von 50% MVC nicht sinnvoll, da sich die drei Messzeitpunkte deutlich durch die Beanspruchungshöhe unterscheiden sollten, was im Fall einer relativ geringen Wiederholungszahl eingeschränkt wäre. Die Dauer die Messzeitpunkte ist individuell unterschiedlich, da sie jeweils drei gesamte Bewegungszyklen umfassen.

Zum MZP 1 wurden die Bewegungszyklen 2 bis 4 ausgewertet. Zum MZP 2 wurden die drei mittleren Bewegungszyklen ausgewertet, wobei bei ungerader Wiederholungszahl zwischen dem 1. und 2. Messzeitpunkt eine Wiederholung mehr liegt als zwischen dem 2. und 3. Messzeitpunkt. Zum MZP 3 wurden die letzten drei vollständigen Bewegungszyklen ausgewertet. Der letzte unvollständige und der erste Zyklus wurden nicht berücksichtigt, um mögliche Artefakte auszuschließen. Bei dem ersten Zyklus sind größere Fehler bezüglich der Technikmerkmale zu erwarten, da Korrekturen schwerpunktmäßig erst während der folgenden Wiederholung aufgrund des Feedbacks und der notwendigen Zeit für die Anpassung der Muskelaktivierung zum Tragen kommen. Der letzte Zyklus wurde als unvollständig eingeordnet, wenn die Ellenbogenflexion nur noch über einen sehr geringen Bewegungsumfang von unter 40° realisiert werden konnte. Der letzte Zyklus wurde auch ausgeschlossen, wenn die Ellenbogenflexion mit einer starken Innenrotation einherging und sich die Hand in Richtung

Oberkörpermitte und der zu Hilfe kommenden linken Hand bewegte, da in diesem Fall davon ausgegangen werden konnte, dass die vorgegebenen Technikmerkmale nicht mehr beachtet wurden.

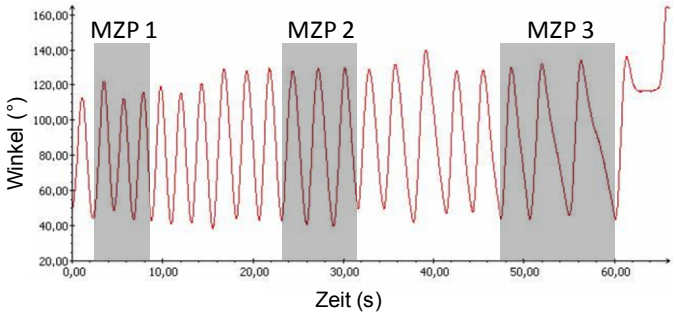

Abb. 19. Verlauf des Ellenbogeneinschlusswinkels einer Versuchsperson während des Beanspruchungsversuchs. Markiert sind die Messzeitpunkte und damit die Bewegungszyklen, die in die Auswertung eingingen.

AV: Zyklusdauer

Die Zyklusdauer wurde aus der Summe von Flexions- und Extensionsdauer gebildet, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes.

AV: Bewegungsumfang

Der Bewegungsumfang ergab sich aus der Summe der Bewegungsumfänge für Flexion und Extension, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes. Der Bewegungsumfang wurde über die Differenz von unterem und oberem Umkehrwinkel bestimmt.

AV: oberer und unterer Umkehrwinkel

Der obere Umkehrwinkel entspricht dem minimalen Ellenbogeneinschlusswinkel, der untere Umkehrwinkel dem maximalen Ellenbogeneinschlusswinkel eines Zyklus, jeweils gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes.

AV: Range des Abspreiz- und Rotationswinkels

Der Range des Abspreizwinkels wurde aus der Differenz zwischen minimalem und maximalem Segmentwinkel des Oberarms zur Sagittalebene während eines Zyklus gebildet, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes (s. Abb. 20).

Der Range des Rotationswinkels wurde aus der Differenz zwischen minimalem und maximalem Segmentwinkel des Unterarms zur Sagittalebene während eines Zyklus gebildet, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes.
Als Maß für die Stabilisierung von Bewegungen im Schultergelenk wurde nicht die Standardabweichung herangezogen, sondern die Differenz zwischen Maximal- und Minimalwert, da der Range der Bewegung für die Diskussion möglicher Konsequenzen (z.B. Verletzungsursachen) aussagekräftiger ist.

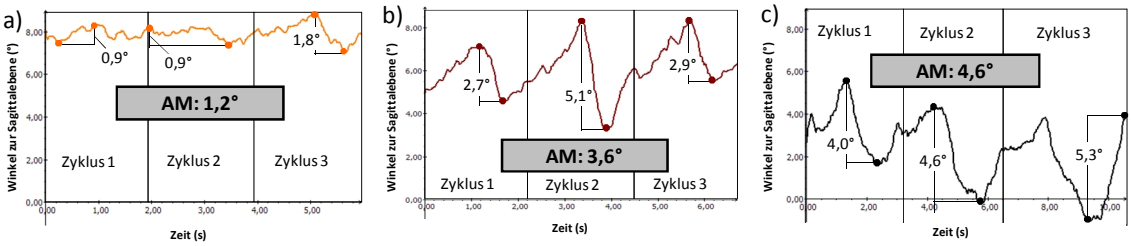

Abb. 20. Verlauf des Abspreizwinkels einer Versuchsperson während der 3 Messzeitpunkte des Beanspruchungsversuchs: a) MZP 1, b) MZP 2, c) MZP 3. Angegeben sind die Rangewerte der einzelnen Zyklen und der mittlere Range (AM) für jeden Messzeitpunkt.

AV: mittlerer Abspreiz- und Rotationswinkel

Der mittlere Abspreizwinkel entspricht dem über einen gesamten Zyklus gemittelten Segmentwinkel des Oberarms zur Sagittalebene, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes.
Der mittlere Rotationswinkel entspricht dem über einen gesamten Zyklus gemittelten Segmentwinkel des Unterarms zur Sagittalebene, gemittelt über die drei Zyklen eines Messzeitpunktes.

3.2.2.7 Statistische Auswertung

Die Analyse der Daten erfolgte mit Hilfe der deskriptiven Statistik und Inferenzstatistik. Es wurde die Software SPSS 17 und 18 verwendet. Zur Überprüfung der Unterschiedshypothesen wurden für alle abhängigen Variablen einfaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung (Faktor „Beanspruchung“, dreifachgestuft) gerechnet. Zusätzlich wurden a priori Annahmen für die Vergleiche von MZP 1 und MZP 3 durch Kontraste (einfaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung) geprüft, da hier die stärksten Effekte erwartet wurden. Zur Erklärung gefundener globaler Effekte wurden post hoc weitere Einzelvergleiche für die beiden Beanspruchungshälften (MZP 1 - MZP 2 und MZP 2 - MZP 3) über

die Berechnung von Innersubjektkontrasten durchgeführt, die bei SPSS bei der Auswahl wiederholter Kontraste ausgegeben werden.

Die statistische Prüfung erfolgte auf einem Signifikanzniveau von 5%. Als Effektgröße wurde das partielle η^2 berechnet.

Zur Überprüfung von Mittelwertsunterschieden zu einem Messzeitpunkt wurden t-Tests für abhängige Stichproben gerechnet. Als Effektgröße wurde hier Cohens *d* berechnet. Bei der Berechnung wurden die Mittelwertsdifferenzen an der gepoolten Streuung relativiert. Die gepoolte Streuung wurde nach folgender Formel berechnet (Leonhart, 2004):

$$SDpool=\sqrt{\frac{(n_1\text{-}1)*SD_1^2+(n_2\text{-}1)*SD_2^2}{n1+n2-2}}$$

Adjustierung des Signifikanzniveaus

Eine Adjustierung des Signifikanzniveaus ist bei multiplen Testverfahren notwendig, um das globale Signifikanzniveau von α einzuhalten. Für das Adjustieren gibt es jedoch kontroverse Meinungen und keine strikten Richtlinien (Bender & Lange, 2001; Bender, Lange & Ziegler, 2002). Eine Adjustierung ist nicht erforderlich, wenn es genügt, das lokale Signifikanzniveau einzuhalten. Auch bei explorativen Studien, die als solche gekennzeichnet werden müssen, und bei post hoc Analysen mit explorativem Charakter wird es nicht unbedingt empfohlen (Bender & Lange, 2001; Bender et al., 2002). Andererseits tritt bei post hoc durchgeführten Einzelvergleichen mit nicht adjustiertem Signifikanzniveau eine Fehlerakkumulation auf, wenn anhand mehrerer Einzeltests eine „globale“ Hypothese überprüft wird bzw. geprüft wird, welche Einzelvergleiche maßgeblich für die „Overall“-Signifikanz verantwortlich sind (Bortz, 2005). Will man dieser Fehlerakkumulation entgegnen, muss adjustiert werden. Die Anwendung einer multiplen Testprozedur ist jedoch vor allem erforderlich, wenn verschiedene Signifikanztests eine inhaltlich zusammenhängende Familie von Tests zur Untersuchung einer Fragestellung darstellen (Bender & Lange, 2001; Bender et al., 2002). Das bedeutet, dass adjustiert werden muss, wenn aus mehreren Tests eine Schlussfolgerung gezogen wird und ein einziger signifikanter Test ausreicht, um die Hypothese zu bestätigen (Bender et al., 2002). Die versuchsbezogene Irrtumswahrscheinlichkeit bleibt durch die Adjustierung auf dem Niveau von α. Bei abhängigen Tests (z.B. Signifikanztests bezüglich mehrerer

Zielvariablen der gleichen Stichprobe) und bei Messwiederholungen (mit Zwischen- und Innersubjektfaktoren) ist eine Einschätzung der versuchsbezogenen Irrtumswahrscheinlichkeit schwierig, da die Abhängigkeitsstruktur der Tests Einfluss nimmt (Bender & Lange, 2001; Bender et al., 2002). Dies führt dazu, dass klare Handlungsrichtlinien für diese Tests schwer zu geben sind (Bender et al., 2002). Generell wird empfohlen, die Notwendigkeit der Adjustierung kritisch zu prüfen und Methoden mit moderater Adjustierung anzuwenden, da ein „blindes" und starkes Adjustieren z.B. nach der Bonferroni-Methode die Testpower unnötigerweise stark reduziert (Bender & Lange, 2001; Bender et al., 2002). Die Irrtumswahrscheinlichkeit für einen β-Fehler steigt demnach mit der Adjustierung.

Aufgrund der generellen Empfehlungen erfolgte in der vorliegenden Arbeit eine Adjustierung nach Benjamini-Hochberg (Benjamini & Hochberg, 1995), wenn verschiedene Signifikanztests inhaltlich als eine zusammenhängende Familie betrachtet werden konnten und ein einziger signifikanter Test ausgereicht hätte, um die allgemeine Forschungshypothese zu bestätigen. Ebenfalls adjustiert wurde bei post hoc Einzelvergleichen, die zur Aufklärung eines F-Test-Ergebnisses dienten. Die Adjustierung nach Benjamini-Hochberg ist ab drei Einzelvergleichen moderater als die Bonferroni-Methode und wurde ausgewählt, um die Irrtumswahrscheinlichkeit für einen β-Fehler nicht unnötig stark zu erhöhen (Benjamini & Hochberg, 1995). In der Ergebnisdarstellung werden die adjustierten p-Werte ($p_{adj.}$) angegeben.

Voraussetzungsprüfungen

Vor der Anwendung der prüfenden Statistik wurden die Voraussetzungen für die einzelnen Verfahren geprüft. Die Voraussetzungen für den T-Test für abhängige Stichproben und die Varianzanalyse mit Messwiederholung sind: Intervallskaliertheit der Daten und Normalverteilung des Merkmals (zu jedem Messzeitpunkt). Für Varianzanalysen mit Messwiederholung stellen die Homogenität der Varianzen zu den einzelnen Messzeitpunkten und die Homogenität der Korrelationen zwischen den einzelnen Stufen (Homogenität der Kovarianzen) weitere Voraussetzungen dar (Bühner & Ziegler, 2009; Köhler, 2004; Rasch, Friese, Hofmann & Naumann, 2006). Beide Voraussetzungen werden mit dem Test auf Sphärizität getestet (Bühner & Ziegler, 2009). Sphärizität bedeutet vereinfacht,

dass die Varianzen bzw. Kovarianzen gleich hoch ausfallen (Bühner & Ziegler, 2009). Ist diese Voraussetzung nicht erfüllt, folgen gravierendere Konsequenzen im Vergleich mit den übrigen varianzanalytischen Voraussetzungen (Bortz, 2005). Um progressiven Entscheidungen entgegen zu wirken, erfolgte daher bei Verletzung der Sphärizitätsannahme, was mit dem Mauchly Test auf Sphärizität geprüft wurde, eine Adjustierung der Zähler- und Nennerfreiheitsgrade nach dem Verfahren von Greenhouse und Geisser (G-G-Korr). Dieses Verfahren kann als konservativ eingeschätzt werden und wurde daher anderen Verfahren (z.B. von Huynh und Feldt) vorgezogen (Rasch et al., 2006).

Vor der eigentlichen statistischen Prüfung wurden alle Variablen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test und Lillieforskorrektur auf Normalverteilung getestet. Die Bedeutung schiefer und kurtotischer Verteilungen für die Anwendung von F- und t-Test ist jedoch uneindeutig. Einerseits wird angenommen, dass die Schiefe stärkere Auswirkung auf den Fehler erster Art als die Kurtosis hat (im Überblick Harwell, Rubinstein, Hayes & Olds, 1992). Andererseits besteht die Annahme, dass schiefe Verteilungen nur einen sehr geringen Einfluss auf diesen Fehler haben (wenige Hundertstel) und lediglich platykurtische Verteilungen eine geringfügige Erhöhung der Irrtumswahrscheinlichkeit bedingen (im Überblick Glass, Peckham & Sanders, 1972; im Überblick Hopkins & Weeks, 1990). Bei leptokurtischen Verteilungen kann die Irrtumswahrscheinlichkeit sogar verringert sein (im Überblick Glass et al., 1972; im Überblick Hopkins & Weeks, 1990). Aussagen darüber, ab welchen Kurtosiswerten auf eine Inferenzstatistik verzichtet werden soll, wurden in der gesichteten Literatur nicht gefunden. Insgesamt werden die Auswirkungen von nicht normalverteilten Daten auf den F- und t-Test vor allem bei gleich großen Stichproben ($n>10$) als gering und vernachlässigbar eingeschätzt (Bortz, 2005; im Überblick Glass et al., 1972; Harwell et al., 1992; Hopkins & Weeks, 1990). Die Varianzanalyse gilt generell gegenüber Verletzungen ihrer Voraussetzungen als robust (Bortz, 2005). Bei robusten Tests besteht nach Bortz (2005) auch bei Verletzungen der Voraussetzungen keine Veranlassung, auf die Anwendung zu verzichten. Aufgrund der fehlenden Eindeutigkeit bezüglich der Beeinflussung der Irrtumswahrscheinlichkeit durch Schiefe und Kurtosis und der generellen Annahme sehr geringfügiger Auswirkungen nicht normalverteilter Daten bei der verwendeten Stichprobe, wurden F- und t-Tests für alle Variablen gerechnet. Für

dieses Vorgehen spricht auch, dass p-Werte nach dem eigenen Verständnis generell vorsichtig interpretiert werden und Effektgrößen zur Unterstützung der Interpretation herangezogen werden. Um dem Leser eine Einschätzung der Daten zu ermöglichen, werden im Anhang 1 (Tab. 1) die Variablen aufgelistet, für die keine Normalverteilung angenommen werden kann. Der Auflistung sind die Werte für Schiefe und Kurtosis zu entnehmen.

3.2.2.8 Operationalisierte und statistische Forschungshypothesen

Die operationalisierten Forschungshypothesen beziehen sich alle auf die eingelenkige zyklische Winkelreproduktionsaufgabe der Ellenbogenflexoren unter den konkreten Zeit- und Stabilisationsanforderungen, welche bis zur subjektiven Erschöpfung ausgeführt wird. Daher wird bei der Hypothesenformulierung zugunsten einer besseren Lesbarkeit auf eine sich wiederholende Beschreibung der Bewegungsaufgabe, für welche die Hypothesen generiert werden, verzichtet. Die Forschungshypothesen sind der Tabelle 3 zu entnehmen. Die statistischen Hypothesen entsprechen globalen Null- und Alternativhypothesen, die durch einfaktorielle Varianzanalysen geprüft wurden. Zusätzlich wurden a priori Annahmen für die Vergleiche von MZP 1 und MZP 3 gemacht, da hier die stärksten Effekte erwartet wurden. Anhand der theoretischen Grundlagen ist keine Ableitung von Hypothesen für differenzierte Veränderungen in den einzelnen Beanspruchungshälften möglich. Wenn die Forschungshypothese durch zwei Tests geprüft wurde und ein einziger signifikanter Test zur Hypothesenbestätigung ausgereicht hätte, ist angegeben, dass eine Adjustierung des Signifikanzniveaus erfolgte.

Tabelle 3

Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen.
r und s entsprechen den Faktorenstufen des Faktors „Beanspruchung“: MZP 1, MZP 2, MZP 3.

	Allgemeine Forschungshypothesen	Operationalisierte Forschungshypothesen	Statistische Forschungshypothesen
1	Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass die Bewegungsdauer zunimmt.	Die Zyklusdauer ist zum MZP 3 höher als zum MZP 1.	H_0: $\mu_{ZD\ r} = \mu_{ZD\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{ZD\ r} \neq \mu_{ZD\ s}$ für mindestens ein Paar r, s <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{ZD\ MZP1} < \mu_{ZD\ MZP3}$
2	Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass der Bewegungsumfang abnimmt.	Der Bewegungsumfang ist zum MZP 3 geringer als zum MZP 1.	H_0: $\mu_{BU\ r} = \mu_{BU\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{BU\ r} \neq \mu_{BU\ s}$ für mindestens ein Paar r, s <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{BU\ MZP1} > \mu_{BU\ MZP3}$
3	Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung nehmen die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zu.	Der Range des Abspreizwinkels oder des Rotationswinkels ist zum MZP 3 größer als zum MZP 1.	H_0: $\mu_{Range\ AB\ r} = \mu_{Range\ AB\ s}$ und $\mu_{Range\ ROT\ r} = \mu_{Range\ ROT\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{Range\ AB\ r} \neq \mu_{Range\ AB\ s}$ oder $\mu_{Range\ ROT\ r} \neq \mu_{Range\ ROT\ s}$ für mindestens ein Paar r, s <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{Range\ AB\ MZP1} < \mu_{Range\ AB\ MZP3}$ oder $\mu_{Range\ ROT\ MZP1} < \mu_{Range\ ROT\ MZP3}$ Adjustierung Signifikanzniveau

4	Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern.	Der obere und untere Umkehrwinkel unterscheidet sich zwischen MZP 1 und MZP 3, wobei die Veränderungen beider Umkehrwinkel in die gleiche Richtung erfolgen.	H_0: $\mu_{ob.\ UW\ r} = \mu_{ob.\ UW\ s}$ und $\mu_{unt\ UW\ r} = \mu_{unt\ UW\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{ob.\ UW\ r} \neq \mu_{ob.\ UW\ s}$ und $\mu_{unt\ UW\ r} \neq \mu_{unt\ UW\ s}$ für mindestens ein Paar r, s wobei für mindestens ein Paar r, s: $\mu_{ob.\ UW\ r} - \mu_{ob.\ UW\ s}$ = positiv und $\mu_{unt.\ UW\ r} - \mu_{unt.\ UW\ s}$ = positiv oder: $\mu_{ob.\ UW\ r} - \mu_{ob.\ UW\ s}$ = negativ und $\mu_{unt.\ UW\ s} - \mu_{unt.\ UW\ s}$ = negativ <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{ob.\ UW\ MZP1} \neq \mu_{ob.\ UW\ MZP3}$ und $\mu_{unt\ UW\ MZP1} \neq \mu_{unt.\ UW\ MZP3}$ wobei: $\mu_{ob.\ UW\ MZP1} - \mu_{ob.\ UW\ MZP3}$ = positiv und $\mu_{unt.\ UW\ MZP1} - \mu_{unt.\ UW\ MZP3}$ = positiv oder: $\mu_{ob.\ UW\ MZP1} - \mu_{ob.\ UW\ MZP3}$ = negativ und $\mu_{unt.\ UW\ MZP1} - \mu_{unt.\ UW\ MZP3}$ = negativ
5	Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund einer Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks.	Der mittlere Abspreizwinkel oder der mittlere Rotationswinkel unterscheidet sich zwischen MZP 1 und MZP 3.	H_0: $\mu_{AB\ r} = \mu_{AB\ s}$ und $\mu_{ROT\ r} = \mu_{ROT\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{AB\ r} \neq \mu_{AB\ s}$ oder $\mu_{ROT\ r} \neq \mu_{ROT\ s}$ für mindestens ein Paar r, s <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{AB\ MZP1} \neq \mu_{AB\ MZP3}$ oder $\mu_{ROT\ MZP1} \neq \mu_{ROT\ MZP3}$ Adjustierung Signifikanzniveau

3.2.3 Ergebnisse des Experiments I

Die Ergebnisdarstellung wird durch Grafiken und Tabellen unterstützt. Die Tabellen enthalten die Mittelwerte und Standardabweichungen der abhängigen Variablen zu den einzelnen Messzeitpunkten und die statistischen Kennwerte für die globale Hypothese (dunkelgrau unterlegt), die a priori Annahmen (hellgrau unterlegt) und für die post hoc Einzelvergleiche. Die Einzelvergleiche entsprechen den Innersubjektkontrasten einer einfaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung, die bei SPSS bei der Auswahl wiederholter Kontraste ausgegeben werden.

Maximalkraft

Die isometrische Maximalkraft für die Ellenbogenflexion bei einem Ellenbogenwinkel von 140° betrug durchschnittlich 143,2 ± 59,4 N (14,6 ± 6,1 kg). Die Männer hatten eine durchschnittliche isometrische Maximalkraft von 186,5 ± 42,4 N (19,0 ± 4,3 kg), die Frauen von 89,1 ± 15,7 N (9,1 ± 1,6 kg).

Wiederholungen während des Beanspruchungsversuchs

Im Beanspruchungsversuch wurden durchschnittlich 33,2 ± 9,8 Wiederholungen realisiert. Die Männer realisierten durchschnittlich knapp 10 Wiederholungen weniger als die Frauen (28,9 ± 9,0 vs. 38,5 ± 8,5).

Dauer des Beanspruchungsversuchs

Durchschnittlich dauerte der Beanspruchungsversuch 74,5 ± 21,5 s. Die Männer hatten eine um 23,6 s kürzere Beanspruchungsdauer als die Frauen (64,0 ± 16,9 s vs. 87,6 ± 19,9 s).

Normalverteilungsprüfung

Für fünf Variablen kann keine Normalverteilung angenommen werden (s. Tab. 1 im Anhang 1). Drei dieser Variablen haben eine platykurtische Verteilung, was am kritischsten für die Anwendung von F- und t-Tests angesehen wird, davon eine (oberer Umkehrwinkel zum MZP 3) mit einem Wert über -1[29].

[29] Es wurden in der gesichteten Literatur keine konkreten Angaben dazu gefunden, ab welchem Wert auf die Anwendung von F- und t-Tests verzichtet werden sollte.

Zyklusdauer: Die Hypothese 1 wird bestätigt

Die Zyklusdauer (s. Abb. 21) verändert sich signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{ZD\ r} \neq \mu_{ZD\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 4: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die Zyklusdauer zunimmt (+0,7 s) (s. Tab. 4: b), so dass $\mu_{ZD\ MZP1} < \mu_{ZD\ MZP3}$. Die Hypothese 1 wird damit bestätigt. Bereits zu MZP 1 ist sowohl die Flexionsdauer mit 1,0 ± 0,1 s als auch die Extensionsdauer mit 1,1 ± 0,2 s etwas länger als die vorgegebenen 0,9 s.

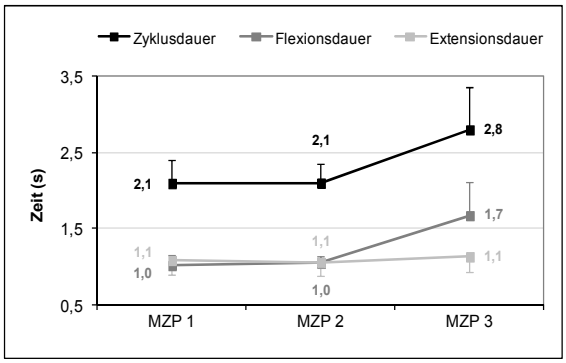

Abb. 21. Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer.

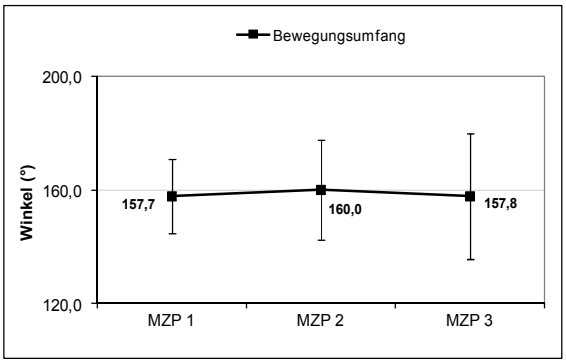

Abb. 22. Bewegungsumfang.

Die Einzelvergleiche zeigen nur für die zweite Beanspruchungshälfte eine signifikante Zunahme der Zyklusdauer (s. Tab. 4: d). Bei differenzierter Betrachtung der Flexions- und Extensionsdauer wird deutlich, dass die Zunahme der Zyklusdauer ausschließlich auf der Zunahme der Flexionsdauer in der zweiten Beanspruchungshälfte beruht (s. Tab. 4: g).

Tabelle 4

Statistische Kennwerte für die Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer (in s).

	Faktor, Faktor-stufen	**Zyklusdauer**		**Flexionsdauer**		**Extensionsdauer**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,1;\ 18,3;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=22,532; p<.001; η^2=.570[(a)]		$F_{(1,1;\ 18,0;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=30,974; p<.001; η^2=.646[(e)]		$F_{(1,3;\ 21,5;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=2,813; p=.101; η^2=.142[(h)]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**2,1 ± 0,3** **2,8 ± 0,6**	$F_{(1;\ 17)}$=21,316, p<.001; η^2=.556[(b)]	-	-	-	-
Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**2,1 ± 0,3** **2,1 ± 0,3**	$F_{(1;\ 17)}$=0,006; $p_{adj.}$>.999; η^2=.000[(c)]	**1,0 ± 0,1** **1,0 ± 0,1**	$F_{(1;\ 17)}$=1,473; $p_{adj.}$=.484; η^2=.080[(f)]	**1,1 ± 0,2** **1,1 ± 0,2**	-
	MZP 2 MZP 3	**2,1 ± 0,3** **2,8 ± 0,6**	$F_{(1;\ 17)}$=25,438; $p_{adj.}$<.001; η^2=.599[(d)]	**1,0 ± 0,1** **1,7 ± 0,4**	$F_{(1;\ 17)}$=33,921; $p_{adj.}$<.001; η^2=.666[(g)]	**1,1 ± 0,2** **1,1 ± 0,2**	-

Beachte: „B“ wird in allen Tabellen als Abkürzung für den Faktor „Beanspruchung“ verwendet.

Bewegungsumfang: Die Hypothese 2 wird nicht bestätigt

Der Bewegungsumfang (s. Abb. 22), der zwischen 157,7 ± 13,1° und 160,0 ± 17,7° beträgt und damit sehr nah gemäß der Vorgabe realisiert wird, verändert sich im Beanspruchungsverlauf nicht ($F_{(1,4;\ 24,2;\ \text{G-G-Korr})}$=0,246, p=.708, η^2=.014), so dass $\mu_{BU\ r} = \mu_{BU\ s}$ für alle r, s. Die Hypothese 2 wird damit nicht bestätigt.
Die Standardabweichung ist zu MZP 3 mit 22,0° höher als zu MZP 2 mit 17,7° und MZP 1 mit 13,1°.

Range des Abspreizwinkels: Die Hypothese 3 wird bestätigt

Der Range des Abspreizwinkels (s. Abb. 23) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 5: a), so dass $\mu_{Range\ AB\ r} \neq \mu_{Range\ AB\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der Range des Abspreizwinkels zunimmt (+4,2°) (s. Tab. 5: b), so dass $\mu_{Range\ AB\ MZP1} < \mu_{Range\ AB\ MZP3}$. Die Hypothese 3 wird damit bestätigt.

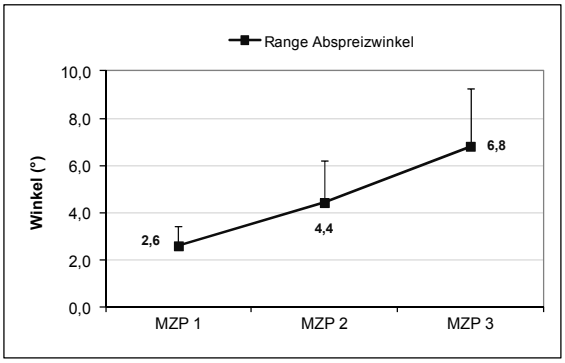

Abb. 23. Range des Abspreizwinkels.

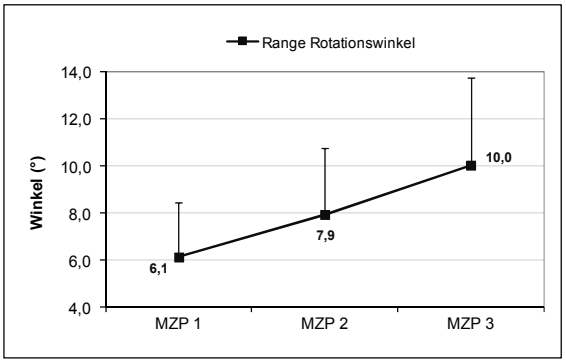

Abb. 24. Range des Rotationswinkels.

Tabelle 5

Statistische Kennwerte für den Range des Abspreiz- und Rotationswinkels (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**Range Abspreizwinkel**		**Range Rotationswinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,5;\ 25,0;\ \text{G-G-Korr})}$=44,459; $p_{adj.}$<.001; η^2=.723[a]		$F_{(2;\ 34)}$=6,978; $p_{adj.}$=.003; η^2=.291[e]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**2,6 ± 0,9** **6,8 ± 2,4**	$F_{(1;\ 17)}$=55,32; $p_{adj.}$<.001; η^2=.765[b]	**6,1 ± 2,4** **10,0 ± 3,7**	$F_{(1;\ 17)}$=11,832; $p_{adj.}$=.003; η^2=.410[f]
Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**2,6 ± 0,9** **4,4 ± 1,8**	$F_{(1;\ 17)}$=24,553; $p_{adj.}$<.001; η^2=.591[c]	**6,1 ± 2,4** **7,9 ± 2,8**	$F_{(1;\ 17)}$=6,121; $p_{adj.}$=.048; η^2=.265[g]
	MZP 2 MZP 3	**4,4 ± 1,8** **6,8 ± 2,4**	$F_{(1;\ 17)}$=39,206; $p_{adj.}$<.001; η^2=.698[d]	**7,9 ± 2,8** **10,0 ± 3,7**	$F_{(1;\ 17)}$=3,002; $p_{adj.}$=.202; η^2=.150[h]

Die Einzelvergleiche zeigen eine signifikante Zunahme in beiden Beanspruchungshälften (s. Tab. 5: c, d). Die Abbildung 20 zeigt am Beispiel einer Versuchsperson den Verlauf der Range-Zunahme im Beanspruchungsverlauf.

Range des Rotationswinkels: Die Hypothese 3 wird bestätigt

Der Range des Rotationswinkels (s. Abb. 24) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 5: e), so dass $\mu_{\text{Range ROT } r} \neq \mu_{\text{Range ROT } s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der Range des Rotationswinkels zunimmt (+3,9°) (s. Tab. 5: f), so dass $\mu_{\text{Range ROT MZP1}} < \mu_{\text{Range ROT MZP3}}$. Die Hypothese 3 wird damit nochmals bestätigt.

Die Einzelvergleiche zeigen nur für die erste Beanspruchungshälfte eine signifikante Zunahme (s. Tab. 5: g).

Der Range des Rotationswinkels ist zu jedem Messzeitpunkt signifikant höher als der Range des Abspreizwinkels ($t_s \geq 3{,}453$; $p_s \leq .002$; $d_s \geq 0{,}999$).

Oberer und unterer Umkehrwinkel: Die Hypothese 4 wird nicht bestätigt

Der obere Umkehrwinkel (s. Abb. 25) verändert sich signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 6: a), so dass $\mu_{\text{ob. UW } r} \neq \mu_{\text{ob. UW } s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste zeigen jedoch, dass die Zunahme von 3,5° zwischen MZP 1 und MZP 3 knapp nicht signifikant wird (s. Tab. 6: b), so dass $\mu_{\text{ob. UW MZP1}} = \mu_{\text{ob. UW MZP3}}$. Die Hypothese 4 wird daher nicht bestätigt.

Der untere Umkehrwinkel (s. Abb. 25) verändert sich nicht signifikant (s. Tab. 6: e), so dass $\mu_{\text{unt. UW } r} = \mu_{\text{unt. UW } s}$ für alle r, s.

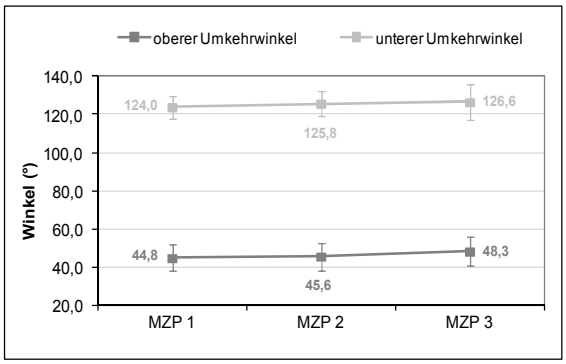

Abb. 25. Oberer und unterer Umkehrwinkel.

Tabelle 6

Statistische Kennwerte für den oberen und unteren Umkehrwinkel (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**oberer Umkehrwinkel**		**unterer Umkehrwinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(2;\,34)}$=3,282; p=.050, η^2=.162[(a)]		$F_{(1{,}49;\,25{,}3;\,\text{G-G-Korr})}$=1,545; p=.232; η^2=.083[(e)]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**44,8 ± 7,0** **48,3 ± 7,6**	$F_{(1;\,17)}$=3,931; p=.064; η^2=.188[(b)]	**124,0 ± 5,9** **126,6 ± 9,3**	-
Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**44,8 ± 7,0** **45,6 ± 7,2**	$F_{(1;\,17)}$=0,489; $p_{adj.}$=.988; η^2=.028[(c)]	**124,0 ± 5,9** **125,8 ± 6,8**	-
	MZP 2 MZP 3	**45,6 ± 7,2** **48,3 ± 7,6**	$F_{(1;\,17)}$=4,519; $p_{adj.}$=.096; η^2=.210[(d)]	**125,8 ± 6,8** **126,6 ± 9,3**	-

Auch die Einzelvergleiche zeigen für den oberen Umkehrwinkel in keiner der beiden Beanspruchungshälften eine signifikante Zunahme (s. Tab. 6: c, d). Auffällig ist, dass die Umkehrwinkel nicht den vorgegebenen Winkeln von 60° und 140° entsprechen. Die Winkel sind jeweils um ca. 15° geringer, so dass die Bewegung insgesamt bei kleineren Ellenbogeneinschlusswinkeln realisiert wurde.

Mittlerer Abspreizwinkel: Die Hypothese 5 wird bestätigt

Der mittlere Abspreizwinkel (s. Abb. 26) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 7: a), so dass $\mu_{AB\ r} \neq \mu_{AB\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass sich beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der mittlere Abspreizwinkel unterscheidet (s. Tab. 7: b), so dass $\mu_{AB\ MZP1} \neq \mu_{AB\ MZP3}$. Die Hypothese 5 wird damit bestätigt. Die Abnahme des mittleren Abspreizwinkels bedeutet, dass zu MZP 3 eine durchschnittlich stärkere Adduktion (+2,4°) vorliegt als zu MZP 1.

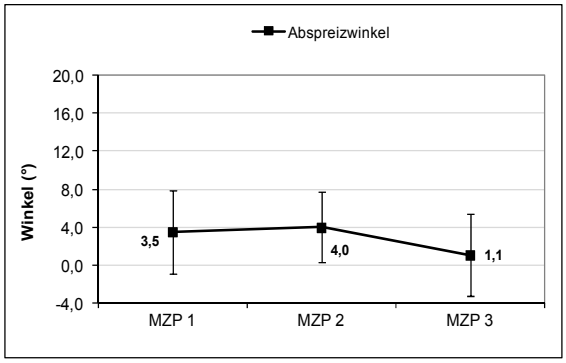

Abb. 26. Mittlerer Abspreizwinkel.

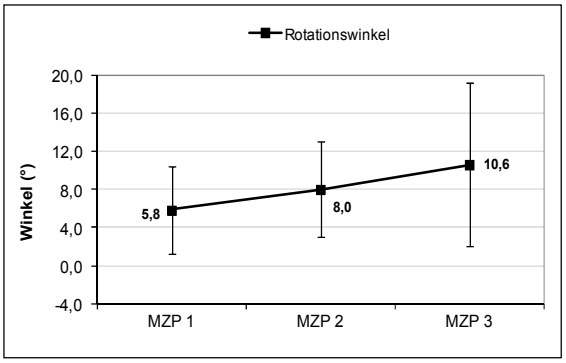

Abb. 27. Mittlerer Rotationswinkel.

Die Abnahme des mittleren Abspreizwinkels im Beanspruchungsverlauf wird anhand der Abbildung 20, welche die Werte einer Versuchsperson zeigt, deutlich.

Über die absolute Adduktion kann keine Aussage getroffen werden, da die tatsächlichen Gelenkstellungen nicht bestimmt werden konnten (s. Kapitel 3.2.2.6). Aufgrund des Wertes von 3,5° zu MZP 1, kann angenommen werden, dass keine große Abweichung von der vorgegebenen Neutral-Nullstellung vorliegt.

Die Einzelvergleiche zeigen dass die geringfügige Zunahme von 0,5° in der ersten Beanspruchungshälfte nicht signifikant wird (s. Tab. 7: c). Die Abnahme von 2,9° in der zweiten Beanspruchungshälfte wird signifikant (s. Tab 7: d).

Tabelle 7

Statistische Kennwerte für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**mittlerer Abspreizwinkel**		**mittlerer Rotationswinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,2;\ 21,2;\ \text{G-G-Korr})}$=13,818; $p_{adj.}$=.002; η^2=.448[(a)]		$F_{(1,1;\ 19,1;\ \text{G-G-Korr})}$=8,132; $p_{adj.}$=.016; η^2=.324[(e)]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**3,5 ± 4,4** **1,1 ± 4,3**	$F_{(1;\ 17)}$=9,54; $p_{adj.}$=.007; η^2=.359[(b)]	**5,8 ± 4,6** **10,6 ± 8,5**	$F_{(1;\ 17)}$=8,822; $p_{adj.}$=.009; η^2=.342[(f)]
Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**3,5 ± 4,4** **4,0 ± 3,7**	$F_{(1;\ 17)}$=0,895; $p_{adj.}$=.714; η^2=.050[(c)]	**5,8 ± 4,6** **8,0 ± 5,0**	$F_{(1;\ 17)}$=10,089; $p_{adj.}$=.006; η^2=.372[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**4,0 ± 3,7** **1,1 ± 4,3**	$F_{(1;\ 17)}$=43,471; $p_{adj.}$<.001; η^2=.719[(d)]	**8,0 ± 5,0** **10,6 ± 8,5**	$F_{(1;\ 17)}$=5,803; $p_{adj.}$=.028; η^2=.254[(h)]

Mittlerer Rotationswinkel: Die Hypothese 5 wird bestätigt

Der mittlere Rotationswinkel (s. Abb. 27) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 7: e), so dass $\mu_{ROT\ r} \neq \mu_{ROT\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass sich beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der mittlere Rotationswinkel unterscheidet (s. Tab. 7: f), so dass $\mu_{ROT\ MZP1} \neq \mu_{ROT\ MZP3}$. Die Hypothese 5 wird damit nochmals bestätigt. Die Zunahme des mittleren Rotationswinkels bedeutet, dass zu MZP 3 eine durchschnittlich stärkere Innenrotation (+4,8°) vorliegt als zu MZP 1.

Auch über die absolute Innenrotation kann keine Aussage getroffen werden. Von einer starken Abweichung von der Neutral-Nullstellung kann auch hier aufgrund des Wertes von 5,8° zu MZP 1 nicht ausgegangen werden.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass der Rotationswinkel in beiden Beanspruchungshälften signifikant zunimmt (s. Tab. 7: g, h).

3.2.4 Diskussion der Ergebnisse des Experiments I und Ableitung weiterer allgemeiner Forschungshypothesen

In diesem Kapitel erfolgt keine vollständige Diskussion der Ergebnisse des Experiments I, da die Ursachen für gefundene Veränderungen ausführlich zusammen mit den Ergebnissen des Experiments II im Kapitel 3.3.6 diskutiert werden. Detailliert dargestellt werden die Konsequenzen für das Untersuchungsdesign des Experiments II.
Die Veränderungen der direkt von den Kraftkapazitäten der Kinetoren abhängigen Parameter Zyklusdauer und Bewegungsumfang deuten darauf hin, dass die Einhaltung des vorgegebenen Bewegungsumfangs eine höhere Priorität hatte, da er auch zum MZP 3 unverändert war. Die Hypothese 2 konnte nicht bestätigt werden.

> Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung entgegen der Erwartung nicht dazu, dass der Bewegungsumfang abnimmt.

Die Winkelreproduktion bezüglich der Ellenbogenflexionen und -extensionen scheint daher relativ unabhängig von der Beanspruchung zu sein. Die Standardabweichung nahm jedoch von 13,1 auf 22,0° zu, was für eine höhere Variabilität bei der Umsetzung des vorgegebenen Umfangs spricht. Betrachtet man die individuellen Veränderungen, so ließen sich Zunahmen zwischen 10 und 38° (7 Vpn) und Abnahmen zwischen 1 und 42° (11 Vpn) finden.
Die Zyklusdauer nahm in der zweiten Beanspruchungshälfte signifikant um 0,7 s zu, was auf die Zunahme der Flexionsdauer zurückgeführt werden kann. Die Hypothese 1 konnte bestätigt werden.

> Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass die Bewegungsdauer zunimmt.

Es bestätigt sich zudem, dass konzentrische Muskelaktionen stärker durch eine Abnahme der Kraftkapazitäten beeinflusst sind als exzentrische.

Im Hinblick auf die intra- und intermuskulären Kompensationen kann angenommen werden, dass diese während der gesamten ersten Beanspruchungshälfte ausreichend waren. Weder Bewegungsumfang noch Zyklusdauer waren verändert, so dass die Kraftkapazitäten der Kinetoren zum MZP 2 noch hoch genug waren, um die geforderte Leistung zu realisieren. Anhand der theoretischen Grundlagen und experimentellen Befunde kann angenommen werden, dass zu diesem Zeitpunkt neben intra- auch intermuskuläre Kompensationen stattgefunden haben. Dafür spricht zum einen, dass Aktivitätswechsel bereits ab Beginn einer Bewegungsaufgabe mit geringerer Belastungsintensität (10 und 25% MVC) gefunden wurden (Holtermann et al., 2008; Tamaki et al., 1998). Zum anderen ließen sich Hinweise auf Unterschiede in der relativen Beanspruchungshöhe synergistisch wirksamer Muskeln bereits in der ersten Beanspruchungshälfte finden und das auch bei Belastungsintensitäten unter 50% MVC (2,5 und 30% MVC) (Kouzaki et al., 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993). Daher können Veränderungen kinematischer Parameter, die bereits zum MZP 2 festgestellt wurden, im Hinblick auf intermuskuläre Kompensationen interpretiert werden.
Entgegen den Erwartungen konnte kein Drift aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern gefunden werden. Oberer und unterer Umkehrwinkel veränderten sich nicht. Die Hypothese 4 konnte nicht bestätigt werden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung, entgegen der Erwartung, nicht aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern.

Eine Verschiebung der Ellenbogenflexionen und -extensionen in Bereiche mit z.B. günstigeren Arbeitsbedingungen fand demnach nicht statt.

Die Stabilisierung des Schultergelenks gelang mit zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung erwartungsgemäß immer schlechter. In der Abbildung 28 ist am Beispiel einer Versuchsperson zu erkennen, wie sich dadurch die Trajektorien von Hand- und Ellenbogengelenk veränderten. Auffällig ist die starke Veränderung während der letzten drei Bewegungszyklen (MZP 3).

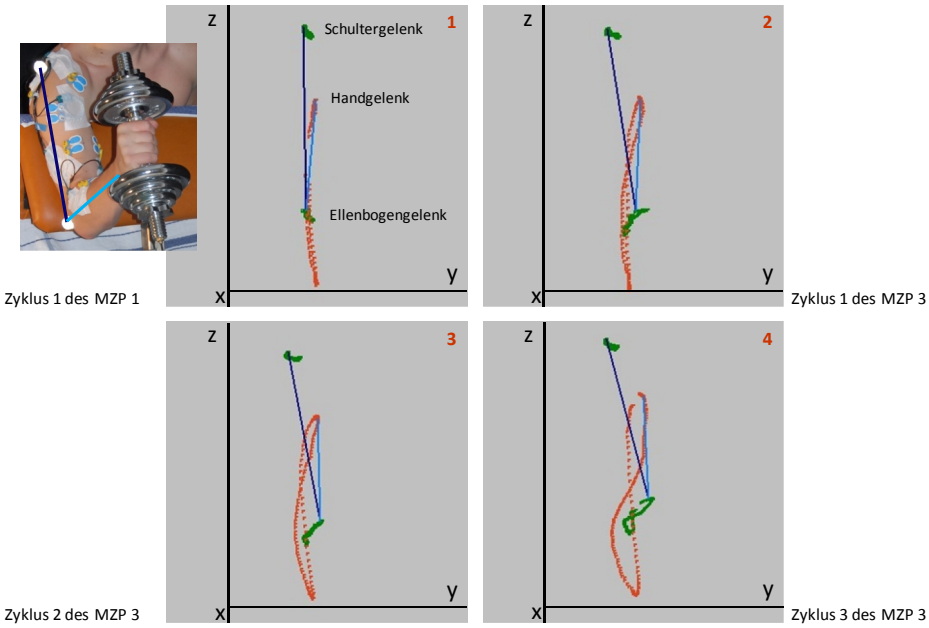

Abb. 28. Trajektorien von Schulter- und Ellenbogengelenk (grün) und Handgelenk (rot) einer Versuchsperson während des ersten Zyklus des MZP 1 und der drei Zyklen zu MZP 3. Die dunkelblaue Linie stellt den Oberarm dar, die hellblaue den Unterarm.

Die Auswertung der abhängigen Variablen zeigt, dass zum einen der Range für den Abspreizwinkel und den Rotationswinkel zunahm (+4,2 und +3,9°), so dass von einer Zunahme der Bewegungsumfänge im Schultergelenk während eines Bewegungszyklus auszugehen ist. Die Hypothese 3 konnte bestätigt werden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung nehmen die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zu.

Die Zunahmen waren sowohl für den Abspreiz- als auch Rotationswinkel bei deskriptiver Auswertung in beiden Beanspruchungshälften vergleichbar und damit linear. Für den Range des Rotationswinkels führen die großen Streuungen jedoch dazu, dass die Zunahme in der zweiten Beanspruchungshälfte nicht signifikant wird.

Neben der Zunahme der Bewegungsumfänge im Schultergelenk wurde ein Drift der Bewegung aus der Sagittalebene heraus gefunden, der auf eine Abnahme des mittleren Abspreizwinkels und eine Zunahme des mittleren Rotationswinkels zurückgeführt werden kann. Die Hypothese 5 konnte bestätigt werden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund einer Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks.

Am Ende des Beanspruchungsversuchs lag im Schultergelenk eine stärkere Adduktion (+2,4°) und Innenrotation (+4,8°) als zu Beginn vor.
Als Ursachen für eine Zunahme des Bewegungsumfangs in einem zu stabilisierenden Gelenk kommen in Frage: 1) Zunahme von Kraftschwankungen; 2) Veränderung der intermuskulären Koordination von Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren; 3) Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren und 4) eine verschlechterte motorische Kontrolle u.a. auf Basis einer eingeschränkten Propriozeption. Dabei nehmen die Anforderungen an die motorische Kontrolle bei neuromuskulären Beanspruchungen zu, da der Anpassungsaufwand bei der Aktivierung von Stabilisatoren durch die Faktoren 1 - 3 zunimmt. Der Drift aufgrund der veränderten Gelenkstellung des zu stabilisierenden proximalen Gelenks kann prinzipiell auf die Faktoren 2 - 4 zurückgeführt werden, wobei für den Faktor 2 von einer systematischen Veränderung der intermuskulären Koordination auszugehen ist. Darüber hinaus kann als weitere Ursache nicht ausgeschlossen werden, dass die Bewegung in Gelenkwinkelbereiche verlagert wird, in denen bessere Arbeitsbedingungen vorliegen.
Da der Range für Abspreiz- und Rotationswinkel und auch der mittlere Rotationswinkel bereits in der ersten Beanspruchungshälfte zunahmen, während der die Kraftkapazitäten der Kinetoren noch ausreichend waren, können intra- und intermuskuläre Kompensationen durchaus als Erklärungsansatz für diese Veränderungen herangezogen werden. Dies scheint vor allem möglich, da weitestgehend ausgeschlossen wird, dass die Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren so stark war, dass die zur Stabilisierung notwendigen Kräfte nicht mehr generiert werden konnten. Die Notwendigkeit intramuskulärer Kompensationen aufgrund reduzierter Kraftkapazitäten der Schulterstabilisatoren wird anhand publizierter sehr geringer Amplitudenzunahmen für die Köpfe des m. deltoideus bei isometrischen Ellenbogenflexionen als relativ gering eingeschätzt (Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005; 2007). Verlaufsdaten, welche eine Aussage über die Beanspruchungshöhe nach der ersten Beanspruchungshälfte erlauben, liegen nicht vor. Insgesamt ist zwar bei dynamischen Muskelaktionen aufgrund reaktiver Kräfte von einem höheren Stabilisationsaufwand auszugehen als bei isometrischen Muskelaktionen. Aber auch bei diesen scheint die Beanspruchung relativ gering zu sein. Dafür spricht, dass nach einer Vor-Beanspruchung von Stabilisatoren keine Hinweise auf die Abnahme der Kraft-

kapazitäten stabilisierender Muskulatur gefunden wurden und dass sogar eine Erholung der vor-beanspruchten Stabilisatoren während der untersuchten Bewegungsaufgabe festgestellt werden konnte (Chabran et al., 2002). Da die Bewegungsaufgabe einen starken Einfluss auf die Beanspruchungshöhe der Stabilisatoren hat und eine Pauschalisierung der Beanspruchung dieser Muskelgruppe nicht möglich ist, soll der Stabilisierungsaufwand bei der gewählten Bewegungsaufgabe kurz diskutiert werden. Der Aufwand für die Stabilisierung der Abspreizbewegungen im Schultergelenk ist dadurch reduziert, dass der Oberarm auf der Curlbank (Obermaterial: Kunstleder) aufliegt und Reibungskräfte entstehen. Der Aufwand zur Stabilisierung der Rotationsbewegungen wird daher als deutlich höher eingeschätzt, was sich dadurch bestätigt, dass der Range des Rotationswinkels zu jedem Messzeitpunkt höher war als der des Abspreizwinkels.

Neben einer bewegungsbeeinflussenden Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren wird eine verschlechterte motorische Kontrolle weitestgehend ausgeschlossen, da es keine Hinweise auf eine zentrale Ermüdung bei einer relativ kurzen Belastung mit einer Intensität von 50% MVC gibt (Bigland-Ritchie, Furbush et al., 1986; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Duchateau, 2008; Klass et al., 2004) und neben der Propriozeption auch eine visuelle Kontrolle der Bewegung möglich war. Auch im Fall einer bereits zu diesem Zeitpunkt eingeschränkten Propriozeption kann davon ausgegangen werden, dass diese durch die visuelle Kontrolle kompensiert werden kann (Brown et al., 2003; Nougier et al., 1996; im Überblick Sarlegna & Sainburg, 2009).

Insgesamt wird daher angenommen, dass intra- und intermuskuläre Kompensationen einerseits zu einer Erhöhung von Kraftschwankungen führten, was sich in einer Zunahme des Ranges zeigte (ausführliche Diskussion zusammen mit den Ergebnissen des Experiments II im Kapitel 3.3.6). Andererseits kommen sie als Hauptursache für die systematische Veränderung der Gelenkstellung in Frage, die einen Drift der Bewegung zur Folge hatte. Bereits zum MZP 2 lag eine Zunahme der Innenrotation vor. Zum MZP 3 kam eine Adduktion hinzu.

Eine veränderte intermuskuläre Koordination könnte zum einen die zweigelenkigen Köpfe des BB betreffen, die unterschiedliche Funktionen am Schultergelenk haben. Der BB LH wirkt bei der Abduktion und Innenrotation mit (Behnke,

2001; im Überblick Brown et al., 1993; Platzer, 1999; Schünke et al., 2005), der BB SH bei der Adduktion (Behnke, 2001; Platzer, 1999). Teilweise wird dem BB SH auch eine Funktion für die Innenrotation zugeschrieben (Behnke, 2001). Beide Köpfe haben zusätzlich eine Funktion für die Anteversion (Behnke, 2001; Platzer, 1999; Schünke et al., 2005). Die Zuordnung der Funktionen ist demnach nicht ganz eindeutig, worauf auch EMG-Studien hinweisen. Während sich die Abduktionsfunktion des BB LH durch EMG-Daten bestätigt, kann jedoch auch für den BB SH teilweise eine Aktivität bei der Abduktion festgestellt werden (Basmajian & Latif, 1957; Furlani, 1976; Sakurai, Ozaki, Tomita, Nishimoto & Tamai, 1998). Die Aktivität ist jedoch geringer als die des BB LH (Basmajian & Latif, 1957), wobei das von der Schulterrotation abhängig sein kann und möglicherweise nur zutrifft, wenn das Schultergelenk innenrotiert und nicht außenrotiert ist (Sakurai et al., 1998). Für den BB LH kann eine Adduktionsfunktion ausgeschlossen werden (Furlani, 1976). Dagegen zeigt sich, dass der BB SH auch bei einer Innenrotation aktiv sein kann, der BB LH dagegen nicht (Furlani, 1976). Die Funktion des BB LH für die Innenrotation bestätigt sich jedoch in einer anderen Untersuchung, wobei auch für den BB SH eine geringe Aktivität festgestellt werden kann (Sakurai et al., 1998). Es gibt Hinweise darauf, dass die Stellung von Glenohumeral- und Radioulnargelenk Einfluss auf die Funktionen von BB LH und BB SH für die Abspreiz- und Rotationsbewegungen hat und darüber hinaus auch die Belastungsintensität. Des Weiteren zeigt sich, dass die Funktionen bei verschiedenen Versuchspersonen unterschiedlich sind.

Würde man annehmen, dass vor allem der BB LH eine Funktion für die Innenrotation hat, so könnten die eigenen Befunde dahingehend interpretiert werden, dass der relative Kraftbeitrag des BB SH im Beanspruchungsverlauf abnimmt und der des BB LH zunimmt, was als Kompensation interpretiert werden kann. Die Schulteradduktion während der zweiten Beanspruchungshälfte kann jedoch nicht mit einer höheren Aktivität des BB LH erklärt werden, da er gegenteilig eine Funktion für die Abduktion hat. Die Adduktion kann daher nur durch eine Erhöhung des Kraftoutputs der Adduktoren erklärt werden. Zu diesen gehören der m. deltoideus clavicularis, m. deltoideus spinalis, m. latissimus dorsi, m. pectoralis, m. triceps brachii und der BB SH. So kann angenommen werden,

dass sich die intermuskuläre Koordination dieser Stabilisatoren in der zweiten Beanspruchungshälfte verändert hat.

Anzumerken ist abschließend, dass die Veränderungen der Winkelparameter relativ gering waren. Betrachtet man z.B. die Veränderungen in der ersten Beanspruchungshälfte, so werden die geringen Rangezunahmen von jeweils +1,8° und die Zunahme des mittleren Rotationswinkels um +2,2° signifikant, so dass sie auf systematische Effekte zurückzuführen sind. Auch die Effektgrößen weisen auf einen hohen Effekt hin. So können zwischen 27 und 59% der Gesamtvarianz durch den Faktor „Beanspruchung“ erklärt werden, was als starke Effekte interpretiert werden kann[30].

Anmerkungen zur Umsetzung der Bewegungsaufgabe bei geringer neuromuskulärer Beanspruchung

Die Aneignungsleistung wurde nicht erfasst, so dass die Daten zu MZP 1 herangezogen werden, um Aussagen über die generelle Umsetzung der Bewegungsaufgabe machen zu können. Der Bewegungsumfang von 160° wurde gut realisiert, während die Zyklusdauer bereits zu MZP 1 um 0,3 s länger war als vorgegeben. Die Umkehrwinkel von 60 und 140° wurden nicht gut umgesetzt. Der Ellenbogeneinschlusswinkel war zur Bewegungsumkehr jeweils 15° geringer. Erklärungen dafür können sowohl auf physiologischer als auch methodischer Ebene gefunden werden. Da bei kürzeren Muskellängen generell bessere Arbeitsbedingungen für die Ellenbogenflexoren vorliegen und zudem die Gravitationsmomente in dem realisierten Bereich geringer sind (in einem oberen Umkehrwinkel von 45° ist der Unterarm aufgrund der Anteversion von ca. 45° vertikal zum Boden ausgerichtet), könnte dieser Gelenkwinkelbereich angesteuert worden sein, da das Anstrengungsempfinden geringer ist. Andererseits könnte mit der Flexion bis zur vertikalen Ausrichtung des Unterarms die Kontrolle der Winkel erleichtert sein. Darüber hinaus ist nicht ganz auszuschließen, dass die Hand, die durch die Winkelkonstruktion vorgegebenen Positionen erreichte. Möglich wäre das aufgrund einer Bewegung des Ellenbogenmarkers in Bezug zum Scheitel der unbeweglichen Winkelkonstruktion (z.B. durch eine leichte Anteversion im Schultergelenk während eines Bewe-

[30] Eine Varianzaufklärung von 14% entspricht bereits einem starkem Effekt von ε=0,4. Eine Varianzaufklärung von 6% würde dagegen einem mittleren Effekt von ε=0,25 und eine Varianzaufklärung von 1% einem geringen Effekt von ε=0,1 entsprechen (Bortz, 2005).

gungszyklus), so dass der Ellenbogeneinschlusswinkel in diesen Positionen geringer ist als die Einschlusswinkel der Konstruktion. Die Bedeutung der nicht realisierten Vorgaben kann relativiert werden, da im Zusammenhang mit den Forschungsfragen nicht die exakte Realisierung von ganz bestimmten Vorgaben bedeutsam ist, sondern die Veränderung bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung. Von Bedeutung sind vielmehr ähnliche Ausgangsbedingungen für alle Versuchspersonen und die können aufgrund der relativen geringen Standardabweichungen angenommen werden (7,0 und 5,9° für den unteren und oberen Umkehrwinkel; 0,3 s für die Zyklusdauer). Die Neutral-Nullstellung bezüglich der Abspreiz- und Rotationswinkel im Schultergelenk wurde anhand von Beobachtungen und der gemessenen mittleren Winkel zu MZP 1 zufriedenstellend realisiert. Die videometrisch erfassten Winkel werden durch die Muskelquerschnitte (v.a. am Schultergelenk) und durch den Bau des passiven Bewegungsapparates beeinflusst, so dass ein Wert von Null nicht zu erwarten war. Von einer Einhaltung der Neutral-Nullstellung während eines Bewegungszyklus kann jedoch nicht ausgegangen werden. Der Range für den Abspreizwinkel betrug zum MZP 1 2,6°, der für den Rotationswinkel 6,1°. Über die Realisierung der Neutral-Nullstellung im Radioulnargelenk liegen keine Messdaten vor. Abweichungen fielen bei der Beobachtung der Bewegung nicht auf.

Konsequenzen für das Untersuchungsdesign des Experiments II und Ableitung weiterer allgemeiner Forschungshypothesen

Da sich im Experiment I Veränderungen von Technikmerkmalen finden ließen, die im Hinblick auf eine veränderte intermuskuläre Koordination und intermuskuläre Kompensationen diskutiert werden können, wird die Bewegungsaufgabe, wie geplant, in einem zweiten Experiment nochmals untersucht. Um Informationen über die Beanspruchungshöhe beteiligter Muskeln und die intermuskuläre Koordination zu erhalten, werden ausgewählte Ab- und Adduktoren, Innen- und Außenrotatoren (m. deltoideus clavicularis, m. deltoideus acromialis, m. deltoideus spinalis, m. latissimus dorsi) neben den beiden Bizepsköpfen und dem BR mittels Oberflächen-Elektromyographie abgeleitet. Um den Einfluss einer unterschiedlich hohen Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Kompensation zwischen synergistisch wirksamen Kinetoren und die Stabilisierung des Schultergelenks besser untersuchen zu können, wurde

nach einer Möglichkeit gesucht, eine möglichst isolierte Vor-Beanspruchung für einen der beiden Köpfe zu induzieren. Diese wurde in einer Supinationsbewegung gefunden, bei der angenommen wird, dass sie zu einer höheren Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt, was im Kapitel 3.3.2 näher erläutert wird. Die Daten des Experiments II werden für die konzentrische und exzentrische Bewegungsphase getrennt ausgewertet, da sich zum einen zeigte, dass die Abnahme der Kraftkapazitäten v.a. Einfluss auf die konzentrischen Muskelaktionen hat und zum anderen eine bessere Interpretation der EMG-Daten gewährleistet wäre (s. Kapitel 3.3.3.5). Um die hohe Streuung der Wiederholungszahlen zu minimieren und damit vergleichbarere Belastungssituationen zu schaffen, werden am Experiment II nur männliche Versuchspersonen teilnehmen. Damit wird ausgeschlossen, dass die Anzahl der maximal möglichen Wiederholungen über die Beanspruchung unterschiedlicher Ressourcen eventuell Einfluss auf die abhängigen Variablen nimmt. Eine Ursache für die im Experiment I gefundenen hohen Streuungen wurde in dem stark unterschiedlichen Maximalkraftniveau von Frauen und Männern gesehen.
Die bereits bestehenden allgemeinen Forschungshypothesen (s. Kapitel 2.5) werden im Folgenden um Hypothesen zu den Effekten der Vor-Beanspruchung ergänzt.

Neuromuskuläre Beanspruchung von BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung

Eine erste gerichtete Hypothese wird für die unterschiedlich starke Beanspruchung von BB LH und BB SH während der Supinationsbewegung, die als Vor-Beanspruchungsaufgabe gewählt wurde, formuliert. Anhand experimenteller Befunde wird angenommen, dass der BB LH bei einer Supinationsbewegung stärker beansprucht wird als der BB SH (s. Kapitel 3.3.2).

> 17) Supinationsbewegungen führen zu einer höheren Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH.

Effekte der Vor-Beanspruchung auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren im Beanspruchungsversuch

Es wird davon ausgegangen, dass die synergistisch wirksamen Kinetoren BB SH und BR mit dem Ziel der Kompensation des BB LH im Beanspruchungsversuch nach der Vor-Beanspruchung relativ höher aktiviert werden im Vergleich zu einem Beanspruchungsversuch ohne eine Vor-Beanspruchung.

> 18) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer Zunahme der Aktivierung des BB SH.

> 19) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer Zunahme der Aktivierung des BR.

Effekte der Vor-Beanspruchung auf die neuromuskuläre Beanspruchung der Stabilisatoren

Da der BB LH eine Funktion für die Abduktion und Innenrotation hat, wird davon ausgegangen, dass sich nach einer Vor-Beanspruchung dieses Muskels die Beanspruchung der Ab-/Adduktoren und Innen-/Außenrotatoren aufgrund einer veränderten intermuskulären Koordination der Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf verändert. Eine Aussage darüber, für welchen der Stabilisatoren die Beanspruchung zu- oder abnimmt, kann aufgrund fehlender unterstützender theoretischer und experimenteller Hinweise und aufgrund der vorhandenen muskulären Freiheitsgrade nicht getroffen werden. Daher werden keine gerichteten Hypothesen formuliert.

> 20) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer veränderten Beanspruchung des DL CL im Beanspruchungsverlauf.

> 21) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer veränderten Beanspruchung des DL AC im Beanspruchungsverlauf.

> 22) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer veränderten Beanspruchung des DL SP im Beanspruchungsverlauf.

> 23) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer veränderten Beanspruchung des LT im Beanspruchungsverlauf.

Stabilisierung

Es wird angenommen, dass die Vor-Beanspruchung eines zweigelenkigen Kinetors zu einer Abnahme der Stabilisation des zu stabilisierenden Gelenks führt, da grundsätzlich von einer Einschränkung der Stabilisation bei zunehmender Beanspruchung von vor allem zweigelenkigen Kinetoren ausgegangen wird (s. Kapitel 2.5). Eine Aussage darüber, ob die Vor-Beanspruchung die Abnahme der Stabilisation im Beanspruchungsverlauf noch verstärkt, kann nicht gemacht werden, da Anhaltspunkte fehlen. Es wird eher nicht davon ausgegangen, da von einer vergleichbaren Beanspruchungshöhe der Kinetoren beim erschöpfungsbedingten Abbruch auszugehen ist.

> 24) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt dazu, dass die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zunehmen.

Drift

Es wird angenommen, dass die Vor-Beanspruchung Effekte auf den Drift hat, welcher auf eine Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks zurückzuführen ist. Der Grund dafür wird in der veränderten intermuskulären Koordination der Stabilisatoren und der zweigelenkigen Kinetoren (geringerer Kraftbeitrag des BB LH und höherer Kraftbeitrag des BB SH) gesehen, welche zu veränderten Ab-/Adduktionsmomenten und Innen-/Außenrotationsmomenten am Schultergelenk führen.

> 25) Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt dazu, dass sich der Drift einer Bewegung, welcher auf der Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks basiert, verändert.

3.3 Experiment II: Zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination bei Bizepscurls

3.3.1 Zielstellung des Experiments II

Mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie sollen im Experiment II Hinweise auf die Beanspruchungshöhe verschiedener Kinetoren und Stabilisatoren gewonnen werden, um die Erklärungsansätze für die Befunde des Experiments I überprüfen zu können. Spezielles Interesse gilt den zweigelenkigen Köpfen des BB, die beide unterschiedliche Funktionen am Schultergelenk haben und weiteren Ab- und Adduktoren, Innen- und Außenrotatoren, die während der Bewegungsaufgabe ausschließlich eine Stabilisationsfunktion am Schultergelenk haben. Die Replikation im Hinblick auf die kinematischen Parameter ermöglicht eine Erhärtung oder Relativierung der Befunde des Experiments I. Darüber hinaus wird das Studiendesign um eine gezielte Vor-Beanspruchung des BB LH erweitert. Es soll untersucht werden, ob diese einen systematischen Effekt auf die Abspreiz- und Rotationsbewegung im Schultergelenk und die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren hat, um die Bedeutung der zweigelenkigen Köpfe des BB bei der Stabilisierung des Schultergelenks besser einschätzen zu können und um gezielter Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen zwischen synergistisch wirksamen Kinetoren zu erhalten.

3.3.2 Kritische Diskussion der Vor-Beanspruchung

Um den Einfluss einer unterschiedlich hohen Beanspruchung von BB LH und BB SH auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination systematisch untersuchen zu können, wurde nach einer Möglichkeit gesucht, eine isolierte Vor-Beanspruchung für einen der beiden Köpfe zu induzieren. Dafür kamen zwei Methoden in Frage: 1) Die Beanspruchung durch Elektromyostimulation oder 2) Die Beanspruchung durch eine willkürlich ausgeführte Muskelaktion, bei welcher möglichst nur einer der beiden Köpfe beansprucht wird. Beide Methoden wurden kritisch geprüft und die Entscheidung fiel auf letztere. Die Gründe dafür werden im Folgenden dargestellt.

Elektromyostimulation

In einigen Untersuchungen wird zur Vor-Beanspruchung von Muskeln die Elektromyostimulation verwendet (u.a. Akima et al., 2002; Michel, 2003; Sacco et al., 1997), wobei die intramuskuläre Koordination zwangsläufig nicht der normalen motorischen Kontrolle entspricht, da alle Muskelfasern unabhängig vom Typ, synchron aktiviert werden (Hultmann et al., 1981). Im Allgemeinen möchte man mit Hilfe der Elektromyostimulation eine lokale Ermüdung induzieren und zwar ohne Beteiligung des ZNS (Boerio, Jubeau, Zory & Maffiuletti, 2005). Allerdings sind die akuten Anpassungen des neuromuskulären Systems an die Elektromyostimulation kaum bekannt (Boerio et al., 2005). Von einer Nicht-Beteiligung des ZNS ist nicht auszugehen, da die auf der Haut applizierte elektrische Stimulation sowohl in motorischen als auch sensorischen Fasern Aktionspotentiale auslöst, so dass die Muskelkraft direkt über die Aktivierung von motorischen Axonen und indirekt über die Rekrutierung von α-Motoneuronen generiert wird (Boerio et al., 2005). Über die theoretischen Annahmen hinaus gibt es direkte Hinweise darauf, dass die willkürliche Aktivierung nach einer Elektromyostimulation reduziert ist (Boerio et al., 2005; Sacco et al., 1997). Darüber hinaus zeigt sich, dass die motorische Kontrolle durch eine willkürliche Aktivierung anders beeinflusst wird als durch die Elektromyostimulation. Huffenus und Forestier (2006) konnten zeigen, dass sich die kinematischen Parameter und EMG-Parameter bei einer Zielwurfbewegung in Abhängigkeit von der Art der Beanspruchung verändern. Nach willkürlicher intermittierender isometrischer Vor-Beanspruchung der Ellenbogenextensoren war die Aktivität des m. triceps brachii und des m. extensor digitorum communis bei einer anschließenden Wurfbewegung im Vergleich zu den Versuchen vor der Beanspruchung reduziert und die des Unterarmmuskels m. flexor digitorum superficialis erhöht. Auf der Ebene der kinematischen Parameter nahm die maximale Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenks nach der Vor-Beanspruchung ab und die des Handgelenks zu. Der Bewegungsumfang im Ellenbogengelenk blieb unverändert, der Flexionsumfang im Handgelenk nahm zu (Huffenus & Forestier, 2006). Wurde der m. triceps brachii dagegen durch Elektromyostimulation vor-beansprucht waren die kinematischen Parameter nicht verändert. Zudem konnte eine Aktivitätserhöhung für den m. triceps brachii während der Zielwurfbewegung festgestellt werden. Im Falle der

Elektromyostimulation scheint demnach eine intramuskuläre Kompensationsstrategie, im Falle der Willkürbewegung dagegen eine intermuskuläre Kompensationsstrategie stattgefunden zu haben (Huffenus & Forestier, 2006). Einen Erklärungsansatz für die unterschiedlichen Anpassungen finden die Autoren darin, dass bei willkürlicher Beanspruchung das ZNS aktiv in die selektive Rekrutierung von motorischen Einheiten involviert ist, was eine kontinuierliche Neueinstellung des Status des gesamten motorischen Systems ermöglicht (im Überblick Huffenus & Forestier, 2006). Auf dieser Basis schlussfolgern die Autoren, dass eine willkürlich induzierte Beanspruchung zu einer angepassteren Reorganisation der „inter-joint"-Koordination führt, während die elektrisch induzierte Beanspruchung lediglich zu einer Kompensation auf intramuskulärer Ebene führt (Huffenus & Forestier, 2006).

Auch die sehr selektive Beanspruchung ausgewählter Muskeln durch Elektromyostimulation wird in Frage gestellt, da Co-Aktivierungen von synergistisch wirksamen Muskeln bei Stimulation eines Muskels nicht auszuschließen sind (Akima et al., 2002; Sacco et al., 1997). Sacco et al. (1997) konnten zeigen, dass die Ermüdung des m. gastrocnemius lateralis, induziert durch Elektromyostimulation, auch zu einer Ermüdung des m. gastrocnemius medials führt. Operationalisiert wurde die Ermüdung über die Abnahme des EMG-Amplitudenparameters (iEMG) bei willkürlicher Maximalkontraktion (4 s Dauer). Sie fanden zwar eine signifikant stärkere Abnahme für den vor-beanspruchten m. gastrocnemius lateralis, die Abnahme für den m. gastrocnemius medialis war aber ebenfalls als hoch einzustufen (-52,2% vs. -29,1%). Als Ursache für die gefundenen Effekte diskutieren sie hemmende reflektorische Verbindungen zwischen den synergistisch wirksamen Muskeln.

Des Weiteren ist eine hohe Beanspruchung großer Muskeln mit Hilfe der Elektromyostimulation kaum möglich, da bei der Benutzung von Oberflächenelektroden immer nur ein Teil des Muskels aktiviert werden kann. So konnten Hultmann et al. (1981) bei Elektromyostimulation der Oberschenkelmuskulatur lediglich 30% einer maximalen willkürlichen Knieextension generieren. Mit dem Ziel hohe Beanspruchungen zu induzieren, sind zudem starke Schmerzen verbunden, die zusätzlich Einfluss auf die motorische Kontrolle haben können. Die Schmerztoleranz ist dabei interindividuell sehr unterschiedlich (Boerio et al., 2005), was zu unterschiedlich hohen Beanspruchungen führt.

Die Hauptgründe für die Ablehnung der Methode der Elektromyostimulation sind zusammenfassend: 1) Die Effekte der Elektromyostimulation auf die motorische Kontrolle können aufgrund des mangelnden theoretischen Hintergrundwissens zu den Auswirkungen auf periphere und zentrale Prozesse und auf intra- und intermuskuläre Kompensationen nicht eingeschätzt werden. Es ist nicht auszuschließen, dass die Elektromyostimulation über die Beanspruchung eines Muskels hinaus Einfluss auf die motorische Kontrolle nimmt, so dass Veränderungen im Bewegungsablauf und der intermuskulären Koordination nach Elektromyostimulation eines synergistisch wirksamen Muskels nicht mit Sicherheit ausschließlich auf die höhere neuromuskuläre Beanspruchung zurückgeführt werden können. 2) Der häufig beschriebene Vorteil einer sehr selektiven Beanspruchung eines Muskels muss relativiert werden. Von einer gleichzeitigen, wenn auch geringeren, Beanspruchung synergistisch wirksamer Muskeln ist auszugehen. 3) Eine hohe und individuell vergleichbare Beanspruchung zu induzieren, ist nicht möglich.

Ein weiteres Problem im Zusammenhang mit der Elektromyostimulation ist, dass die Effekte verschiedener ausgewählter und kombinierter Parameter der Elektromyostimulation auf die Muskelinnervation nicht systematisch untersucht sind. Durch unterschiedliche Impulsformen, -frequenzen, -stärken, -dauern, durch unterschiedliche Verhältnisse von Stimulations- und Pausendauer sind unterschiedliche Wirkungen auf den Muskel zu erwarten. Es konnte zum Beispiel gezeigt werden, dass mit einer Stimulationsfrequenz von 20 Hz individuell sehr unterschiedliche Kräfte generiert werden konnten, die im Bereich von 50 - 95% MVC lagen (Hultmann et al., 1981).

Vorbeanspruchung des BB LH durch eine willkürliche Supination

Da die Abspreiz- und Rotationsbewegungen im Schultergelenk in den eigenen Untersuchungen abhängige Variablen sind und eine gleichzeitige Vor-Beanspruchung der Stabilisatoren nicht erfolgen sollte, wurde eine Vor-Beanspruchung eines Kopfes des BB durch eine dieser Bewegungsaufgaben ausgeschlossen. Als weitere Möglichkeit blieb eine Supinationsbewegung des Unterarms, bei der gemäß verschiedener Hinweise, der BB LH stärker beteiligt ist als der BB SH (Basmajian & Latif, 1957; Pérot, Gaillard & Goubel, 1987). Basmajian und Latif (1957) fanden nur bei sehr hoher Belastungsintensität eine Aktivi-

tät des BB SH bei Supinationen bei gestrecktem Ellenbogengelenk. Für den BB LH konnte stets eine höhere Aktivität festgestellt werden. Pérot et al. (1987) fanden relativ eindeutig eine höhere Aktivierung des BB LH im Vergleich zum BB SH bei der Supination aus der Neutral-Nullstellung heraus und gebeugtem Ellenbogengelenk (90°). Die Befunde zur Funktion der beiden Bizepsköpfe bei der Supination sind insgesamt jedoch nicht eindeutig. So fanden Brown et al. (1993) bei schnellen dynamischen Supinationsbewegungen keine generell höhere Aktivität des BB LH im Vergleich zum BB SH bei der Supination aus der Pronationsstellung heraus in die Neutral-Nullstellung. Bei relativ stärker gestrecktem Arm (110° im Vergleich zu 60°) war der BB LH jedoch auch hier bei 3 von 8 Personen stärker aktiviert als der BB SH. Pérot et al. (1996) fanden ebenfalls individuell unterschiedliche relative Beteiligungen von BB LH und BB SH bei Supinationen aus der Neutral-Nullstellung. Bei 5 von 10 Personen war die Aktivierung von BB LH und BB SH bei der Supination vergleichbar. Bei den restlichen 5 Personen war die Aktivität des BB LH bei der Supination tatsächlich höher als die des BB SH. Bei keiner der Personen wurde eine relativ höhere Aktivität des BB SH gefunden. Naito et al. (1994) fanden bei Elektromyostimulation sowohl von BB LH als auch BB SH bei 6 von 7 Versuchspersonen sowohl eine Ellenbogenflexion als auch eine Supination aus der Pronationsstellung heraus bei vollständig gestrecktem Ellenbogengelenk. Quantitative Daten über die Flexions- und Supinationsbewegungen wurden nicht erhoben. Von einer rein selektiven Aktivierung eines synergistisch wirksamen Muskels durch Elektromyostimulation kann, wie bereits dargestellt, jedoch nicht ausgegangen werden, so dass die Ergebnisse unter der Annahme, dass stets beide Köpfe (wenn auch in unterschiedlicher Quantität) aktiviert wurden, relativiert werden müssen.

Insgesamt kann angenommen werden, dass der BB LH eine höhere Aktivität bei einer Supinationsbewegung haben kann als der BB SH. Individuelle Unterschiede sind jedoch nicht auszuschließen. Ein Grund für diese kann in individuell sehr unterschiedlichen Ansätzen der Muskelfasern von BB LH und BB SH gesehen werden, wofür Hinweise vorliegen (im Überblick Naito et al., 1994). Ein weiterer möglicher Einflussfaktor kann der Ellenbogeneinschlusswinkel sein. Ein gestreckterer Ellenbogenwinkel scheint eine relativ höhere Aktivität des BB LH positiv zu beeinflussen. Ein Grund für eine gleichzeitige Aktivität von BB LH

und BB SH bei Supinationsbewegungen kann auch in zusätzlich generierten Ellenbogenflexionsmomenten gesehen werden. So weisen Pérot et al. (1996) darauf hin, dass eine reine Supinationsbewegung in den meisten Fällen nicht vorlag und parallel Flexionsmomente bis zu einer Höhe von 50% MVC gemessen wurden. Wurden Flexionsmomente festgestellt, ließen sich tatsächlich keine Unterschiede zwischen beiden Köpfen bezüglich des EMG-Amplitudenparameters feststellen.

Auch wenn keine Eindeutigkeit bezüglich der relativ höheren Aktivierung des BB LH bei Supinationsbewegungen vorliegt, sollte der Versuch erfolgen, den BB LH durch intermittierende isometrische Supinationen höher zu beanspruchen als den BB SH. Aufgrund der Erkenntnisse erfolgte die Supination bei relativ gestrecktem Ellenbogengelenk (140°) und aus der Neutral-Nullstellung heraus. Darüber hinaus sollten Ellenbogenflexionsmomente durch Instruktion und Versuchsaufbau weitestgehend ausgeschlossen werden. Zum einen wurden die Versuchspersonen instruiert, eine reine Supination auszuführen und zum anderen wurde die Vorrichtung für die Supination so konstruiert, dass unerwünschte Muskelaktionen, die aufgrund der Arbeit gegen einen unüberwindbaren Widerstand unentdeckt bleiben können, deutlich eingeschränkt wurden und kontrollierbar waren: Die vor allem kritisch zu sehende Ellenbogenflexion war dadurch eingeschränkt und kontrollierbar, dass kein fester Widerstand für diese Bewegungsrichtung existierte. Die Supination erfolgte nicht an einem Griff, sondern an einer Konstruktion, in der die Hand eingeklemmt war und die nach oben Platz ließ, so dass eine Ellenbogenflexion ein Rutschen der Hand zur Folge gehabt hätte. Da zudem Flexionen und Extensionen im Handgelenk unerwünscht waren, um die Kinetoren für diese Bewegungen am Unterarm nicht zu beanspruchen, war die Vorrichtung in Palmarflexion und Dorsalextension so beweglich, dass diese Bewegungen durch den Untersuchungsleiter visuell kontrolliert werden konnten.

Insgesamt kann die Verwendung der Supination als Vor-Beanspruchung nur als Versuch gesehen werden, den BB LH höher zu beanspruchen als den BB SH.

Intermittierende Vor-Beanspruchung

Es wurde eine intermittierende isometrische Beanspruchung einer kontinuierlichen vorgezogen, da sie eine längere Gesamt-Beanspruchungsdauer gewähr-

leistet und es Hinweise darauf gibt, dass damit verzögerte Erholungsprozesse verbunden sind (Byström, Mathiassen, Fransson-Hall, 1991; Pitcher & Miles, 1997). Relativ langsame Erholungsprozesse waren gewünscht, um nach der unumgänglichen Pause bis zum Beginn des Beanspruchungsversuchs noch möglichst hohe Effekte der Vor-Beanspruchung zu erzielen. In Studien konnte gezeigt werden, dass nach intermittierender Beanspruchung im Vergleich zu kontinuierlicher die Kraftzunahme während der ersten 10 min nach Belastungsabbruch weniger steil verläuft (Pitcher & Miles, 1997) und in den ersten 60 min nach Belastungsabbruch die Zunahme der EMG-Frequenzparameter ebenfalls weniger steil ist (Byström et al., 1991). Erklärungen dafür werden in der starken Leistungslimitierung bei kontinuierlichen isometrischen Muskelaktionen durch die stark eingeschränkte Durchblutung des Muskelgewebes gefunden, was zu einem schnellen Belastungsabbruch führt. Es gibt Hinweise darauf, dass die Durchblutung der Muskulatur ab ca. 50 - 60% MVC vollständig unterdrückt ist (Byström et al., 1991; Lind & Williams, 1979; Pitcher & Miles, 1997). Der intramuskuläre Druck, der dazu führt, dass die kleinen Blutgefäße mechanisch komprimiert werden, steht dabei in direkter Beziehung zur absoluten Muskelkraft (im Überblick Wigmore, Propert & Kent-Braun, 2006). Wird das Muskelgewebe nicht mehr durchblutet, können Sauerstoff und Energiesubstrate nicht mehr zur Verfügung gestellt und Stoffwechselprodukte nicht mehr abtransportiert werden und auch die Wärmeableitung ist eingeschränkt, was im Zusammenhang mit den Ursachen für Ermüdung diskutiert wird (Byström et al., 1991; Pitcher & Miles, 1997; Sjøgaard, Savard & Juel, 1988). Die Fähigkeit des Muskels Kraft zu generieren, ist bei unterdrücktem Blutfluss (z.B. durch eine Druck-Manschette oder Intensitäten über 50 - 60% MVC) stark beeinträchtigt (Wigmore et al., 2006). Vor allem ST-Fasern sind in ihrer Kraftproduktion stark eingeschränkt, wenn kein Sauerstoff zur Verfügung steht (Pitcher & Miles, 1997), so dass v.a. FT-Fasern aktiv sind, die vorrangig auf glykolytischem Weg ihre Energie gewinnen und relativ schnell ermüden. Der relativ schnelle Kraftabfall beruht vorrangig auf einer Entleerung der KP-Speicher, die bei Belastungsabbruch jedoch schnell wieder aufgefüllt werden können (0,5 µmol $g^{-1}s^{-1}$) (Hultman et al., 1981).

Bei intermittierenden isometrischen Muskelaktionen ist der Blutfluss dagegen auch intermittierend. Vasoaktive Substanzen wie Stickstoff, Adenosin und

Azetylcholin, die bei Muskelaktivität freigesetzt werden, weiten die Gefäße, sobald die mechanische Kompression aufgehoben wird, was zu einer Hyperämie führt (im Überblick Wigmore et al., 2006). Der Blutfluss zum Gewebe wird daher bei intermittierender Beanspruchung nicht als leistungslimitierender Faktor angesehen (Wigmore et al., 2006). Dies führt zu einer deutlich geringeren Abnahme der Kraft (pro Zeit und absolut) und zu einer längeren Gesamt-Beanspruchungsdauer (Byström et al., 1991; Pitcher & Miles, 1997). Die längere Beanspruchungsdauer bei intermittierender Durchblutung führt, so die Annahme, zu stärkeren Veränderungen des kontraktilen Apparates mit daraus resultierender längerer Erholungszeit. Genannt werden ein relativ höherer Kaliumverlust und eine stärker verringerte Calcium-Freilassung, was zu einer Beeinträchtigung der Erregungsprozesse an der Membran und der Reiz-Kontraktions-Kopplung führt (Byström et al., 1991; Pitcher & Miles, 1997; Sjøgaard et al., 1988). Zudem kann die Resynthese von KP nach längeren Beanspruchungsdauern verzögert sein (Pitcher & Miles, 1997). Die Dauer der Erholungsprozesse wird zusammenfassend auf die Gesamt-Beanspruchungsdauer und den Gesamt-Energieumsatz zurückgeführt und nicht auf die Höhe der Kraftabnahme, die nach kontinuierlicher Beanspruchung höher ist (Pitcher & Miles, 1997), weshalb eine intermittierende isometrische Vor-Beanspruchung ausgewählt wurde.

3.3.3 Grundsätzliche Überlegungen zur Interpretierbarkeit von Oberflächen-EMG-Daten

Da die Elektromyographie bezüglich der Beanspruchungshöhe eines Muskels und der Ursachen für eine Beanspruchungszunahme keine eindeutigen Interpretationen zulässt und damit die Validität eingeschränkt ist, befasst sich dieses Methoden-Kapitel mit den Grenzen der Interpretation von EMG-Daten, welche durch die zahlreichen zentralen und peripheren Einflussfaktoren auf das EMG-Signal und auch durch Artefakte gesetzt werden. Während die wichtigsten Artefakte und deren Möglichkeiten zur Reduktion nur kurz dargestellt werden, werden die Erkenntnisse über die Zusammenhänge zwischen den Amplituden- und Frequenzparametern und der Beanspruchungshöhe sehr ausführlich beschrieben, um die Interpretationsproblematik zu verdeutlichen und die spätere Diskussion der EMG-Ergebnisse fundiert führen zu können.

Bei der Interpretation von EMG-Daten besteht die große Herausforderung darin, die Beziehung zwischen den rechnerisch bestimmten Amplituden- und Frequenzparametern und den physiologischen Abläufen zu verstehen und zu beschreiben. Die bisherigen Erkenntnisse zur Interpretation der EMG-Daten beruhen auf theoretischen Überlegungen, experimentellen Befunden aus Studien an Mensch und Tier (in vitro und in vivo; bei willkürlicher Muskelaktion und elektrischer Nerv- oder Muskelstimulation) und aus Modell-/Simulationsuntersuchungen. Letztere werden genutzt, um Zusammenhänge zu erkennen oder bereits beschriebene Beziehungen zu prüfen. Dabei muss beachtet werden, dass die verwendeten Modelle stets auf einer Reduktion der Einflussfaktoren basieren. Einen Ansatz eines generell anwendbaren Interpretationsleitfadens versucht die „Joint analysis of spectrum and amplitude“ (JASA), welche ihre Wurzeln in der Arbeitswissenschaft hat. Dieser Ansatz wird im Rahmen der zusammenfassenden Diskussion dargestellt (s. Kapitel 3.3.3.6). Da im Rahmen dieser Arbeit nicht bis ins letzte Detail auf alle Einflussfaktoren eingegangen werden kann, wurden die Faktoren ausgewählt, auf welche häufig verwiesen wird. Um eine bessere Lesbarkeit zu gewährleisten, wird auf die differenzierte Darstellung der verschiedenen verwendeten Amplituden- und Frequenzparameter verzichtet und global von Amplituden- und Frequenzparametern gesprochen. Dies erscheint möglich, da die Interpretationsprobleme unabhängig von den aus den Rohdaten berechneten Parametern sind.

3.3.3.1 Zielstellung bei der Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie

Die Oberflächen-Elektromyographie wird zum Erkenntnisgewinn bei Fragestellungen zur motorischen Kontrolle eingesetzt. Mit ihrer Hilfe können nützliche Hinweise über die Beteiligung einzelner Muskeln bei bestimmten Bewegungen/Bewegungsphasen und grundlegende Erkenntnisse über die intra- und intermuskuläre Koordination gewonnen werden. Neben Informationen zur zeitlichen Koordination einzelner beteiligter Muskeln können die EMG-Parameter genutzt werden, um die Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln bei bestimmten Bewegungsaufgaben und im Beanspruchungsverlauf abzuschätzen. Die EMG-Parameter gelten als myoelektrische Indizes von Ermüdung.

3.3.3.2 Kurze Einführung in die Signalentstehung und Beschreibung der Einflussfaktoren auf das EMG-Signal

Mittels Oberflächen-Elektromyogramm (O-EMG) werden elektrische Spannungen auf der Hautoberfläche erfasst. Bei der häufig verwendeten bipolaren Ableitung misst man im Gegensatz zu monopolaren Ableitungen Spannungsunterschiede, welche zwischen den in Muskelfaserlängsrichtung auf der Haut aufgebrachten Elektroden entstehen, wenn die Aktionspotentiale von der motorischen Endplatte aus in beide Richtungen geleitet werden.

Die elektrischen Spannungen basieren auf elektro-chemischen Prozessen an der Muskelfasermembran der aktiven (unter der Ableitstelle befindlichen) Fasern. Die neuronale Aktivierung von motorischen Einheiten führt zu Veränderungen der Ionenkonzentrationen an der Muskelfasermembran. Das entstehende intrazelluläre Aktionspotential ist charakterisiert durch drei Phasen: Die Depolarisations-, die Repolarisations- und die Hyperpolarisationsphase. Diese Phasen bestimmen die Form des Aktionspotentials und die Form bestimmt in großem Ausmaß das O-EMG-Signal (Bigland-Ritchie, 1981a; Stegeman et al., 2004). Die Verteilung der Ionenkonzentration und die Form des Aktionspotentials wird jedoch nicht nur durch Aktivierungsprozesse beeinflusst, sondern auch durch periphere Prozesse an der Muskelfasermembran (z.B. Pumpprozesse der energieabhängigen Ionenpumpen), die sich z.B. bei Ermüdung verändern. Ein direkter Rückschluss auf die Höhe der Aktivierung eines Muskels ist daher nicht möglich. Des Weiteren bestimmen nicht nur die geleiteten Aktionspotentiale, sondern auch die sogenannten Endplatten- und „end-of-fiber“-Effekte das O-EMG-Signal, welche bei der Entstehung des Aktionspotentials an der motorischen Endplatte und bei der Auslöschung am Übergang von der Muskelfaser zur Sehne entstehen (Farina, Merletti & Stegeman, 2004). Die Bedeutung dieser Effekte wird v.a. im Zusammenhang mit dem Crosstalk-Einfluss diskutiert und nicht im Zusammenhang mit Beanspruchungseffekten, weshalb im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter darauf eingegangen wird (im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004).

Da das Gewebe (Muskulatur, Fett, Haut) leitfähig ist, ist die Erfassung der elektrischen Aktivität oberflächlicher Muskeln auch in einigem Abstand zur tatsächlichen Signalquelle an der Hautoberfläche möglich. Das auf der Haut erfasste Signal entsteht im Gegensatz zum intramuskulären EMG durch die Summation

aller erfassbaren Aktionspotentiale der verschiedenen aktiven motorischen Einheiten. Da man davon ausgeht, dass die Muskelfasern einer motorischen Einheit über große Muskelbereiche weit verteilt sind, enthält man anhand des Summenpotentials globale Informationen über die Aktivität eines gesamten Muskels (Bigland-Ritchie, 1981a; Stegeman, Joleen, Hermens & Roeleveld, 2000). Je größer der Abstand zwischen den aktiven Fasern und Elektroden ist, desto geringer ist die Amplitude des EMG-Signals (Kallenberg & Hermens, 2008). Bei zu großer Distanz kann das Signal nicht mehr erfasst werden. Studien zeigen, dass die Amplitude eines Aktionspotentials bereits sehr gering bis nicht mehr erfassbar ist, wenn der Elektrodenabstand zur Signalquelle mehr als 12 bis 25 mm beträgt (Blok, Stegeman & van Oosterom, 2002; Farina, Arendt-Nielsen, Merletti Indino & Graven-Nielsen, 2003; Merletti, Botter, Troiano, Merlo & Minetto, 2009; Roeleveld, Stegeman, Vingerhoets, & van Oosterom, 1997b). Aus den Gewebeeffekten ergibt sich, dass an der Oberfläche gelegene Muskelfaser das Signal stärker beeinflussen als tiefer liegende Fasern (Frigo & Shiavi, 2004; Hof, 1997).

Das EMG-Signal wird jedoch nicht nur durch die Funktionsabläufe an der Muskelfaser (bestimmt durch die zentrale Aktivierung und periphere Prozesse) und durch die Eigenschaften des Gewebes beeinflusst, sondern auch durch die Elektroden-Konfiguration. Um Effekte der Elektroden-Konfiguration zu verringern und damit einerseits die Vergleichbarkeit von Studien zu erhöhen, andererseits die Interpretierbarkeit zu verbessern, begann 1996 die europäische Initiative zur Standardisierung der Methode der Oberflächen-Elektromyographie: „Surface Electromyography for Noninvasive Assessment of Muscles“ (SENIAM) mit einer Analyse von 144 publizierten EMG-Studien. Zur Reduktion von Artefakten wurden daraufhin Empfehlungen für Größe und Form der Elektroden, Elektrodenmaterial, Inter-Elektrodenabstand, Applikationsort der Elektroden etc. zusammengestellt (Hermens et al., 1999).

3.3.3.3 Vorliegende experimentelle Befunde zum Verhalten der EMG-Parameter unter verschiedenen Belastungsbedingungen und Diskussion möglicher Einflussfaktoren

In diesem Kapitel sollen die Grundlagen für die Interpretation der beanspruchungsbedingten Veränderungen von EMG-Parametern, als rechnerisch ermit-

telte Indikatoren für die Aktivierung und Ermüdung eines Muskels (Clancy, Farina & Filligoi, 2004), gelegt werden. Dazu werden Befunde zum Verhalten von Amplituden- und Frequenzparametern bei unterschiedlichen Belastungsbedingungen dargestellt und diskutiert. Es soll verdeutlicht werden, welche zentralen und peripheren Faktoren zu einer Zu- und Abnahme von Amplituden- und Frequenzparametern führen. Grundsätzlich nehmen die Zu- und Abnahme des Kraftoutputs eines Muskels bei zu- und abnehmender Belastungsintensität, intramuskuläre Kompensationen, beanspruchungsbedingt veränderte Prozesse auf Ebene der Muskelfaser und auch Erholungsprozesse Einfluss auf die EMG-Parameter. Da bei der Untersuchung eines Muskels nicht ausgeschlossen werden kann, dass Veränderungen der intermuskulären Koordination dazu führen, dass sich die relative Belastungsintensität dieses Muskels verändert, muss der Faktor Belastungsintensität bei der Interpretation von beanspruchungsbedingten Veränderungen von EMG-Parametern bei konstanter absoluter Belastungsintensität berücksichtigt werden. Daher werden im Folgenden nicht nur Befunde zum Einfluss der Belastungsdauer dargestellt, sondern auch die Befunde, die den Zusammenhang zwischen Belastungsintensität und EMG-Parameter zeigen. Um die Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln vergleichen zu können und Aussagen über die intermuskuläre Koordination und Kompensation ableiten zu können, erfolgt auch eine Diskussion derjenigen Einflussfaktoren die unterschiedliche Amplituden- und Frequenzverläufe bedingen.

Verhalten der EMG-Amplitudenparameter in Abhängigkeit von der Belastungsintensität

Bei einer isometrischen Muskelaktion mit konstanter Belastungsintensität und sehr kurzer Beanspruchungsdauer (d.h. unter der Annahme, dass Ermüdung keinen Einfluss nimmt) wird im Allgemeinen eine EMG-Amplitude in konstanter Höhe, aber mit einer gewissen Variationsbreite erwartet (Clancy et al., 2004). Wird die Belastungsintensität erhöht, nimmt die EMG-Amplitude zu (Bigland-Ritchie, 1981a; Disselhorst-Klug, Schmitz-Rode & Rau, 2009; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Gerdle et al., 1990; Grabiner et al., 1988; Hof, 1997; Hunter et al., 2003; Hunter et al., 2002; Kallenberg & Hermens, 2008; Linnamo, Strojnik & Komi, 2002; Moritani & Muro, 1987; Rainoldi et al., 1999; Rudroff et al., 2005). Als Ursache für die Zunahme der Amplitudenparameter gilt die Erhöhung der

zentralnervösen Aktivierung, die zu einer Zunahme von Rekrutierung und Frequenzierung führt. Die Amplitude des O-EMGs ist umso höher, je mehr Einheiten im Falle einer Muskelaktion pro Zeiteinheit aktiviert werden und je höher die Spike-Amplitude und die mittlere Innervierungsfrequenz der Einheiten ist (Bigland-Ritchie, 1981a; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Hof, 1997; Kallenberg & Hermens, 2008; Moritani & Muro, 1987; Moritani et al., 2004; Luttmann et al., 2000). Bestätigt wird dieser Zusammenhang durch Daten der intramuskulären Elektromyographie (Moritani & Muro, 1987). Detaillierte Aussagen über den relativen Anteil von Rekrutierung und Frequenzierung an der Amplitudenerhöhung sind nicht möglich (Bigland-Ritchie, 1981a; Vøllestad, 1997). Simulationen mit vereinfachten signaltheoretischen Annahmen zeigen, dass sowohl die Verdopplung der Anzahl der aktiven motorischen Einheiten, als auch die Verdopplung der Innervierungsfrequenz bereits aktiver Einheiten jeweils zu einem Amplitudenanstieg um den Faktor $\sqrt{2}$ führt (Farina, Merletti & Stegeman, 2004).

Da bei zunehmender Rekrutierung und Frequenzierung sowohl der Kraftoutput als auch die EMG-Amplitude zunimmt, könnte man von einem linearem Zusammenhang zwischen Belastungsintensität und Amplitudenparametern ausgehen. Diese feste Beziehung besteht jedoch nicht, was in der Konsequenz dazu führt, dass anhand der Amplitudenhöhe nicht auf den momentanen Kraftoutput oder die Aktivierungshöhe eines einzelnen Muskels geschlossen werden kann. Bigland-Ritchie (1981a) fand in Replikationsstudien bei isometrischer Muskelarbeit und für Muskeln mit relativ hohem Typ I-Faseranteil tatsächlich stets lineare Amplituden-Kraft-Verläufe über den gesamten Intensitätsbereich von 0 bis 100% MVC. Lineare Beziehungen wurden auch von einigen anderen Autoren bestätigt (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a; im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Hof, 1997; Kouzaki et al., 1999). Nicht lineare Verläufe konnten Bigland-Ritchie (1981a) dagegen u.a. für den BB und BR feststellen, was ebenfalls Bestätigung fand (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a; im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004; im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; Grabiner et al., 1988; Hof, 1997). Bei den nicht linearen Verläufen der Muskeln mit eher gemischter Muskelfaserzusammensetzung waren die Amplituden-Zunahmen im unteren Intensitätsbereich flacher als im oberen (Bigland-Ritchie, 1981a). Im Gegensatz dazu

wurde im hohen Intensitätsbereich teilweise auch ein Abflachen im Amplituden-Kraft-Verlauf gefunden, was auf das Erreichen der Rekrutierungsgrenze zurückgeführt wird (Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Fuglevand, Winter & Patla, 1993; Grabiner et al., 1988). Der Einfluss der Rekrutierungsgrenze kann jedoch anhand von Simulationsstudien und experimentellen Studien noch nicht als generell bestätigt angesehen werden (Bigland-Ritchie, 1981a; Fuglevand et al., 1993).

Es sind jedoch nicht nur bei verschiedenen Muskeln unterschiedliche Amplituden-Kraft-Verläufe zu finden, was auf unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzungen und Rekrutierungsgrenzen zurückgeführt werden könnte, sondern auch für einen bestimmten Muskel in unterschiedlichen Studien. Für den BB wurden teilweise lineare Zunahmen (Gerdle et al., 1990; Hunter et al., 2003; Hunter et al., 2002; Rainoldi et al., 1999; Rudroff et al., 2005) und teilweise auch exponentielle Verläufe gefunden (Bigland-Ritchie, 1981a; Grabiner et al., 1988). Von einem festen Zusammenhang zwischen Belastungsintensität und Amplitudenparameter kann demnach auch bei Betrachtung eines Muskels nicht ausgegangen werden, was Rückschlüsse auf die Kraft grundsätzlich in Frage stellt.

Zurückgeführt werden unterschiedliche Amplituden-Kraft-Verläufe letztlich auf unterschiedliche Anteile der beiden Steuergrößen Rekrutierung und Frequenzierung, was jedoch nicht genauer beschrieben wird (Bigland-Ritchie, 1981a; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Fuglevand et al., 1993). Simulationen zeigen, dass unterschiedliche Rekrutierungsgrenzen und Frequenzzunahmen aktiver Einheiten zu unterschiedlichen Beziehungen zwischen neuronalem Input und Amplitudenparametern auf der einen Seite und zwischen neuronalem Input und Kraft auf der anderen Seite führen. Beide Beziehungen sind nicht linear, aber in dem Fall, in dem sie identisch sind, ist die Beziehung zwischen Amplitudenparametern und Belastungsintensität linear (Farina, Merletti & Enoka, 2004; Fuglevand et al., 1993; Kallenberg & Hermens, 2008). Fuglevand et al. (1993) fanden z.B. lineare Amplituden-Kraft-Verläufe nur bei Verwendung einer mit 80% MVC relativ hoch liegenden Rekrutierungsgrenze. Bei bestimmter Modulation der maximalen Entladungsraten ließ sich auch der häufig gefundene flachere Anstieg im unteren Intensitätsbereich finden, allerdings nicht sehr deutlich. Bei einer Rekrutierungsgrenze bei 50% MVC fanden sie dagegen das

bereits beschriebene Abflachen nach Erreichen der Rekrutierungsgrenze, was unerwartet war, da Bigland-Ritchie (1981a) bei Muskeln mit niedrigen Rekrutierungsgrenzen (bei 30 - 50% MVC) kein Abflachen fand.

Neben dem ungeklärten Einfluss von Rekrutierung und Frequenzierung auf die Amplituden-Kraft-Beziehung werden die teilweise widersprüchlichen experimentell erhobenen Befunde im Hinblick auf weitere starke Einflussfaktoren auf die Amplituden-Kraft-Verläufe diskutiert.

Die Synchronisation von motorischen Einheiten ist ein solcher Einflussfaktor, wobei die Aussagen nicht eindeutig sind. Grabiner et al. (1988) nennen sie als einen Grund dafür, dass die Amplituden-Kraft-Kurve bei höheren Intensitäten abflacht und schreiben ihr damit einen amplitudenreduzierenden Effekt zu. Auf der anderen Seite wird die Synchronisation bei der Oberflächen-Elektromyographie für Amplitudenzunahmen und steilere Anstiege im oberen Intensitätsbereich verantwortlich gemacht, da sie das Amplituden-Auslöschungsphänomen bei gleichzeitiger Aktivität zahlreicher Einheiten reduziert (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Fuglevand et al., 1993; Yao et al., 2000). Die im Computermodell simulierten Effekte der Synchronisation sind nicht unerheblich, da eine Amplitudenzunahme bis zu +130% zu finden ist (Yao et al., 2000).

Ein weiterer Faktor, der zu einer Amplitudenerhöhung beitragen kann, beruht auf Gewebeeffekten, welche bei ungleichmäßiger Verteilung verschiedener Muskelfasertypen im Muskel auftreten. In dem Fall, in dem die Typ II-Fasern im Muskel nicht gleichmäßig verteilt sind, sondern vor allem an der Muskeloberfläche zu finden sind (wofür es für verschiedene Muskeln Hinweise gibt (Johnson et al., 1973; Kamen, 2004; Moritani et al., 2004; im Überblick Noble et al., 2004)), wird eine zunehmende Aktivierung dieser zu einem überproportionalen Anstieg der Amplitudenparameter führen (Moritani & Muro, 1987).

Ein weiterer Einflussfaktor resultiert aus der Beteiligung verschiedener synergistisch wirksamer Muskeln (Bigland-Ritchie, 1981a; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Frigo & Shiavi, 2004; Hof, 1997). Verändert sich der relative Kraftbeitrag, wird dies Einfluss auf den Amplituden-Kraft-Verlauf jedes einzelnen Muskels bei zunehmender äußerer Kraft haben (Disselhorst-Klug et al., 2009). Darüber hinaus nimmt eine veränderte Antagonistenaktivität Einfluss (Bigland-Ritchie, 1981a; Hof, 1997).

Ein Faktor, der das EMG-Signal, aber nicht zwingend den Kraftoutput beeinflusst, ist die muskuläre Ermüdung mit dem Phänomen der Amplitudenzunahme. Die ermüdungsbedingte Amplitudenerhöhung könnte zum einen die gefundenen exponentiellen Verläufe erklären und zum anderen auch ein Ausbleiben des Abflachens im Amplituden-Kraft-Verlauf bei Erreichen der Rekrutierungsgrenze.

Zusammenfassend führt eine Erhöhung der Belastungsintensität zu einer Erhöhung der Amplitudenparameter. Wie stark der erhöhende Einfluss ist, ist abhängig von den anteiligen Steuergrößen Rekrutierung und Frequenzierung (die abhängig von der Muskelfaserzusammensetzung und der Rekrutierungsgrenze sind), von der Synchronisation, von der Verteilung der unterschiedlichen motorischen Einheiten im Muskel (Gewebeeffekte) und von der intermuskulären Koordination. Treten zudem Ermüdungseffekte auf, nehmen diese ebenfalls Einfluss, was im Folgenden intensiv diskutiert wird. Ein direkter Rückschluss auf den Kraftoutput oder die Höhe der Aktivierung ist aufgrund der Vielzahl der Einflussfaktoren nicht möglich.

Verhalten der EMG-Amplitudenparameter bei zunehmender Belastungsdauer

Die Beobachtung der Zunahme der EMG-Amplitudenparameter nicht nur bei Erhöhung der Belastungsintensität, sondern auch bei Aufrechterhaltung einer bestimmten Intensität über eine längere Dauer (s. Abb. 29) war Ausgangspunkt für die Verwendung dieses Parameters bei der Untersuchung der muskulären Ermüdung (Edwards, 1981). Doch die Datenlage ist keineswegs eindeutig. Mit zunehmender Belastungsdauer einer Bewegungsaufgabe und damit einhergehender Ermüdung (wie von den Autoren so angenommen und nicht weiter ausdifferenziert) werden widersprüchliche Amplitudenverläufe gefunden: Zunahmen, keine signifikanten Veränderungen und auch Abnahmen. Die Ursachen für die widersprüchlichen Ergebnisse liegen in den verschiedenen Faktoren, welche im Beanspruchungsverlauf gegensätzlichen Einfluss auf die Amplitudenparameter haben. Zu einer Erhöhung der EMG-Amplitude kann auf zentraler Ebene die kompensatorische Erhöhung des erregenden Inputs auf die α-Motoneurone, was zu einer Zunahme der Rekrutierung und mit Einschränkung auch der Entladungsrate führt, beitragen (s. Belastungsintensität). Des Weiteren kann eine zunehmende ermüdungsbedingte Synchronisation zur

Amplitudenerhöhung beitragen (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Orizio, 2000) (s. Belastungsintensität). Auf peripherer Ebene trägt die Zunahme von Aktionspotentialdauer und Hyperpolarisationsamplitude zu einer Amplitudenerhöhung bei (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Linssen et al., 1993; Luttmann et al., 2000). Zu einer Verringerung der EMG-Amplitude tragen auf zentraler Ebene die Reduktion der Innervierungsfrequenz und der Ausfall von motorischen Einheiten (v.a. von FT-Fasern) bei (Orizio, 2000), auf peripherer Ebene sind es die Abnahmen von Aktionspotentialamplitude und Faserleitgeschwindigkeit (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Linssen et al., 1993; Orizio, 2000). Der abnehmenden Faserleitgeschwindigkeit wird von einigen Autoren kontrovers ein amplitudenerhöhender Effekt zugeschrieben, da dadurch die Aktionspotentialdauer zunimmt (Bigland-Ritchie, 1981a; Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Gamet & Maton, 1989; Hägg, Luttmann & Jäger, 2000; Luttmann et al., 2000; Orizio, 2000), so dass der Einfluss uneindeutig ist.

Bei der Betrachtung des Amplitudenverhaltens im Beanspruchungsverlauf muss man zwischen maximalen und submaximalen Beanspruchungen unterscheiden. Bei maximalen isometrischen Muskelaktionen findet man eindeutig eine Reduktion der EMG-Amplitudenparameter im Beanspruchungsverlauf und zwar parallel zur Abnahme der Leistungsfähigkeit (Bigland-Ritchie, 1981a; im Überblick Garland et al., 1994; Kouzaki et al., 1999; im Überblick Moritani et al., 2004; Moritani et al., 1986; im Überblick Orizio, 2000; Vøllestad, 1997). Bigland-Ritchie (1981a) fand bei einer 80 s andauernder Maximalkontraktion eine auf ca. 30% reduzierte EMG-Amplitude bei einer Abnahme der Kraft auf ca. 35% MVC (s. Abb. 29). Die Abnahme der EMG-Amplitude ist bei Maximalkontraktionen, nach anfänglich relativ konstantem Verlauf, erst nach ca. 20 - 30 s deutlich zu erkennen (Bigland-Ritchie, 1981a; Moritani et al., 1986). Grund für die Abnahme bei Maximalbeanspruchungen ist, dass den amplitudenerhöhenden zentralen Faktoren Grenzen gesetzt sind. Im Gegenteil erfolgt sogar eine funktionale Reduktion der neuronalen Aktivierung durch eine Reduktion der Innervierungsfrequenz (s. „muscle wisdom“-Hypothese im Kapitel 2.2.3.2). Des Weiteren führt ein Ausfall von motorischen Einheiten zu einer Amplitudenreduktion (Moritani et al., 1986; im Überblick Orizio, 2000). Für die zeitliche Abfolge wird angenommen, dass die Abnahme der EMG-Amplitude zunächst maßgeblich durch die Abnahme der Innervierungsfrequenz bestimmt wird und erst im

weiteren Verlauf der Beanspruchung (nach ca. 10 s) durch den Ausfall von motorischen Einheiten verstärkt wird (im Überblick Garland et al., 1994; Grimby et al., 1981; im Überblick Orizio, 2000). Zusätzlich könnte eine gestörte Reizweiterleitung entweder bei der Übertragung der Erregung vom Nerv zum Muskel oder bei der Erregungsleitung entlang der Muskelfaser zur Abnahme der EMG-Amplitude beitragen (Bigland-Ritchie, 1981a). Dies wird jedoch angezweifelt, da der Abnahme des Amplitudenparameters bei einer Maximalkontraktion durch einen ballistischen „super effort“ entgegengewirkt werden kann und die Amplitude kurzfristig wieder auf den initialen Wert ansteigen kann (im Überblick Bigland-Ritchie, 1981a).

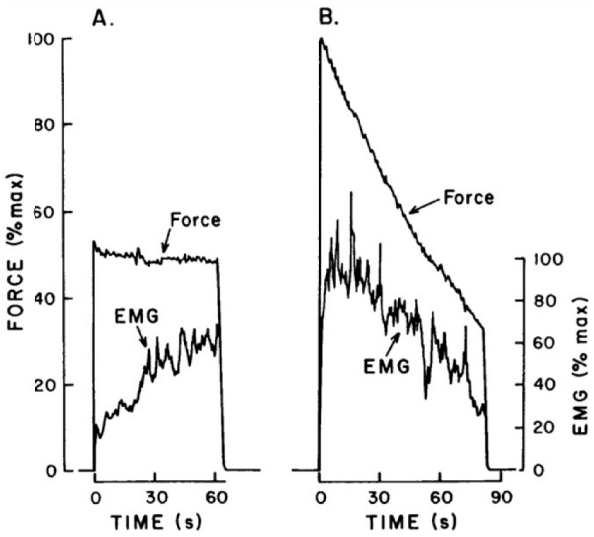

Abb. 29. Kraft und EMG des m. biceps brachii (geglättetes und gleichgerichtetes Signal) während einer willkürlichen isometrischen Muskelaktion: A) Mit konstanter Belastungsintensität von 50% MVC. B) Mit maximaler Belastungsintensität. Aus „EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions” von B. Bigland-Ritchie, 1981, *Exercise and Sport Sciences Reviews, 9*(1), S. 88. Copyright 1981 Wolters Kluwer Health. Genehmigter Nachdruck.

Bei Bewegungsaufgaben mit submaximaler Belastungsintensität bestehen im Vergleich zu maximaler Intensität mehr Kompensationsmöglichkeiten durch das motorische System, so dass häufig Amplitudenzunahmen zu finden sind (s. Abb. 29) (Bigland-Ritchie, 1981a*;* Gamet & Maton, 1989; im Überblick Garland et al., 1994; Gerdle et al., 1990; Holtermann et al., 2008; Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2002; Hunter et al., 2003; Kallenberg & Hermens, 2008; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Linssen et al., 1993; Moritani et al., 1986; Moritani et al., 1982; im Überblick Moritani et al., 2004; Phillips & Petrofsky,

1983; Potvin & Bent, 1997; Rudroff et al., 2007; Rudroff et al., 2005; im Überblick Vøllestad, 1997).

Dass die Rekrutierung neuer größerer motorischer Einheiten, über eine Senkung der Rekrutierungsschwelle, für die Amplitudenzunahme mitverantwortlich ist, konnte u.a. durch intramuskuläre EMG-Studien bestätigt werden (Christie & Kamen, 2009; Garland et al., 1994; Griffin et al., 1998; Maton & Gamet, 1989; Moritani et al., 1986). Daher kann die Rekrutierung die Zunahme der Amplitudenparameter im Beanspruchungsverlauf zumindest bei relativ geringen Belastungsintensitäten (unterhalb der Rekrutierungsgrenze) erklären (Hunter et al., 2003; Phillips & Petrofsky, 1983). Phillips und Petrofsky (1983) führen dagegen ihre gefundenen Zunahmen der EMG-Amplitude auf die Zunahme der Entladungsraten bereits aktiver Einheiten zurück, da die Rekrutierungsgrenze bei der gewählten Intensität von 70% MVC bereits überschritten war. Eine Zunahme der Entladungsrate scheint jedoch nur eingeschränkt möglich zu sein (s. Kapitel 2.2.3.2).

Wird eine Zunahme der Amplitudenparameter im Beanspruchungsverlauf einer submaximalen isometrischen Muskelaktion gefunden, ist diese bei Betrachtung mehrerer Messzeitpunkte häufig (annähernd) linear und das sowohl bei geringen (10 - 20% MVC) als auch hohen Intensitäten (bis 80% MVC) (Gamet & Maton, 1989; Hunter & Enoka, 2003; Kallenberg & Hermens, 2008; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992, 1993; Moritani et al., 1982). Jedoch wird nicht immer eine lineare Zunahme der EMG-Amplitude über die gesamte Belastungsdauer gefunden. Bei relativ geringer Belastungsintensität (20 - 30% MVC) findet man z.B. für die Ellenbogenflexoren und -extensoren in der ersten Beanspruchungshälfte teilweise nur einen sehr geringen Anstieg, woraufhin ein deutlicher (linearer) Anstieg in der zweiten Beanspruchungshälfte folgt (Gamet & Maton, 1989; Hunter et al., 2003; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1993). Die relativ geringe Zunahme in der ersten Beanspruchungshälfte kann eventuell allein auf die amplitudenerhöhenden Effekte einer veränderten Aktionspotentialform der aktiven Einheiten (Zunahme der Aktionspotentialdauer und der Hyperpolarisationsamplitude) ohne bereits einsetzende kompensatorische Rekrutierung zurückgeführt werden (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Kallenberg und Hermens (2008) bestätigen die Möglichkeit der Zunahme der EMG-Amplitude ohne Erhöhung des neuronalen Inputs. Sie konnten zeigen, dass die Anzahl der

Aktionspotentiale pro Zeiteinheit unverändert bleibt, während bei einer sehr geringen Belastungsintensität (<15% MVC) die Amplitudenparameter aufgrund von Ermüdung stark zunahmen (+50%). Der steilere Anstieg der Amplitudenparameter in der zweiten Beanspruchungshälfte beruht vermutlich auf einer Kombination von peripheren Veränderungen und zentraler Aktivitätserhöhung. Auch die zunehmende Synchronisierung, kann die Zunahme der Amplitudenparameter in späteren Beanspruchungsphasen verstärken.

Im Gegensatz zu relativ geringen Intensitäten gibt es Hinweise darauf, dass bei 80% MVC die EMG-Amplitude direkt ab Beginn einer isometrischen Muskelaktion stark ansteigt, aber nur bis circa zur Hälfte der Belastungsdauer (Linssen et al., 1993). Nach Erreichen des Amplituden-Maximums können die Amplitudenparameter wieder leicht abnehmen oder konstant bleiben, während die geforderte Kraft noch realisiert werden kann (Linssen et al., 1993). Die Kraft zum Zeitpunkt, zu dem keine weitere Amplitudensteigerung mehr erfolgt, ist vermutlich die momentan mögliche maximal erzeugbare Kraft (im Überblick Merletti, Lo Conte & Orizio, 1991). Da keine weitere Erhöhung des neuronalen Inputs mehr möglich ist, nehmen die EMG-Amplitudenparameter entsprechend der Befunde bei maximaler Belastungsintensität ab. Dieses Amplitudenverhalten findet man auch bei relativ geringen Belastungsintensitäten (25 - 30% MVC) (Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1993). Der Anstieg kann bei ca. +150 bis +250% des initialen Wertes und 90% der Haltezeit enden.

Auf die Zunahme der Amplitudenparameter im Beanspruchungsverlauf nehmen noch weitere Faktoren Einfluss, von denen zwei nachfolgend diskutiert werden.

Der erste Faktor betrifft die Gewebeeffekte (s. Belastungsintensität). Wie kompliziert der Einfluss des Gewebes ist, wird dadurch deutlich, dass bei Ermüdung mit einer Vergrößerung des Abstandes zwischen Elektroden und aktiven Fasern nicht zwingend eine Amplitudenreduktion verbunden ist. Grund dafür ist, dass die peripheren ermüdungsbedingten amplitudenerhöhenden Effekte verstärkt werden, wenn der Abstand zunimmt. Denn die Amplitudenzunahme aufgrund der Verlängerung der Depolarisationszone und der zunehmenden Hyperpolarisationsamplitude ist umso stärker, je weiter die Elektroden von den aktiven Fasern entfernt sind (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Daher kann der aus den peripheren Faktoren resultierende amplitudenreduzierende Effekt in hohen Beanspruchungsphasen bei größeren Abständen zwischen Elektroden und

aktiven Fasern (12 mm vs. 6 mm) deutlich verringert werden bis ausbleiben (Dimitrova & Dimitrov, 2003).

Der zweite Faktor betrifft Veränderungen der intermuskulären Koordination (Chabran et al., 2002; Petrofsky & Laymon, 2005). Bei der Interpretation unterschiedlicher Amplitudenverläufe muss beachtet werden, dass im Beanspruchungsverlauf Aktivitätswechsel zwischen synergistisch wirksamen Muskeln möglich sind. Amplitudenzunahmen können daher durch eine Zu- und Abnahme der relativen Belastungsintensität beeinflusst werden. Aktivitätszunahmen können darüber hinaus auch aus einer erhöhten Aktivierung von Antagonisten resultieren (Chabran et al., 2002).

Die stärksten Amplitudenzunahmen in Relation zu den initialen Werten werden bei sehr geringen Belastungsintensitäten gefunden. Bei 15% MVC entsprechen die Endwerte bis zu +380% des initialen Wertes (Krogh-Lund & Jørgensen, 1992). Bei 50% MVC fanden Moritani et al. (1986) dagegen eine Zunahme von ca. +100% und damit nur eine Verdopplung des initialen Wertes. Werden an Maximalkrafttests normalisierte Werte angegeben, so werden teilweise 100% erreicht (Phillips & Petrofsky, 1983), häufig aber auch nicht (Bigland-Ritchie, 1981a; Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2003; Potvin & Bent, 1997). Dass die normalisierten Werte bei erschöpfungsbedingtem Abbruch einer Bewegungsaufgabe mit geringer Belastungsintensität (20% MVC) relativ gering sein können, zeigen Daten der Arbeitsgruppe um Enoka. Es wurden lediglich Amplitudenwerte von 20 bis 31% erreicht (Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2003). Ein Grund für die geringen Werte könnte in den amplitudenreduzierenden peripheren Faktoren bestehen, die in der zweiten Beanspruchungshälfte einen stärkeren Effekt als die peripheren Faktoren mit amplitudenerhöhendem Effekt haben (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Des Weiteren kann die Abnahme der Entladungsrate mitverantwortlich sein, v.a. wenn keine neuen Einheiten mehr rekrutiert werden können, welche die mittlere Entladungsrate erhöhen könnten. Von einer im Vergleich zur Maximalkontraktion geringen Aktivierung kann vor dem Hintergrund peripherer amplitudensenkender Einflussfaktoren und der funktionalen Bedeutung der Senkung der Entladungsrate nicht sicher ausgegangen werden. Ein direkter Rückschluss von Amplitudenparametern auf die Höhe der Aktivierung scheint auch bei normalisierten Amplitudenparametern insgesamt nicht möglich. Da bei „positions tasks“ aufgrund der kürzeren

Haltezeit geringere Amplitudenwerte bei Abbruch der Aufgabe gefunden werden (bei vergleichbarem Anstieg der Amplitudenparameter) als bei „force tasks“ (14,9 vs. 22,4%) kommen eventuell noch Gründe in Frage, die der intermuskulären Koordination zuzuordnen sind (Hunter et al., 2002). So könnte tatsächlich eine relativ geringere Aktivierung der Kinetoren vorliegen, wenn die Leistungslimitierung durch andere Muskelgruppen, z.B. Stabilisatoren bedingt ist (s. Kapitel 2.4.2) (Rudroff et al., 2007).

Die Steilheit der Zunahme der Amplitudenparameter im Beanspruchungsverlauf einer isometrischen Muskelaktion ist abhängig von der Muskelfaserzusammensetzung und der initialen Belastungsintensität. Ein Muskel mit relativ hohem FT-Faseranteil (BB) hat unabhängig von der Belastungsintensität ein steileres Anstiegsverhalten im Vergleich zu einem Muskel mit geringerem FT-Faseranteil (m. soleus) (Moritani et al., 1982). Bezüglich der initialen Belastungsintensität gibt es Hinweise darauf, dass die Amplitudenzunahme desto steiler verläuft, je höher diese ist (im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; Moritani et al., 1982). Eine Allgemeingültigkeit dieser Beziehung kann jedoch nicht angenommen werden, was Rainoldi et al. (1999) zeigen konnten. Die Amplitudenzunahme war beim BB zwar erwartungsgemäß etwas stärker, wenn statt 10 mit 30% MVC beansprucht wurde. Bei weiterer Intensitätserhöhung fanden sich jedoch keine eindeutigen Effekte, da die Variabilität sehr hoch war und gegensätzliche Trends gefunden wurden (Rainoldi et al., 1999). Dass die Beziehung zwischen initialer Belastungsintensität und Steilheit der Amplitudenzunahme ebenfalls von der Muskelfaserzusammensetzung abhängig sein könnte, zeigen Ergebnisse von Moritani et al. (1982): Für den BB konnte im Gegensatz zu Rainoldi et al. (1999) tatsächlich mit Zunahme der Intensität ein steileres Anstiegsverhalten gefunden werden. Für den m. soleus, ein Muskel mit hohem ST-Faseranteil, wurde dieser Zusammenhang nicht deutlich (Moritani et al., 1982). Eine hohe interindividuelle Variabilität der Beziehung zwischen initialer Belastungsintensität und Anstieg könnte daher auf einer intraindividuell unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzung beruhen.

Zusammenfassend nehmen die Amplitudenparameter vor allem aufgrund der kompensatorischen Erhöhung der Steuergröße Rekrutierung zu. Wie stark die Amplitudenzunahme ist, ist abhängig von der Notwendigkeit einer Kompensation (in Abhängigkeit von der Belastungsintensität und der Muskelfaserzusam-

mensetzung), von den Kompensationsmöglichkeiten (in Abhängigkeit von der Muskelfaserzusammensetzung), von der funktionell bedingten Abnahme der Entladungsrate, vom Ausmaß der Synchronisation, von der Verteilung der unterschiedlichen motorischen Einheiten im Muskel (Gewebeeffekte) und letztlich auch von den amplitudenerhöhenden und -reduzierenden Effekten einer veränderten Aktionspotentialform. Sind alle Kompensationsmöglichkeiten ausgeschöpft, nehmen die Amplitudenparameter aufgrund der Reduktion der Entladungsrate, des Ausfalls von motorischen Einheiten, der peripheren amplitudenreduzierenden Faktoren und einer möglichen Einschränkung der Erregungsleitung ab. Da die amplitudenreduzierenden Faktoren im Beanspruchungsverlauf zunehmen, ist beim Vergleich von Amplitudenwerten zu verschiedenen Messzeitpunkten keine eindeutige Aussage über die Beanspruchungshöhe möglich, wenn keine Verlaufsdaten vorliegen. Darüber hinaus beeinflussen unterschiedliche Belastungsintensitäten synergistisch wirksamer Muskeln und eine Veränderung der relativen Kraftbeiträge die Amplitudenzunahmen.

Verhalten der EMG-Frequenzparameter in Abhängigkeit von der Belastungsintensität

Die Beziehung zwischen den Frequenzparametern und der Belastungsintensität ist nicht eindeutig. Ein häufig gefundenes Ergebnis ist die Zunahme der Frequenzparameter bis zu einer bestimmten Belastungsintensität mit einem sich anschließenden Plateau oder geringfügigen Abnahmen bei weiterer Intensitätserhöhung (Farina, Fosci & Merletti, 2002; Gamet, Duchene, Garapon-Bar & Goubel, 1993; Gamet, Duchene & Goubel, 1996; Gerdle et al., 1990; Hagberg & Ericsson, 1982; Karlsson et al., 2003; Lowery, Nolan & O´Malley, 2002; Mannion & Dolan, 1996; im Überblick Moritani & Muro, 1987). Dieses Verhalten wird sowohl bei simulierten als auch bei experimentell erhobenen Daten gefunden (Farina et al., 2002). In manchen Untersuchungen findet sich jedoch überhaupt kein Einfluss der Belastungsintensität auf die Frequenzparameter (Farina et al., 2002) und wieder andere finden sogar Frequenzabnahmen (im Überblick Farina et al., 2002; im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Gamet et al., 1993; Gamet et al., 1996; im Überblick Gerdle et al., 1990; Rainoldi et al., 1999).

Die Faserleitgeschwindigkeit (mit Werten zwischen 3 bis 6 m/s (Basmajian & De Luca, 1985)) wird als hauptsächlicher Einflussfaktor auf die Frequenzparameter diskutiert. Eine Zunahme der Frequenzparameter bei Erhöhung der Belastungsintensität wird daher durch die Zuschaltung größerer α-Motoneurone mit höherer Leitgeschwindigkeit erklärt (Lowery et al., 2002). Der Faktor hinter der Frequenzzunahme ist daher die Rekrutierung und nicht die Frequenzierung. Auf der Grundlage dieses angenommenen Zusammenhangs wird aus dem Anstiegsverhalten der Frequenzparameter auf die Rekrutierungsgrenze geschlossen: Bei der Belastungsintensität, ab der kein weiterer Frequenzanstieg mehr zu verzeichnen ist, wird die Rekrutierungsgrenze angenommen. Da eine weitere Kraftsteigerung nur über die Erhöhung der Entladungsrate möglich ist, bleiben die Frequenzparameter konstant oder nehmen bereits wieder leicht ab (im Überblick Clancy et al., 2004; im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Gerdle et al., 1990; Moritani et al., 2004). In Stimulationsexperimenten mit kontrollierter Rekrutierungszunahme und der Anwendung von intramuskulärer Elektromyographie konnte Bestätigung für diese Annahme gefunden werden (im Überblick Christensen et al., 1995; im Überblick Clancy et al., 2004; im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004; im Überblick Gerdle et al., 1990). Als Gründe für den sehr geringen Einfluss der Entladungsrate auf die Frequenzparameter werden zum einen die sehr geringe Leistung möglicher Peaks im Powerspektrum bei mittlerer Entladungsrate (Joynt, Erlandson & Rourke, 1988) und das asynchrone und stochastische Entladungsverhalten genannt (Farina, Merletti & Enoka, 2004; Hodson-Tole & Wakeling, 2009). In Simulationen konnte gezeigt werden, dass bei nicht vorhandener Streuung der Entladungen tatsächlich Peaks bei der mittleren Entladungsrate und bei Vielfachen dieser zu finden waren. Bei zunehmender Streuung (bis 30%) waren diese Peaks jedoch nicht mehr identifizierbar (Farina, Merletti & Enoka, 2004; Joynt et al., 1988). Insgesamt wird der Einfluss der Entladungsrate auf das Powerspektrum jedoch kontrovers diskutiert. Neben denen, die einen Einfluss ausschließen, sehen einige Autoren zumindest einen indirekten Einfluss, da die Entladungsrate die Faserleitgeschwindigkeit beeinflusst (Farina, Merletti & Enoka, 2004). Andere Autoren gehen von einem direkten Zusammenhang aus (Fuglsang-Frederiksen & Rønager, 1988; Gamet & Maton, 1989; Kamen, 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991; Lowery et al., 2002) und wieder andere

relativieren den Einfluss und nehmen nur einen sehr geringen Effekt an (Enoka, 2002; Hermens et al., 1992; Joynt et al., 1988; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; im Überblick Stegeman et al., 2004). In einer Simulationsstudie konnte gezeigt werden, dass eine Vervierfachung der Entladungsrate die Frequenzparameter lediglich um 5% erhöht (Hermens et al., 1992). Zusammenfasssend wird der Einfluss der Entladungsrate als gering eingeschätzt und direkte Rückschlüsse auf die Höhe der Entladungsrate ausgeschlossen, da das Powerspektrum auf der Zerlegung des Signals in verschiedene Sinus-Schwingungen basiert (Merletti, Rainoldi & Farina, 2004).

Eine eindeutige Erklärung des Verhaltens der Frequenzparameter anhand der Veränderungen der Faserleitgeschwindigkeit ist ebenfalls nicht möglich. Eine Zunahme der Faserleitgeschwindigkeit mit ansteigender Belastungsintensität scheint eindeutig feststellbar zu sein (Farina et al., 2002; Gerdle et al. 1990; Hagberg & Ericsson 1982; Nagata et al., 1990; Rainoldi et al., 1999), die Frequenzparameter nehmen jedoch nicht immer parallel zu. Das Verhalten der Frequenzparameter bei ansteigender Belastungsintensität scheint sehr individuell zu sein. Als Erklärungsansätze für nicht gefundene parallele Zunahmen werden die Zunahme der Streuung der Faserleitgeschwindigkeit (Merletti et al., 2001; Rainoldi et al., 1999), die ansteigende räumliche Ausbreitung der Aktionspotentiale (Rainoldi et al., 1999) und die unterschiedlichen Anteile von Rekrutierung und Frequenzierung bei der Steigerung des Kraftoutputs angeführt (Moritani & Muro, 1987). Zusätzlich erfolgt der Verweis auf andere Einflussfaktoren, auf die im Folgenden noch eingegangen wird.

Als ein Einflussfaktor auf die Beziehung zwischen Faserleitgeschwindigkeit und EMG-Frequenzparameter gelten Gewebeeffekte. Wenn die aktiven motorischen Einheiten einen sich ständig variierenden Abstand zu den Elektroden aufweisen, ist die Beziehung zwischen Faserleitgeschwindigkeit und den erfassten Frequenzparametern schwach, da die Erfassung der Faserleitgeschwindigkeit unabhängig von der Lokalisation der aktiven Einheit ist (Farina et al., 2002). Das Gewebe (Fett, Haut) wirkt auf das EMG-Signal jedoch als Tiefpassfilter. Hohe Frequenzen tiefliegender Muskelfasern werden gefiltert, so dass die Frequenzparameter abnehmen, wenn der Abstand zwischen Elektroden und aktiven Einheiten zunimmt (Basmajian & De Luca, 1985; Freiwald, Baumgart & Konrad, 2007; Hagberg & Ericson, 1982; Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Ka-

men, 2004; Merletti et al., 2004; Orizio, 2000). Daher kann die Rekrutierung großer tief liegender Einheiten tatsächlich zu einer Abnahme oder ausbleibenden Zunahme der Frequenzparameter führen, auch wenn die durchschnittliche Leitgeschwindigkeit zunimmt (Farina et al., 2002; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Merletti et al., 2004). Liegen später zugeschaltete größere Einheiten dagegen oberflächlicher als bereits aktive Einheiten, wird der frequenzsteigernde Effekt der Rekrutierung verstärkt (Moritani & Muro, 1987). Die Filtereffekte des Gewebes auf das EMG-Signal der aktiven Einheiten führen dazu, dass das Frequenzmaximum nicht unbedingt im Bereich der Rekrutierungsgrenze zu finden ist und eine Rekrutierungsreihenfolge nach Hennemann nicht zwingend zu einem Anstieg der Frequenzparameter führt (Farina et al., 2002; Stegeman et al., 2004). Dies konnte in Simulationsexperimenten mit verschiedenen Rekrutierungsgrenzen bestätigt werden (Farina et al., 2002).

Des Weiteren konnte in einem Simulationsexperiment gezeigt werden, dass unterschiedliche Effekte von neu rekrutierten Einheiten auf bereits aktive Einheiten auch unterschiedliche Auswirkung auf die Zunahme der Frequenzparameter bei ansteigender Belastungsintensität haben. Wurde ein Rekrutierungsverhalten verwendet, bei dem bei Zunahme der Aktivierung größerer Einheiten die kleineren gehemmt wurden (und nach 5 s nur noch die höherschwelligen Einheiten aktiv waren), so ließ sich ein deutlich geringeres Abflachen der Frequenzkurve bei Steigerung der Belastungsintensität finden (Wakeling, 2009).

Neben der Rekrutierung beeinflusst auch die Synchronisation von motorischen Einheiten die Frequenzparameter. Allgemein wird angenommen, dass eine zunehmende Synchronisation die Frequenzparameter reduziert (Ament et al., 1996; im Überblick Clancy et al., 2004; Kamen, 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Luttmann et al., 2000; im Überblick Wakeling, 2009). Yao et al. (2000) fanden bei moderatem und hohem simulierten Synchronisationslevel (bestimmt über die Anzahl synchronisierter Einheiten und die Häufigkeit synchronisierter Entladungen) tatsächlich eine Abnahme der Frequenzparameter im Vergleich zur Aktivierung ohne Synchronisation (z.B. von 78 Hz auf 46 Hz bei 50% MVC). Es gibt jedoch Hinweise darauf, dass bei vollständiger und nicht vorhandener Synchronisation die gleichen Frequenzwerte vorliegen können und Reduktionen nur bis zu einer mittleren Synchronisation erfolgen (Stegeman et al., 2004). Insgesamt ist der Einfluss der Synchronisation

aufgrund unterschiedlicher variierbarer und ungeklärter physiologischer Synchronisationsparameter als nicht eindeutig zu beschreiben. Frequenzreduzierende Effekte sind jedoch wahrscheinlich.

Ein weiterer wichtiger Einflussfaktor auf das Verhalten der Frequenzparameter bei ansteigender Belastungsintensität ist die Ermüdung, was im Folgenden ausführlich diskutiert wird. Bei einer Bewegungsaufgabe mit ansteigender Belastungsintensität bis 100% MVC innerhalb von 10 s kann die Ermüdung bereits zu einer Frequenzabnahme führen (Gerdle et al., 1990). Hagberg und Ericson (1982) führen die Ermüdung auch bei sehr kurzen Intensitätsstufen (3 - 5 s) und einminütigen Pausen zwischen den Stufen, als Grund dafür an, dass bei 80% MVC geringere Frequenzwerte gefunden werden als bei 40 und 50% MVC.

Im Zusammenhang mit den Testprotokollen muss auch die Muskeltemperatur als Einflussfaktor genannt werden. Eine Zunahme dieser, was mit Zunahme der Belastungsintensität und -dauer zu erwarten ist (im Überblick Hagberg & Ericson, 1982), hat im Gegensatz zur Ermüdung einen frequenzerhöhenden Effekt (Petrofsky & Laymon, 2005; Potvin & Bent, 1997; im Überblick Wakeling, 2009), was vermutlich auf den Effekten auf die Faserleitgeschwindigkeit beruht (Petrofsky & Laymon, 2005).

Als letzter Einflussfaktor auf den Frequenz-Kraft-Verlauf sei auch hier eine veränderte intermuskuläre Koordination genannt.

Bei gegebener Belastungsintensität lassen sich für verschiedene Muskeln unterschiedlich hohe Frequenzparameter feststellen. Der BB hat zum Beispiel einen um durchschnittlich +35,7 Hz höheren Frequenzparameter als der m. soleus (Moritani et al., 1982). Der BR hat um durchschnittlich +9,0 bis +22,0 Hz höhere Frequenzwerte als der BB (s. Tab. 8) (Gamet & Maton, 1989; Guével et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990). Teilweise werden jedoch auch keine Unterschiede gefunden (Krogh-Lund & Jørgensen, 1992). Es wird angenommen, dass die Muskelfaserzusammensetzung über die Faserleitgeschwindigkeit die Höhe der Frequenzparameter bestimmt, so dass Muskeln mit hohem FT-Faseranteil auch höhere Frequenzen haben (Kouzaki et al., 1999; Mannion & Dolan, 1996; im Überblick Merletti et al., 2004; im Überblick Rainoldi, Casale, Hodges & Jull, 2004; Rainoldi, Falla, Mellor, Bennell & Hodges, 2008). Die initialen Frequenzwerte stehen jedoch nicht in direktem Zusammenhang mit der Fasertypzusammensetzung, da bei submaximalen

Beanspruchungen bedeutsam ist, welche Fasertypen momentan aktiv sind (Wretling et al., 1997). Komi und Tesch (1979) konnten jedoch auch bei maximaler Belastungsintensität, bei der alle Fasern aktiv sein sollten, keinen Einfluss des FT-Faseranteils (41,2 vs. 60,3%) des m. vastus lateralis auf seine absoluten Frequenzwerte finden, so dass der Einfluss der Faserzusammensetzung nicht ganz eindeutig ist. Es wird davon ausgegangen, dass Gewebeeffekte die Beziehung beeinflussen können (Rainoldi et al., 2008).

Auch der Anstieg der Frequenzparameter bei zunehmender Belastungsintensität ist abhängig von der Muskelfaserzusammensetzung. Der Anstieg ist umso ausgeprägter, je höher der Anteil an FT-Fasern ist (Merletti et al., 2001; Moritani & Muro, 1987). Bestätigung für diesen Sachverhalt liefern Experimente mit Personengruppen, bei denen von einer unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzung ausgegangen wird. Der Anstieg der Faserleitgeschwindigkeit und der Frequenzparameter mit zunehmender Belastungsintensität ist bei jüngeren Personen stärker als bei älteren, für welche ein geringerer Anteil an FT-Fasern angenommen wird (im Überblick Merletti et al., 2001). Des Weiteren ist der Anstieg bei hochtrainierten Personen stärker als bei untrainierten (Moritani & Muro, 1987). Auf Basis dieser Ergebnisse wird angenommen, dass anhand der Frequenzparameter Rückschlüsse auf die Muskelfaserzusammensetzung und den relativen Anteil verschiedener Fasertypen an der Krafterzeugung gezogen werden können (Moritani & Muro, 1987).

Zusammenfassend werden häufig Frequenzzunahmen bei ansteigender Belastungsintensität gefunden, was auf die Rekrutierung von motorischen Einheiten mit hoher Faserleitgeschwindigkeit zurückgeführt wird. Die Belastungsintensität ab der keine weitere Zunahme zu verzeichnen ist, wird als Rekrutierungsgrenze interpretiert. Gewebeeffekte und bestimmte Rekrutierungsbedingungen werden als Ursachen dafür angeführt, dass der Anstieg nicht zwingend an der Rekrutierungsgrenze endet. Gefundene Frequenzabnahmen bei ansteigender Belastungsintensität können darüber hinaus auf eine zunehmende Synchronisation und auch auf ermüdungsbedingte Effekte zurückgeführt werden. Eine Erhöhung der Muskeltemperatur kann die Frequenzzunahme dagegen verstärken. Ein hoher FT-Faseranteil wird als Ursache für hohe Frequenzwerte und starke Zunahmen der Frequenz bei Erhöhung der Belastungsintensität gesehen.

Verhalten der EMG-Frequenzparameter bei zunehmender Belastungsdauer

Die qualitative Veränderung der Frequenz des EMG-Signals im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe wurde von H. Piper bereits 1912 während der Anfänge der Elektromyographie entdeckt und als „slowing“ des Signals beschrieben (im Überblick Cifrek, Medved, Tonkovic & Ostojic, 2009; im Überblick Dimitrova & Dimitrov, 2003; im Überblick Merletti et al., 2004). Seitdem werden Frequenzanalysen des O-EMG-Signals angewendet, um Hinweise auf die Ermüdung der Muskulatur zu gewinnen. Die gefundene Abnahme der Frequenzparameter wird hauptsächlich auf die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit zurückgeführt (Cifrek et al., 2009; Dimitrova & Dimitrov, 2003; im Überblick Farina, Merletti & Enoka, 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991; Phillips & Petrofsky, 1983; im Überblick Vøllestad, 1997). Tatsächlich lässt sich in Ermüdungsstudien häufig eine parallele Abnahme beider Parameter finden (im Überblick Dimitrova & Dimitrov, 2003; Farina et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Linssen et al., 1993; Rainoldi et al., 1999). Die Ursachen für die Abnahme der mittleren Faserleitgeschwindigkeit sind zunächst peripher (verminderte Erregbarkeit der Muskelfasermembran, s. Kapitel 2.2.2.1) und bekommen erst bei Ausfall von motorischen Einheiten mit hohen Faserleitgeschwindigkeiten eine zentrale Komponente (Cifrek et al., 2009; Nagata et al., 1990). Seit den Pionierarbeiten werden die Einflussfaktoren für die Abnahme der Frequenzparameter im Beanspruchungsverlauf jedoch intensiv diskutiert (Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; im Überblick Luttmann et al., 2000; Nagata et al., 1990). Im Zusammenhang mit der Belastungsintensität wurde bereits diskutiert, dass kein direkter Zusammenhang zwischen der Faserleitgeschwindigkeit und den Frequenzparametern besteht. Bei Ermüdungsstudien findet man häufig deutlich stärkere Veränderungen der Frequenzparameter in Relation zu den Veränderungen der Faserleitgeschwindigkeit, so dass die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit als einzige Erklärung für die Veränderungen der Frequenzparameter nicht ausreicht (im Überblick Dimitrova & Dimitrov, 2003; Farina et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Lowery et al., 2002; Linssen et al., 1993; im Überblick Luttmann et al., 2000; Merletti, Knaflitz & De Luca, 1990; Rainoldi et al., 1999; Stegeman et al., 2004). In einigen Fällen konnte eine Frequenzreduktion auch bei konstant bleibender Faserleitgeschwindigkeit gefunden werden (im Überblick Dimitrova & Dimitrov,

2003; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Rainoldi et al., 1999; Stegeman et al., 2004). In Einzelfällen findet man sogar Frequenzabnahmen bei Zunahmen der Faserleitgeschwindigkeit im Beanspruchungsverlauf (Krogh-Lund & Jørgensen, 1991; Rainoldi et al., 1999). Bei genauerer Betrachtung der zeitlichen Abläufe findet man Hinweise darauf, dass die Beziehung beider Parameter von der Beanspruchungsphase abhängig ist. Bei elektrischer Stimulation ist die Abnahme der Frequenzparameter in der ersten Hälfte der Beanspruchung geringer als die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit, in der zweiten Hälfte jedoch höher (Stegeman et al., 2004). Studien zu isometrischen Muskelaktionen bestätigen, dass die Frequenzparameter vor allem in der zweiten Beanspruchungshälfte im Vergleich zur Faserleitgeschwindigkeit überproportional abnehmen (teilweise bei nicht mehr abnehmenden Faserleitgeschwindigkeiten) (Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Lowery et al., 2002). Dass die Frequenzparameter trotz konstanter oder sogar zunehmender Faserleitgeschwindigkeit, was durch eine kompensatorische Rekrutierung größerer motorischer Einheiten bedingt sein kann (Houtman et al., 2003; Krogh-Lund & Jørgensen; 1991, 1992, 1993), abnehmen, kann nur auf andere Ursachen zurückgeführt werden. Einige davon wurden bereits im Zusammenhang mit der Belastungsintensität diskutiert und werden daher nur kurz wieder aufgegriffen.

Der Shift im Powerspektrum zu niederen Frequenzen wird durch den Ausfall oberflächlich gelegener motorischer Einheiten oder die Rekrutierung tiefer im Muskel gelegener Einheiten durch die damit zusammenhängenden Gewebeeffekte verstärkt (Merletti et al., 2001; Rainoldi et al., 1999). Als weiterer die Frequenzabnahme beeinflussender Faktor wird auch die Zunahme der Streuung der Faserleitgeschwindigkeiten zwischen verschiedenen motorischen Einheiten aufgeführt (Merletti et al., 2001; Rainoldi et al., 1999). Bereits diskutiert wurde auch der uneindeutige, aber möglichweise frequenzreduzierende Einfluss der Synchronisation, der von einigen Autoren neben der Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit als Hauptgrund für die ermüdungsbedingte Abnahme der Frequenzparameter genannt wird (Ament et al., 1996; Cifrek et al., 2009; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992; Luttmann et al., 2000). Eine zunehmende Synchronisation wird auch für die unterschiedlichen Zeitverläufe bei den Veränderungen von Faserleitgeschwindigkeit und Frequenzparametern verantwortlich gemacht (Stegeman et al., 2004). Des Weiteren wird die Veränderung der

Entladungsrate angeführt, was wie bereits dargestellt, aufgrund des höchstwahrscheinlich sehr geringen Einflusses kritisch gesehen werden muss.
Als weiterer wesentlicher Einflussfaktor auf das Powerspektrum, der noch nicht diskutiert wurde, gilt die Veränderung der Form der Aktionspotentiale. Dieser Faktor wird im Zusammenhang mit Ermüdung häufig getrennt von den anderen Faktoren genannt, ist aber von diesen nicht unabhängig, sondern eher übergeordnet. Einfluss auf die Form der Aktionspotentiale nimmt u.a. die Faserleitgeschwindigkeit und das Gewebe (im Überblick Dimitrova & Dimitrov, 2003; Enoka, 2002; Gamet & Maton, 1989; Komi & Tesch, 1979; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Linssen et al., 1993; Lowery et al., 2002; Luttmann et al., 2000; Phillips & Petrofsky, 1983; Stegeman et al., 2004). Die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit bedingt eine Ausdehnung des bipolar erfassten Aktionspotentials und damit eine Zunahme der Aktionspotentialdauer. Dadurch wird die Interferenz der Aktionspotentiale erhöht, was für die Abnahme der Frequenzparameter verantwortlich gemacht wird (Phillips & Petrofsky, 1983). In einer Simulation konnte gezeigt werden, dass mit zunehmender Dauer des Aktionspotentials die Frequenzparameter abnehmen, wobei die Einflusshöhe durch weitere Formparameter bestimmt wird (Hermens et al., 1992). Es gibt jedoch auch Hinweise darauf, dass die Gesamtdauer des Aktionspotentials nicht zu Frequenzverschiebungen im Powerspektrum eines Oberflächen-Signals führt (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Vielmehr scheinen Veränderungen in den einzelnen Phasendauern der Aktionspotentiale maßgeblich für den Shift verantwortlich zu sein, was in Simulationen gezeigt werden konnte (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Joynt et al., 1988). Neben veränderten Phasendauern führt die Zunahme des negativen Potentials während der Hyperpolarisation ebenfalls zu einer Frequenzreduktion (Dimitrova et al., 2009).
Die Abnahme der Frequenzparameter ist bei relativ hohen Intensitäten (60 - 100% MVC) linear (Dimitrova et al., 2009; Guêvel et al., 2000; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1986; Phillips & Petrofsky, 1983). Teilweise wird ein Abflachen der Kurve im Beanspruchungsverlauf gefunden (s. Abb. 30) (Kouzaki et al., 1999; Merletti et al., 1990; Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1986). Auch bei relativ geringen Intensitäten (2,5 - 30% MVC) wird eine lineare Abnahme gefunden (Gerdle et al., 1990; Gamet & Maton, 1989; Guêvel et al., 2000; Kallenberg & Hermens, 2008; Kouzaki et al., 2004; Krogh-Lund &

Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Mannion & Dolan, 1996). Die Abnahme kann auch bei relativ geringen Intensitäten von Beanspruchungsbeginn an erfolgen. Krogh-Lund und Jørgensen (1991, 1992, 1993) fanden bei Intensitäten von 15 - 30% MVC bereits im ersten Zehntel der Beanspruchungsdauer deutliche Abnahmen (-5 bis -10% des initialen Wertes). Jedoch gibt es auch Hinweise darauf, dass die Frequenzparameter in bestimmten Phasen keine eindeutige Abnahme zeigen. Dimitrova et al. (2009) fanden bei 60% MVC in der ersten Beanspruchungshälfte und bei 40 und 20% MVC in der zweiten Hälfte teilweise starke kurzfristige Zunahmen der Frequenzparameter (über Perioden von ca. 5 - 20 s). Merletti et al. (1990) zeigten bei 80% MVC und Messzeiträumen von einer Sekunde eine hohe Variabilität der Frequenzparameter, da sich Zu- und Abnahmen sehr schnell abwechselten. Von einer kontinuierlichen Abnahme der Frequenzparameter kann daher nicht ausgegangen werden, wobei die Abstände der Messzeitpunkte den Kurvenverlauf mitbestimmen. Die Phasen, in denen keine konstante Abnahme, sondern auch Zunahmen zu finden sind, könnten u.a. durch die Rekrutierung neuer motorischer Einheiten bestimmt sein (Dimitrova et al., 2009; Merletti et al., 2004). An dieser Stelle sei auch der mögliche Einfluss einer Veränderung der relativen Kraftbeiträge verschiedener Muskeln (intermuskuläre Koordination) erwähnt. In möglichen „Ruhe- oder Erholungsphasen“ eines Muskels kann die Frequenzabnahme reduziert oder sogar eine Frequenzzunahme zu verzeichnen sein (Voge & Dingwell, 2003). Aber auch aufgrund des frequenzerhöhenden Effekts einer zunehmenden Muskeltemperatur (von ca. 30°C auf 37°C) kann zu Beginn einer Bewegungsaufgabe ein Anstieg oder zumindest ein geringerer Abfall der Frequenzparameter feststellbar sein, da die frequenzreduzierenden Effekte der Ermüdung übertroffen oder reduziert werden können (Petrofsky & Laymon, 2005). Für die Sprünge der Frequenzparameter bei abnehmendem Trend werden des Weiteren noch die Nicht-Stationarität und das Rauschen des Signals und darüber hinaus die Variabilität im Kraftoutput angeführt, da bei elektrischer Stimulation eine sehr kontinuierliche Abnahme gefunden wird (Merletti et al., 1990). Die frequenzreduzierenden Einflüsse scheinen im Beanspruchungsverlauf insgesamt die frequenzerhöhenden zu übertreffen (Luttmann et al., 2000) und es zeigt sich, dass die Abnahme der Leistungsfähigkeit hoch mit der Abnahme der Frequenzparameter korreliert (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979; Mannion &

Dolan, 1996; im Überblick Orizio, 2000). Fügt man bei submaximalen isometrischen Muskelaktionen Maximalkrafttests ein, so kann ein Korrelationskoeffizient von r=.87 gefunden werden, der für einen hohen Zusammenhang zwischen der Abnahme der Maximalkraft und der Frequenzparameter spricht (Mannion & Dolan, 1996). Darüber hinaus ist festzustellen, dass ein flacherer Abfall der Frequenzparameter mit einer längeren Haltezeit bei isometrischen Muskelaktionen verbunden ist (Linssen et al., 1993; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004; im Überblick Orizio, 2000). Bei maximalen isokinetischen Knieextensionen geht eine steilere und stärkere Abnahme des Peak Torque mit einer steileren und stärkeren Abnahme der Frequenzparameter einher. Die berechneten Korrelationskoeffizienten betragen r=.63 bis r=.72 (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979).

Die Abnahme der Frequenzparameter und der Faserleitgeschwindigkeit pro Zeit ist abhängig von der Belastungsintensität (Dimitrova et al., 2009; im Überblick Farina et al., 2002; Lowery et al., 2002; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1986; Rainoldi et al., 1999). Bei maximalen und hohen submaximalen Belastungsintensitäten erfolgt die Frequenzabnahme sehr schnell und stark. Moritani et al. (1986) fanden für den BB bei einer einminütigen isometrischen Maximalkontraktion eine durchschnittliche Abnahme von 1,17 Hz/s und insgesamt eine Abnahme um -56% des initialen Wertes (s. Abb. 30).

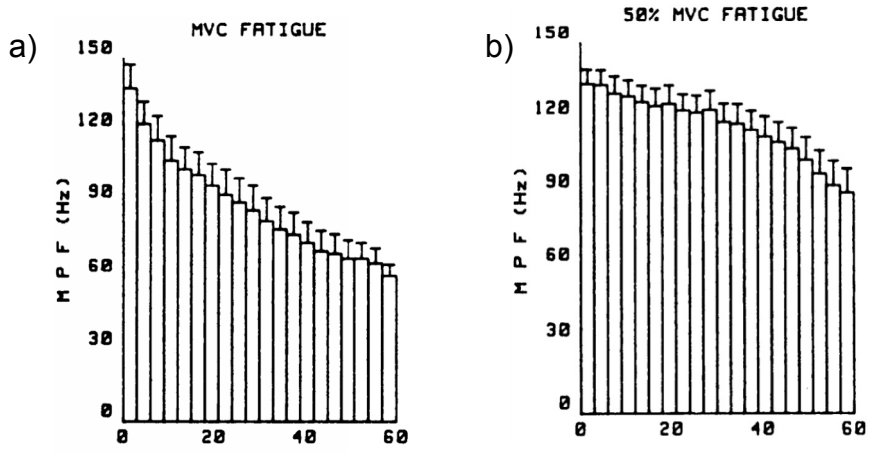

Abb. 30. Mean power frequency (MPF): a) während einer maximalen isometrischen Ellenbogenflexion über 60 s und b) während einer isometrischen Ellenbogenflexion mit 50% MVC über 60 s. Aus „Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue" von T. Moritani, M. Muro und A. Nagata, 1986, *Journal of Applied Physiology, 60*(4), S. 1181. Copyright 1986 The American Physiological Society. Genehmigter Nachdruck.

Bei einer ebenfalls einminütigen Muskelaktion mit 50% MVC fanden sie dagegen eine durchschnittliche Abnahme von 0,72 Hz/s um -34% des initialen Wertes (s. Abb. 30). Rainoldi et al. (1999) fanden beim gleichen Muskel und kürzerer vorgegebener Haltezeit (30 s), folgende Abnahmen pro Zeit: 0,15 Hz/s für 10% MVC, 0,55 Hz/s für 30% MVC, 0,85 Hz/s für 50% MVC und 1,25 Hz/s für 70% MVC.

Der Einfluss der Belastungsintensität auf die Höhe der relativen und absoluten Abnahmen ist nicht eindeutig. Wird die Bewegungsaufgabe bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch realisiert, erfolgt teilweise eine relativ stärkere Abnahme bei höheren Intensitäten. Bei vergleichbaren absoluten Ausgangswerten erfolgt bei 30% MVC eine Reduktion bis um -50% des initialen Wertes, bei 15% um -33% (Krogh-Lund & Jørgensen, 1992, 1993). Andere Autoren fanden im höheren Intensitätsbereich (20 - 70% MVC) dagegen keine unterschiedlichen Abnahmen bei verschiedenen Intensitäten (Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004), was eventuell darauf zurückgeführt werden kann, dass die Abnahme nur bis zu bestimmten Grenzwerten erfolgt, die durch die Aktivität von ST-Fasern bestimmt werden (Wretling et al., 1997).

Die Abnahme der Frequenzparameter (absolut, relativ und pro Zeit) ist neben der Belastungsintensität abhängig von der initialen (maximalen) Frequenz und von der Muskelfaserzusammensetzung. Die genannten Einflussfaktoren sind natürlich nicht unabhängig voneinander: Je höher die Belastungsintensität ist, desto mehr FT-Fasern sind aktiv und desto höher ist die initiale Frequenz (s. Belastungsintensität). Es kristallisiert sich heraus, dass die Abnahme der Frequenzparameter allgemein steiler ist, wenn mehr FT-Fasern aktiviert sind. Daher findet man bei Muskeln mit höherem FT-Faseranteil (und folglich meist höheren initialen Frequenzen) ausgeprägtere Frequenzabnahmen, was auf die stärkere Ermüdung der FT-Fasern im Vergleich zu ST-Fasern zurückgeführt wird (im Überblick Merletti et al., 2004; Rainoldi et al., 2008). Die stärkere Ermüdung von FT-Fasern wird auf eine stärkere Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit zurückgeführt, welche auf höheren Konzentrationen an Stoffwechselzwischenprodukten, stärkeren Abnahmen des pH-Wertes und ausgeprägteren Elektrolytverschiebungen im Vergleich zu ST-Fasern basiert (Merletti et al., 1990; im Überblick Merletti et al., 2001; Moritani et al., 1982). Der Ausfall von FT-Fasern verstärkt in späteren Beanspruchungsphasen die Reduktion der

mittleren Faserleitgeschwindigkeit (Nagata et al., 1990). Experimentelle Befunde bestätigen eine stärkere Ermüdung (operationalisiert über Kraftparameter) bei Muskeln mit höherem FT-Faseranteil und den Zusammenhang zwischen Kraft- und Frequenzparameterreduktion. Komi und Tesch (1979) fanden bei einer maximalen isokinetischen Bewegungsaufgabe bei Personen mit höherem FT-Faseranteil eines Kinetors (41,2 vs. 60,3%) stärkere Abnahmen des Frequenzparameters (-26 Hz) und des relativen Peak Torque (-62%) als bei Personen mit geringerem FT-Faseranteil (-13 Hz (nicht signifikante Abnahme); -49%). Auch Untersuchungen mit Muskeln, für die eine unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzung angenommen wird, bestätigen die stärkere absolute und relative Abnahme der Frequenzparameter bei höherem FT-Faseranteil (Gamet & Maton, 1989; Guêvel et al., 2002; Kouzaki et al., 1999; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; im Überblick Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1982; Nagata et al., 1990; im Überblick Potvin & Bent, 1997). Die Befunde zum Vergleich von BB und BR bei isometrischen Ellenbogenflexionen sind tabellarisch aufgelistet (s. Tab. 8).

Tabelle 8

Frequenzparameter (initialer Wert, Endwert, absolute und relative Abnahme im Beanspruchungsverlauf) von BB und BR verschiedener Studien.

	Belastungsintensität, Art der Muskelaktion	Initialer Wert	Endwert	Abnahme absolut	Abnahme relativ (relativiert am initialen Wert)
Guêvel et al. (2002)	60% MVC, isometrisch	BR: 112,6 Hz	54,9 Hz*[1]	-57,7 Hz	-51,2%
		BB LH: 92,0 Hz	58,6 Hz*[1]	-33,4 Hz	-36,3%
Nagata et al. (1990)	60% MVC, isometrisch	BR: 106	81	-25 Hz	-23,6%
		BB: 86	71	-15 Hz	-17,4%
Krogh-Lund & Jørgensen (1993)	30% MVC, isometrisch	BR: 90	44	-46 Hz	-51,1%
		BB: 81	46	-35 Hz	-43,2%
Gamet & Maton (1989)	25% MVC, isometrisch	BR: 71*[2]	52*[2]	-19 Hz*[2]	-26,8%*[2]
		BB: 49*[2]	40*[2]	-9 Hz*[2]	-18,4%*[2]
Krogh-Lund & Jørgensen (1992)	15% MVC, isometrisch	BR: 90	61	-29 Hz	-32,2%
		BB: 89	58	-31 Hz	-34,8%

Beachte:
*[1] Errechnet aus den Angaben der Autoren: 56,6 durchschnittliche Haltezeit und Abnahme BR: 1,02 Hz/s; BB: 0,59 Hz/s.
*[2] Es kann nicht sicher angenommen werden, dass die der Grafik entnommenen Werte auch tatsächlich Mittelwerte der Versuchspersonen sind.

Der BR, für den ein geringfügig höherer FT-Faseranteil angenommen wird, hat um +9,0 bis +22,0 Hz höhere initiale Werte, um +10 bis +24,3 Hz höhere absolute Abnahmen und um +6,1 bis +14,9% höhere relative Abnahmen als der BB. Bei relativ geringer Belastungsintensität (15% MVC) fanden sich keine

Unterschiede (Krogh-Lund & Jørgensen, 1992). Bestätigende Befunde finden sich auch für die vordere Oberschenkelmuskulatur (Kouzaki et al., 1999; Mannion & Dolan, 1996; Molinari et al., 2006; Wretling et al., 1997) und für Muskeln mit deutlich unterschiedlichen Faserzusammensetzungen (Moritani et al., 1982). So fanden Moritani et al. (1982) um +35,7 Hz höhere Ausgangswerte und deutlich stärkere Frequenzabnahmen für den BB (-44 Hz) im Vergleich zum m. soleus (-7 Hz). Da die Muskeln mit relativ höherem FT-Faseranteil auch höhere initiale Frequenzen aufweisen, führen die stärkeren Abnahmen häufig dazu, dass vergleichbare Endwerte erreicht werden (Kouzaki et al., 1999).
Zusammenfassend lassen sich sowohl bei geringen als auch hohen Belastungsintensitäten Abnahmen der Frequenzparameter ab Beginn der Bewegungsaufgabe finden, was auf die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit aufgrund peripherer Einflüsse und im späteren Verlauf auch auf den Ausfall von motorischen Einheiten mit hohen Leitgeschwindigkeiten zurückgeführt wird. Die Abnahme der Frequenzparameter ist umso stärker, je höher die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit ist, je höher die Synchronisation ausfällt, je mehr Einheiten aus tieferen Muskelschichten rekrutiert werden und je stärker die Zunahme des negativen Potentials der Hyperpolarisation ist. Die experimentellen Befunde weisen darauf hin, dass die Frequenzabnahme desto stärker ist, je mehr FT-Fasern in Abhängigkeit von der Belastungsintensität und der Muskelfaserzusammensetzung aktiviert sind. Zeitweise Stagnationen oder Zunahmen der Frequenzparameter werden auf die kompensatorische Rekrutierung von Fasern mit hohen Leitgeschwindigkeiten zurückgeführt. Darüber hinaus können Veränderungen der Belastungsintensität aufgrund veränderter relativer Kraftbeiträge von synergistisch wirksamen Muskeln für gefundene nicht kontinuierliche Abnahmen verantwortlich sein.

3.3.3.4 Artefakte der Oberflächen-Elektromyographie

Das Oberflächen-EMG-Signal unterliegt aufgrund von Bewegungsartefakten und der Variabilität des Elektroden-Haut-Widerstandes kleinen Schwankungen (Merletti & Hermens, 2004). Die Schwingungen liegen im Bereich zwischen 0 - 20 Hz und können durch Anwendung eines Hochpassfilters reduziert werden. Eine Reduktion von Bewegungsartefakten ist zunächst jedoch durch eine sorg-

fältige Befestigung von Elektroden, Kabeln und Verstärkern auf der Haut mittels elastischen Tapes möglich, so dass Trägheits- und Zugkräfte bestmöglich eliminiert werden. Bewegungsartefakte können des Weiteren durch eine Verschiebung der Innervationszone unter den Elektroden entstehen. Diese Artefakte sind auch durch die Anwendung eines Filters nicht zu minimieren (Merletti & Hermens, 2004). Weitere Artefakte basieren auf einer möglichen Veränderung des Inter-Elektroden Abstandes (Merletti & Hermens, 2004). Insgesamt sind Ableitungen bei dynamischen Muskelaktionen stärker betroffen als bei isometrischen.

Artefakte können bei herznahen Muskeln auch durch die Herzmuskulatur auftreten. Hier sind spezielle Filter anwendbar (Merletti & Hermens, 2004).

Der durch benachbarte Muskeln entstehende Crosstalk kann als gering eingeschätzt werden, da die Amplitude eines Aktionspotentials sehr gering ist, wenn der Elektrodenabstand zur Signalquelle mehr als 20 bis 25 mm beträgt (Blok et al., 2002; Farina et al., 2003; Merletti et al., 2009; Roeleveld et al., 1997b). Daher wird der Crosstalkanteil auf maximal 5 - 15% geschätzt (im Überblick Frigo & Shiavi, 2004).

Ein Vorteil bipolarer Ableitungen besteht in der Reduktion der Artefakte z.B. durch Minimierung der Tiefpass-Filtereffekte des Gewebes (Farina, Merletti & Stegeman, 2004) und durch die hauptsächliche Messung der Potentiale, welche entlang der Fasern geleitet werden, d.h. der tatsächlichen Aktionspotentiale und nicht von Störquellen (Orizio, 2000; Roeleveld, Stegeman, Vingerhoets & van Oosterom, 1997a). Darüber hinaus ist bei bipolaren Ableitungen der Effekt des Crosstalks minimiert, da der amplitudenreduzierende Effekt eines zunehmenden Elektrodenabstands zur Signalquelle stärker ausgeprägt ist als bei monopolaren Ableitungen (im Überblick Farina, Merletti & Stegeman, 2004). Bei bipolarer Ableitung haben auch mögliche Veränderungen des Inter-Elektrodenabstands und der longitudinalen Position der Elektroden (in Bezug zur Endplatten- und Sehnenregion) einen derart geringen Einfluss auf die Veränderung der Frequenzparameter, dass er bei Ermüdungsstudien als vernachlässigbar gilt (Dimitrova et al., 2009; Gerdle et al., 1990).

Weitere Faktoren auf die Höhe der Amplituden- und Frequenzparameter betreffen die Ableitbedingungen. Diese erschweren vor allem die Vergleichbarkeit verschiedener Untersuchungen: Elektrodenposition auf dem Muskel in Bezug

zur Endplatten- und Sehnenregion; Ausrichtung der Elektroden in Bezug zum Muskelfaserverlauf; Dicke des Fettgewebes; Inter-Elektrodenabstand; Größe der Ableitfläche (Bigland-Ritchie, 1981a; Enoka, 2002; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Lowery et al., 2002; Merletti & Hermens, 2004; Merletti et al., 2004; Moritani & Muro, 1987). Durch eine hohe Standardisierung und vor allem eine Normalisierung der Amplitudenparameter werden diese Faktoren reduziert. Die Reproduzierbarkeit des Verhaltens von EMG-Parametern im Beanspruchungsverlauf wird als hoch eingeschätzt, auch wenn die Elektroden neu appliziert werden und daher die Ableitorte (v.a. die Entfernung der Elektroden zu den Innervationszonen) nicht exakt reproduziert werden können. Nach einer Woche bis zu mehreren Monaten konnte eine gute Reproduzierbarkeit der EMG-Parameter und deren Verhalten bei Ermüdung gezeigt werden und dies auch bei dynamischen Bewegungsaufgaben (Ament et al., 1996; Ebenbichler et al., 2002; Gamet et al., 1996; Hunter et al., 2003; Williams et al., 2002). Zur Identifizierung der Ableitorte können Markierungen und Abmessungen zu Orientierungspunkten (Gelenke, markante knöcherne Strukturen oder Hautmerkmale) genutzt werden.

3.3.3.5 Die Interpretation der EMG-Parameter bei dynamischen Muskelaktionen

Teilweise wird vor der Anwendung der Oberflächen-Elektromyographie bei dynamischer Muskelaktion gewarnt (Merletti et al., 2001). Begründungen dafür sind: (1) Die Nicht-Stationarität des Signals, so dass traditionelle Spektralanalysen mit Vorsicht zu verwenden sind, (2) Artefakte durch relative Verschiebungen zwischen Muskel und Elektroden und (3) Wechsel des Pools an motorischen Einheiten während des Bewegungsablaufs (Merletti et al., 2001). Die Kritikpunkte lassen sich jedoch relativieren. Durch die Verwendung von gleitenden Fenstern mit relativ geringer Größe kann dem Problem der Nicht-Stationarität entgegnet werden. Die Artefakte können durch eine Standardisierung und Kontrolle der Bewegungsausführung minimiert werden. Durch Mittelwertbildung von EMG-Parametern kann für einzelne Bewegungsphasen auf die mittlere Aktivität während dieser Phasen geschlossen werden. Es zeigt sich, dass Amplituden- als auch Frequenzparameter auch bei einer dynamischen Bewegungsaufgabe gut reproduzierbar sind, was auf den konstanten Einfluss der

verschiedenen Einflussfaktoren bei einem hoch standardisierten Bewegungsumfang zurückgeführt wird (Larsson et al., 1999). Daher können Bewegungsartefakte bei der Interpretation vernachlässigt werden, wenn der Bewegungsumfang konstant bleibt (Merletti & Hermens, 2004). Bei Veränderung von Gelenkwinkeln ist eine entsprechende vorsichtige Interpretation der Amplitudenparameter anzuraten, da es Hinweise darauf gibt, dass bei größeren Muskellängen die Amplitudenzunahme bei maximaler Belastungsintensität im Beanspruchungsverlauf geringer ausfällt als bei geringeren Muskellängen (Kellis, 1999). Für die Frequenzparameter gibt es dagegen Hinweise darauf, dass veränderte Gelenkwinkel keinen Einfluss auf die Abnahme im Beanspruchungsverlauf nehmen (Potvin & Bent, 1997). Trotzdem empfehlen Christensen et al. (1995) erst Veränderungen von 8% in Relation zu den initialen Frequenzwerten im Hinblick auf Ermüdung zu interpretieren. Geringere Veränderungen können u.a. durch Elektrodenverschiebungen bedingt sein.

Ein weiteres Argument für die Verwendung der Oberflächen-Elektromyographie auch bei dynamischen Bewegungsaufgaben sind die Untersuchungsergebnisse, die zeigen, dass die Veränderungen der EMG-Parameter vergleichbar mit denen bei isometrischer Muskelarbeit sind. So ist auch bei dynamischen Bewegungsaufgaben das Amplitudenverhalten mit Zunahme der Belastungsdauer nicht eindeutig: d.h. es werden Zunahmen (Côté et al., 2008; Griffin et al., 1998; Kellis, 1999; Potvin, 1997; Potvin & Bent, 1997), Abnahmen (Linnamo et al., 2000) und keine Veränderungen gefunden (im Überblick Gerdle et al., 2000; Wretling et al., 1997). Potvin und Bent (1997) fanden bei submaximaler Belastungsintensität (7 kg) für den BB eine starke Zunahme des Amplitudenparameters während der ersten 60% der Beanspruchungsdauer und im späteren Verlauf ein Abflachen der Kurve, was auch bei isometrischen Muskelaktionen gefunden wurde (s. Abb. 31). Auch Kellis (1999) fand bei maximalen isokinetischen Knieextensionen nach einem Anstieg um +60% ein Abflachen mit einer anschließenden Plateauphase. Vergleicht man die konzentrische und exzentrische Bewegungsphase bei Ellenbogenflexionen findet man deutlich stärkere Amplituden-Zunahmen für die konzentrische Phase (+34,6%) im Vergleich zur exzentrischen Phase (+10,0%) (Potvin, 1997). Es wird vermutet, dass die Beeinträchtigung der Reiz-Kontraktionskopplung bei Muskelverkürzung stärker

ist, weshalb eine stärkere kompensatorische Aktivitätserhöhung notwendig ist (Potvin, 1997).

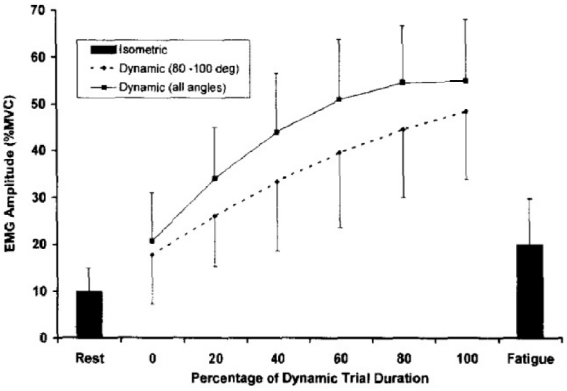

Abb. 31. Mittleres AEMG (normalisiert am Maximalkrafttest) während dynamischer Ellenbogenflexionen und -extensionen und während einer isometrischen Ellenbogenflexion von 3 s Dauer, die direkt vor und nach der erschöpfenden dynamischen Bewegungsaufgabe ausgeführt wurden. Die Belastungsintensität betrug jeweils 7 kg. Aus „A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks" von J.R. Potvin und L.R. Bent, 1997, *Journal of Electromyography and Kinesiology, 7*(2). S. 135. Copyright 1997 Elsevier. Genehmigter Nachdruck.

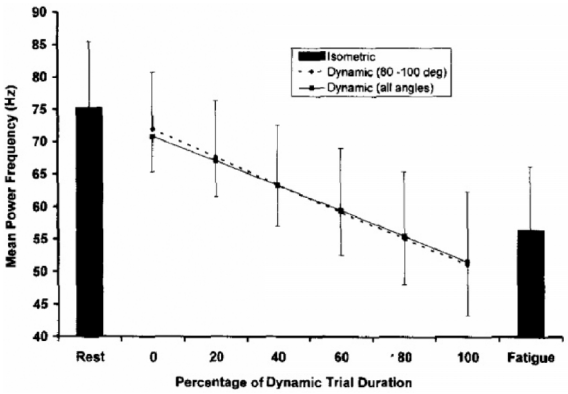

Abb. 32. Mittlere Mean power frequency während dynamischer Ellenbogenflexionen und -extensionen und während einer isometrischen Ellenbogenflexion von 3 s Dauer, die direkt vor und nach der erschöpfenden dynamischen Bewegungsaufgabe ausgeführt wurden. Die Belastungsintensität betrug jeweils 7 kg. Aus „A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks" von J.R. Potvin und L.R. Bent, 1997, *Journal of Electromyography and Kinesiology, 7*(2). S. 135. Copyright 1997 Elsevier. Genehmigter Nachdruck.

Die beanspruchungsbedingten Frequenzabnahmen werden ebenfalls bei dynamischen Bewegungsaufgaben gefunden (im Überblick Ament et al., 1996; Bonato et al., 2002; Ebenbichler et al., 2002; Gefen et al., 2002; Gerdle et al., 2000; Heller, 2004; Jansen, Ament, Verkerke & Hof, 1997; Karlsson et al., 2003; Komi & Tesch, 1979; Linnamo et al., 2000; Molinari et al., 2006; Potvin, 1997; Potvin & Bent, 1997; Voge & Dingwell, 2003; Wretling et al., 1997). Bei Betrachtung einiger weniger Messzeitpunkte können die Abnahmen wie bei isometrischen Muskelaktionen linear sein (s. Abb. 32) (Potvin & Bent, 1997). Bei maximalen isokinetischen Bewegungsaufgaben stabilisieren sich die Frequenzwerte in der zweiten Beanspruchungshälfte jedoch auf einem bestimmten Niveau (Gerdle et al., 2000; Wretling et al., 1997). Es wird angenommen, dass ab diesem Zeitpunkt v.a. die Eigenschaften (inklusive Faserleitgeschwindigkeit) der ST-Fasern, welche noch aktiviert werden können, die Frequenzparameter bestimmen (Wretling et al., 1997). Von einer tatsächlich kontinuierlichen Abnahme der Frequenzparameter kann, ähnlich wie bei isometrischen Muskelaktionen, nicht ausgegangen werden. Im gesamten Beanspruchungsverlauf gibt

es auch Phasen, in denen die Frequenzparameter zunehmen (Voge & Dingwell, 2003).

Eine Anwendung der Frequenzanalyse scheint auch bei dynamischen Bewegungen ohne feste Vorgabe der Ausführungstechnik (u.a. Bewegungsumfang und -geschwindigkeit) möglich zu sein. Potvin und Bent (1997) wählten erschöpfende Ellenbogenflexionen und -extensionen ohne strikte Vorgabe und Kontrolle des Bewegungsumfangs und fanden auch hier eine lineare Abnahme des Frequenzparameters im Beanspruchungsverlauf um -27% (s. Abb. 32). Ein signifikanter Unterschied zu der Abnahme bei isometrischer Muskelaktion (mit gleicher Belastungsintensität), welche direkt vor und nach der dynamischen Beanspruchung ausgeführt wurde, ließ sich nicht finden.

Der Zusammenhang zwischen der Muskelfaserzusammensetzung, der intialen Frequenz und der Höhe der Frequenzabnahme konnte auch bei dynamischer Muskelaktion gefunden werden. Wretling et al. (1997) konnten bei isokinetischen maximalen Knieextensionen zeigen, dass die relative Frequenzabnahme für den Muskel am größten war und auch am längsten andauerte (bevor ein Plateau erreicht wurde), der initial die höchsten Werte hatte: m. rectus femoris initial 92 Hz und Abnahme auf 83% nach ca. 110 maximalen Muskelaktionen, m. vastus lateralis initial 79 Hz und Abnahme auf 88% nach 35 - 50 Muskelaktionen, m. vastus medialis initial 76 Hz und Abnahme auf 94% nach ebenfalls 35 - 50 Muskelaktionen.

Beim Vergleich unterschiedlicher Muskelaktionsformen findet man bei maximaler Belastungsintensität eine stärker ausgeprägte Abnahme des EMG-Frequenzparameters bei konzentrischen Muskelaktionen im Vergleich zu exzentrischen (Linnamo et al., 2000; Molinari et al., 2006). Molinari et al., (2006) fanden Abnahmen von -18,3 vs. -7,5% für den m. rectus femoris, -12,1 vs. -7,8% für den m. vastus lateralis und nicht signifikante Unterschiede für m. vastus medialis. Daher wird angenommen dass konzentrische Muskelaktionen eine stärkere Ermüdung verursachen (Molinari et al., 2006). Diese Annahme wird dadurch gestützt, dass während exzentrischer Muskelaktionen teilweise keine Drehmomentabnahmen feststellbar sind (im Überblick Gerdle et al., 2000). Bei submaximaler Belastungsintensität sind die Frequenzabnahmen bei beiden Muskelaktionsformen jedoch nicht unbedingt unterschiedlich (Potvin, 1997).

Der relativ hohe Zusammenhang, der auch bei dynamischen Bewegungsaufgaben zwischen Frequenzabnahme und Abnahme der Leistungsfähigkeit gefunden wird (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979), resultiert u.a. daraus, dass die zusätzlichen Einflussfaktoren auf das Powerspektrum bei dynamischer Muskelarbeit einen konstanten Einfluss haben (Gerdle et al., 2000). Gerdle et al. (2000) schätzen den berechneten mittleren Korrelationskoeffizienten für die Abnahme des Frequenzparameters und des Peak Torques bei isokinetischen maximalen Muskelaktionen mit r=0.72 als ausreichend hoch ein.

3.3.3.6 Zusammenfassende Diskussion zur Quantifizierung der Beanspruchung anhand von EMG-Daten

Zusammenfassend kann eingeschätzt werden, dass bei bipolarer Ableitung, hoher Standardisierung der verschiedenen Ableitparameter und der Bewegungsaufgabe, Normalisierung der Amplitudenparameter und sorgfältiger Befestigung der Elektroden und Kabel eine ausreichende Reliabilität der Oberflächen-Elektromyographie auch bei dynamischen Muskelaktionen gewährleistet ist.

Werden die Veränderungen der Amplituden- und Frequenzparameter im Beanspruchungsverlauf zur Beurteilung der Beanspruchungshöhe und der Leistungsfähigkeit eines Muskels verwendet, ergeben sich jedoch Einschränkungen der Validität.

Ein Rückschluss auf die Höhe der Aktivierung eines Muskels ist besser auf der Grundlage der Amplitudenparameter möglich. Ein direkter Rückschluss auf den Kraftoutput ist jedoch nicht möglich, da die Amplituden-Kraft-Verläufe bei unterschiedlichen Muskeln aber auch bei einem Muskel unterschiedlich sind. Dies kann zum einen auf unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzungen und Rekrutierungsgrenzen zurückgeführt werden, die zu unterschiedlichen Anteilen der beiden Steuergrößen Rekrutierung und Frequenzierung am Kraftoutput führen. Da der Einfluss des Zusammenspiels von Rekrutierung und Frequenzierung auf den Amplituden-Kraft-Verlauf jedoch ungeklärt ist und zudem für die verschiedenen Muskeln nur wenige Orientierungswerte für die Muskelfaserzusammensetzung und Rekrutierungsgrenzen vorliegen, sind keine genauen Aussagen über den Kraftoutput anhand der Amplitudenwerte möglich. Weitere Faktoren, die auch die Einschätzung der Höhe der Aktivierung beein-

flussen, sind Gewebeeffekte, die Synchronisation und periphere amplitudenerhöhende Faktoren (Zunahme der Aktionspotentialdauer und der Hyperpolarisationsamplitude). Da die beiden letztgenannten Faktoren zusammen mit intramuskulären Kompensationen im Beanspruchungsverlauf zunehmen, sind Aussagen zur Aktivierungshöhe und Rückschlüsse auf den relativen Kraftbeitrag nur anhand von Daten möglich, die zu Beanspruchungsbeginn erhoben werden. Beim Vergleich der Aktivitätshöhe verschiedener Muskeln muss beachtet werden, dass die Ableitbedingungen Einfluss auf die EMG-Amplitude nehmen, weshalb häufig eine Normalisierung der Werte an Maximalkrafttests erfolgt (s. Exkurs Normalisierung im Kapitel 3.3.4.6.). Dabei ist zu beachten, dass die Aktivität dann immer im Hinblick auf die Aktivität während der Bewegungsaufgabe interpretiert werden muss, die im Maximalkrafttest verwendet wurde. Hier ergeben sich Probleme, wenn es für die zu vergleichenden Muskeln unterschiedlich gut gelingt, Bewegungsaufgaben zu finden, während derer sie maximal beansprucht werden.

Die Frequenzparameter eignen sich weniger gut für die Beurteilung der Aktivierungshöhe, da der Einfluss frequenzreduzierender Faktoren relativ hoch zu sein scheint, so dass nicht immer eine Zunahme der Frequenzparameter bei Zunahme der Belastungsintensität gefunden wird. Zu diesen Faktoren gehören die Zunahme der Streuung der Faserleitgeschwindigkeit und die ansteigende räumliche Ausbreitung der Aktionspotentiale bei ansteigender Intensität. Des Weiteren scheinen frequenzreduzierende Faktoren, die im Beanspruchungsverlauf zunehmen ab Beginn einer Bewegungsaufgabe wirksam zu werden. Zu diesen Faktoren sind die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit, die Veränderung einzelner Phasendauern des Aktionspotentials, die Zunahme des Hyperpolarisationspotentials und die Zunahme der Synchronisation zu zählen. Darüber hinaus haben auch Gewebeeffekte Einfluss auf die Frequenz-Kraft-Verläufe.

Werden Amplituden- und Frequenzparameter im Hinblick auf ihre Aussagekraft und Eignung bei der Einschätzung von Ermüdung verglichen, so wird teilweise darauf verwiesen, dass sich die Frequenzparameter besser eignen (Chabran et al., 2002; Dimitrova & Dimitrov, 2003; Gerdle et al., 2000; Guêvel et al., 2000; Phillips & Petrofsky, 1983). Der Grund für diese Annahme liegt darin, dass für die Frequenzparameter eine Unabhängigkeit von der Belastungsintensität

angenommen wird, was eine direkte Interpretation von Veränderungen im Hinblick auf Ermüdung ermöglicht. Wie die dargestellten Befunde zeigen, ist diese Annahme jedoch falsch. Aufgrund des Einflusses der Belastungsintensität auf beide EMG-Parameter wurde die Notwendigkeit erkannt, Ab- und Zunahmen der Belastungsintensität zu identifizieren. Eine Möglichkeit wird in einer kombinierten Analyse des Verhaltens beider EMG-Parameter gesehen. Die „Joint analysis of spectrum und amplitude“ (JASA) wurde von Luttmann, Jäger, Sökeland und Laurig (1996a) zur kontinuierlichen Erfassung von Ermüdung im Arbeitsalltag bei variablen und nicht quantifizierbaren Belastungsintensitäten (aufgrund variabler äußerer Lasten und Bewegungstechniken) beschrieben. Für jeden Untersuchungsabschnitt wird die Ab-/Zunahme der Frequenz- und Amplitudenparameter pro Zeiteinheit berechnet. In einem kartesischen Koordinatensystem, dem sogenannten „JASA plot“, werden die Werte eingetragen und es erfolgt letztlich die Zuordnung zu den vier theoretisch begründeten Kategorien (s. Abb. 33):

1. Abnahme Frequenz + Zunahme Amplitude = „fatigue“
2. Abnahme Frequenz + Abnahme Amplitude = „force decrease”
3. Zunahme Frequenz + Zunahme Amplitude = „force increase“
4. Zunahme Frequenz + Abnahme Amplitude = „recovery”

Auf der Grundlage der kombinierten Betrachtung können ermüdungsbedingte EMG-Veränderungen von Veränderungen, welche durch Ab- oder Zunahme der Belastungsintensität entstehen, differenziert werden. Damit ist eine bessere Einschätzung der Beanspruchung während verschiedener Arbeitshandlungen möglich und Fehlinterpretationen können vermieden werden. Eine Zunahme der EMG-Amplitude ohne gleichzeitige Abnahme der Frequenzparameter wird nicht als Ermüdung interpretiert, sondern auf eine mögliche Intensitätserhöhung aufgrund einer erhöhten Co-Kontraktion zurückgeführt (Chabran et al., 2002). Eine Abnahme der Frequenzparameter wird nur dann als Anzeichen für Ermüdung gedeutet, wenn gleichzeitig für die Amplitudenparameter keine Abnahme zu verzeichnen ist (Chabran et al., 2002; Luttmann et al., 2000). Die Zuordnungen basieren jedoch auf vereinfachten Annahmen. Die Interpretation wird auch dadurch erschwert, dass die Wertepaare im gesamten „JASA plot“ verteilt sind. Teilweise liegen sie in Achsennähe, was bedeutet, dass sich nur ein Parameter verändert, der andere nicht oder nur schwach (s. Abb. 33) (Luttmann et al.,

2000). Nicht berücksichtigt wurde zudem, dass bei sehr hohen Beanspruchungen (kurz vor der Erschöpfung oder bei Maximalkontraktionen) gleichzeitig abnehmende Amplituden- und Frequenzparameter gefunden werden, was nach JASA fälschlicherweise als “force decrease” und nicht als „fatigue“ interpretiert wird (Dimitrova & Dimitrov, 2003). Die vier Zuordnungen von Frequenz- und Amplitudenparametern decken daher nicht alle möglichen Fälle ab. Festzuhalten bleibt auch, dass über JASA lediglich eine qualitative Beurteilung der Ursachen für eine Beanspruchungszunahme und -abnahme erfolgt.

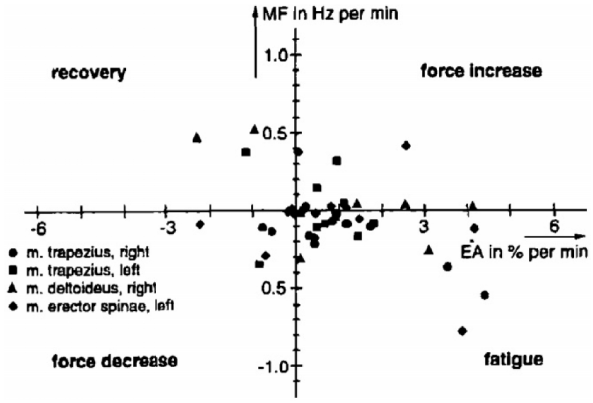

Abb. 33. Gemeinsame Analyse von Frequenz- und Amplitudenparametern (JASA). Im JASA plot sind die Veränderungen der elektrischen Aktivität (EA) und der Median frequency (MF) pro Minute verschiedener Muskeln eines Operateurs während einer urologischen Operation dargestellt. Der Grafik können die Ursachenzuschreibungen für die gefundenen Veränderungen entnommen werden. Aus „Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue“ von A. Luttmann, M. Jäger, J. Sökeland und W. Laurig, 1996, *Ergonomics, 39*(2), S. 309. Copyright 1996 Taylor und Francis. Genehmigter Nachdruck.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit interessiert jedoch nicht nur ob und warum, sondern auch wie hoch verschiedene Kinetoren und auch Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf einer Bewegungsaufgabe beansprucht werden. Bei den Frequenzparametern werden im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe die absolute oder relative (relativiert an initialen Werten) Abnahme im Beanspruchungsverlauf und auch die Abnahme der Frequenzparameter pro Zeit oder pro Kraftabnahme interpretiert (Clancy et al., 2004; Gefen et al., 2002; Guével et al., 2000; Komi & Tesch, 1979; Kouzaki et al., 1999; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 1991; Molinari et al., 2006; Orizio, 2000; Rainoldi et al., 1999). Starke und schnelle Veränderungen werden als hohe Ermüdung interpretiert. Diese Annahme beruht u.a. darauf, dass ein flacherer Abfall der Frequenzparameter mit einer längeren Haltezeit bei isometrischen Muskelaktionen verbunden ist (Linssen et al., 1993; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004; im

Überblick Orizio, 2000). Darüber hinaus bestätigen verschiedene Studien anhand der Messung von Kraftparametern, dass die Abnahme der Frequenzparameter im Zusammenhang mit der Abnahme der Leistungsfähigkeit steht (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979; Mannion & Dolan, 1996; im Überblick Orizio, 2000). Auf der Basis dieser Ergebnisse wird davon ausgegangen, dass die Abnahme der Frequenzparameter als Indikator für die Ermüdung bzw. als Indikator für die Reduktion der Leistungsfähigkeit genutzt werden kann. Bei Betrachtung der zeitlichen Verläufe wird jedoch deutlich, dass ein Rückschluss auf die momentane Leistungsfähigkeit keinesfalls möglich ist. Bei maximalen isometrischen Bewegungsaufgaben erfolgt von Beginn an eine starke Reduktion der Frequenzparameter trotz einer noch relativ geringfügigen Kraftabnahme. Im späteren Verlauf, wenn die Kraft drastisch abnimmt, lassen sich dagegen kaum noch Frequenzabnahmen finden (Edwards, 1981). Merletti et al. (1991) ziehen zusätzlich zur Höhe der Frequenzabnahme die qualitative Betrachtung der Verläufe in die Interpretation mit ein. Sie ordnen einer langsam voranschreitenden Ermüdung eine lineare Abnahme der Frequenzparameter und einer sich schnell entwickelnden Ermüdung eine kurvenförmige Abnahme zu. Der Interpretationsansatz wird nicht näher erläutert. Die kurvenförmige Abnahme könnte eventuell mit einem schnellen Ausfall von FT-Fasern erklärt werden. Dies führt dazu, dass relativ schnell die Eigenschaften des EMG-Signals durch die ST-Fasern bestimmt werden und daher nur noch geringfügige Abnahmen feststellbar sind (Wretling et al., 1997).

Die Höhe der Frequenzabnahme wird auch aufgrund der physiologischen Grundlagen in einen hohen Zusammenhang mit dem Ermüdungsausmaß gebracht. Grund dafür ist, dass ermüdungsbedingte frequenzerhöhende Faktoren kaum Gewicht haben. Die Frequenzabnahme ist umso stärker, je stärker die Faserleitgeschwindigkeit reduziert wird (peripher bedingt und durch den Ausfall von Einheiten mit hohen Leitgeschwindigkeiten), je stärker die Veränderungen der Aktionspotentialform sind und je höher die Synchronisation ist. Alle Faktoren werden einer höheren Ermüdung zugeschrieben. Bestehen noch Kompensationsmöglichkeiten durch die Rekrutierung von Einheiten mit hohen Faserleitgeschwindigkeiten, fällt die Abnahme geringer aus oder es ist sogar eine Zunahme feststellbar, was mit einer geringeren Ermüdung vereinbar ist. Es sind hier v.a. Gewebe- und Muskeltemperatureffekte die zu einer Überlagerung der

frequenzreduzierenden Effekte führen können. Werden im Beanspruchungsverlauf zunehmend oberflächliche Einheiten aktiviert oder steigt die Muskeltemperatur, kann die Frequenzabnahme verringert sein. Für den Einfluss der Muskeltemperatur gibt es jedoch Hinweise darauf, dass er auf die Frequenzabnahme keinen Einfluss nimmt (Petrofsky & Laymon, 2005). Bei intermuskulären Vergleichen bleibt dann v.a. eine mögliche unterschiedliche Verteilung der Einheiten in den untersuchten Muskeln als Einflussfaktor. Über die Verteilung verschiedener motorischer Einheiten in verschiedenen Muskeln ist jedoch wenig bekannt, was die Abschätzung dieses Faktors unmöglich macht. Zusammenfassend kann die Stärke der Abnahme der Frequenzparameter im Beanspruchungsverlauf relativ eindeutig in einen Zusammenhang mit der Abnahme der Leistungsfähigkeit und mit beanspruchungsbedingten zentralen und peripheren Veränderungen gebracht werden, die eine Abnahme der Leistungsfähigkeit bedingen. Erschwerend kommt bei der Einschätzung der Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln anhand der Frequenzparameter jedoch hinzu, dass unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzungen unterschiedliche initiale Frequenzwerte bedingen. Für die Frequenzparameter ist fraglich, ob absolute oder relative, d.h. an Ausgangswerten relativierte Frequenz-Veränderungen, besser geeignet sind, um die Ermüdung der verschiedenen Muskeln einschätzen zu können. Die Unterschiede zwischen verschiedenen Muskeln fallen auf deskriptiver Ebene für die relativen Abnahmen in den gesichteten Studien geringer aus als für die absoluten Abnahmen (Guêvel et al., 2002; Nagata et al., 1990; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Gamet & Maton, 1989).

Die Amplitudenparameter werden ebenfalls zur Quantifizierung von Ermüdung genutzt (Gamet & Maton, 1989; Gefen et al., 2002; Hunter et al., 2003; Kouzaki et al., 1999; Kouzaki & Shinohara, 2006; Kouzaki et al., 2004; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Moritani et al., 1982; Voge & Dingwell, 2003). Eine stärkere und steilere Amplitudenzunahme kann auf eine höhere ermüdungsbedingte kompensatorische Rekrutierung und Synchronisation und auf stärkere Zunahmen von Aktionspotentialdauer und Hyperpolarisationsamplitude zurückgeführt werden. Ein früherer, steilerer und insgesamt stärkerer Anstieg des Amplitudenparameters wird daher als höhere Ermüdung interpretiert. Allerdings existieren neben amplitudenerhöhenden Faktoren im Beanspruchungsverlauf auch ermüdungsbedingte amplitudenreduzierende Faktoren und diese gewinnen mit zu-

nehmender Beanspruchungsdauer an Gewicht. Eine Amplitudenreduktion wird durch die Abnahme der Entladungsrate und der Aktionspotentialamplitude (und eventuell der Faserleitgeschwindigkeit) bedingt. Bei sehr hohen Beanspruchungen verstärkt ein Ausfall von motorischen Einheiten die Amplitudenabnahme. Da die Einflusshöhen der amplitudenerhöhenden und -reduzierenden Faktoren nicht einzuschätzen sind, kann man nicht generell bei stärkerer Amplitudenzunahme in einem bestimmten Betrachtungszeitraum von einer höheren Ermüdung ausgehen. Eine stärkere Amplitudenzunahme am Anfang und eine stärkere Amplitudenabnahme am Ende eines Beanspruchungsversuchs könnten eventuell noch am eindeutigsten im Hinblick auf Ermüdung interpretiert werden. Bei der Einschätzung der Ursachen für eine Beanspruchungszunahme verschiedener Muskeln ist zu beachten, dass eine Zunahme der relativen Belastungsintensität ebenfalls zu Amplitudenzunahmen führt.

Beeinflusst werden die Amplitudenzunahmen und Frequenzabnahmen im Beanspruchungsverlauf zum einen durch die Muskelfaserzusammensetzung und zum anderen durch die Belastungsintensität. Steilere Amplitudenzunahmen und Frequenzabnahmen und damit eine höhere Ermüdung eines synergistisch wirksamen Muskels können daher auf einen höheren FT-Faseranteil oder auf einen relativ höheren Kraftbeitrag zurückgeführt werden. Ein höherer relativer Kraftbeitrag kann aus günstigeren Arbeitsbedingungen resultieren oder auf sekundären und tertiären Momenten basieren, denen entgegengewirkt werden muss. Zusätzlich nehmen die Belastungsintensität, Muskelaktionsform und Bewegungsgeschwindigkeit Einfluss auf die relative Aktivierung von Muskeln mit unterschiedlichen Muskelfaserzusammensetzungen (s. Kapitel 2.1.1.4). Da sich die relative Belastungsintensität synergistisch wirksamer Muskeln im Beanspruchungsverlauf verändern kann (s. Kapitel 2.4.1), ist eine eindeutige Interpretation der EMG-Parameter bezüglich der Ursachen für gefundene Veränderungen bei verschiedenen beteiligten Muskeln erschwert. Hier zeigt sich, dass die kombinierte Betrachtung von Amplituden- und Frequenzparametern (JASA) sinnvoll ist. Amplitudenabnahmen oder reduzierte Amplitudenzunahmen können nicht auf eine höhere Beanspruchung, sondern auf eine Reduktion des relativen Kraftbeitrags zurückgeführt werden, wenn gleichzeitig Frequenzzunahmen oder reduzierte Frequenzabnahmen zu verzeichnen sind („recovery“). Reduzierte

Frequenzabnahmen bei gleichzeitig verstärkter Amplitudenzunahme deuten dagegen auf eine Erhöhung des relativen Kraftbeitrags hin („force increase“).
Die Beurteilung der Ermüdung verschiedener Muskeln erfolgt, wie aufgrund der dargestellten Interpretationsproblematik nicht anders zu erwarten, von den meisten Autoren, wenn überhaupt, dann zurückhaltend. Gefen et al. (2002) sprechen auf der Basis von unterschiedlich starken relativen Frequenzveränderungen von einer „imbalanced activity“ der synergistisch wirksamen Muskeln. Gamet und Maton (1989) schreiben kritisch zu den gefundenen steileren Amplitudenzunahmen und Frequenzabnahmen des BR im Vergleich zum BB: „The simplest and maybe a simplistic explanation of these results would be a higher fatigability of BR muscle, which could result from a higher number rapidly fatiguing MUs (motor units, Anmerkung des Autors)” (S. 366). Im intramuskulären EMG fanden sie keine Hinweise auf eine unterschiedliche Beanspruchung, weshalb sie auf weitere Einflussfaktoren wie eine ausgeprägtere Synchronisation und Verringerung der Faserleitgeschwindigkeit und unterschiedliche Gewebeeffekte verweisen (Maton & Gamet, 1989). Die beiden erstgenannten Faktoren können dabei einer höheren Ermüdung zugeordnet werden, was ihren Erklärungsansatz eigentlich stärken würde. Darüber hinaus führen sie an, dass eine höhere Aktivitätssteigerung des BR im Vergleich zum BB im Falle einer Erhöhung der Antagonistenaktivität möglich wäre (Gamet & Maton, 1989). Häufig werden unterschiedliche Veränderungen der EMG-Parameter verschiedener synergistisch wirksamer Muskeln jedoch gar nicht interpretiert, sondern nur dargestellt. Dabei werden die Differenzen häufig nicht statistisch geprüft und teilweise werden die Werte gar nicht genau angegeben, sondern es wird nur von stärkeren Veränderungen gesprochen (Rainoldi et al., 2008). Daher besteht bezüglich der Vergleiche der Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln in der vorliegenden Literatur ein Defizit. Teilweise erfolgt jedoch auch eine offensive Interpretation von Frequenz- und Amplitudenveränderungen. Voge und Dingwell (2003) interpretieren kurzzeitige steile Abnahmen des Frequenzparameters (um ca. -20 Hz) und steile Zunahmen des Amplitudenparameters als Ermüdung und kurzzeitige Zunahmen des Frequenzparameters als Erholung.
Zum Abschluss der Diskussion zur Quantifizierung der Beanspruchung sei festgehalten, dass sich in der gesichteten Literatur keine guten Orientierungen für

die Quantifizierung der Beanspruchungshöhe anhand der O-EMG-Parameter finden lassen. Zur Einschätzung der Aktivierungshöhe eignen sich die Amplitudenparameter besser als die Frequenzparameter. Konkrete Aussagen über die Höhe der Aktivierung oder gar den relativen Kraftbeitrag sind jedoch nicht möglich, da zahlreiche periphere Einflussfaktoren das EMG-Signal mitbestimmen. Ein Rückschluss auf die Leistungsfähigkeit eines Muskels scheint dagegen anhand der Frequenzparameter am eindeutigsten möglich, wenngleich eine kombinierte Betrachtung beider EMG-Parameter zur Vermeidung von Fehlinterpretationen bei Veränderung der relativen Kraftbeiträge synergistisch wirksamer Muskeln notwendig ist. Es zeigt sich, dass die Interpretationseinschränkungen der Elektromyographie im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe eines Muskels trotz Standardisierung der Methode bestehen bleiben. Grund dafür ist, dass trotz der Identifizierung verschiedener Einflussfaktoren, die genauen Ursachen für die Veränderungen der EMG-Parameter in verschiedenen Zusammenhängen, wie Erhöhung der Belastungsintensität und Ermüdung, in ihrem komplexen Zusammenspiel noch nicht bekannt sind (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Farina, Merletti & Enoka, 2004; Rau, Schulte & Disselhorst-Klug, 2004).

Zusammenfassende Gegenüberstellung der Einflussfaktoren auf die Amplituden- und Frequenzparameter

Tabelle 9

Gegenüberstellung der zentralen und peripheren amplitudenerhöhenden und -reduzierenden Einflussfaktoren und Zuordnung möglicher Ursachen.

	Erhöhung Amplitudenparameter		**Reduktion Amplitudenparameter**	
	Zugrundeliegender Einflussfaktor	**Ursache**	**Zugrundeliegender Einflussfaktor**	**Ursache**
zentral	**Zunahme Rekrutierung** Zunahme Anzahl aktiver Einheiten und Rekrutierung Einheiten mit hohen Spike-Amplituden (FT-Fasern)	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer	**De-Rekrutierung** und **Ausfall Einheiten** mit hohen Spike-Amplituden (FT-Fasern)	Abnahme Kraftoutput Zunahme Belastungsdauer
zentral	**Erhöhung mittlere Entladungsrate** Erhöhung der Entladungsrate bereits aktiver Einheiten und Rekrutierung von Einheiten mit hoher Entladungsrate (FT-Fasern)	Zunahme Kraftoutput Im Rahmen der intramuskulären Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer nur eingeschränkt möglich	**Reduktion mittlere Entladungsrate** Reduktion der Entladungsrate bereits aktiver Einheiten und durch Ausfall von Einheiten mit hoher Entladungsrate (FT-Fasern)	Abnahme Kraftoutput Zunahme Belastungsdauer
zentral	**Zunahme Synchronisation** Reduktion Phänomen der Amplituden-Auslöschung	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer		
peripher	**Zunahme Aktionspotentialdauer**	Zunahme Belastungsdauer	**Abnahme Aktionspotential-amplitude**	Zunahme Belastungsdauer
peripher	**Zunahme Hyperpolarisations-amplitude**	Zunahme Belastungsdauer	**(Abnahme Faserleitgeschwindig-keit)** Wird kontrovers diskutiert	Zunahme Belastungsdauer
peripher	**Gewebeeffekte:** Rekrutierung von Einheiten, die oberflächlich liegen	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungs-dauer Beide Faktoren kommen in Frage, wenn FT-Fasern eher oberflächlich liegen	**Gewebeeffekte:** Rekrutierung von Einheiten, die tief liegen oder Ausfall oberflächlich gelegener Einheiten	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungs-dauer Beide Faktoren kommen in Frage, wenn FT-Fasern eher tief im Muskel liegen

Tabelle 10

Gegenüberstellung der zentralen und peripheren frequenzerhöhenden und -reduzierenden Einflussfaktoren und Zuordnung möglicher Ursachen.

	Erhöhung Frequenzparameter		**Reduktion Frequenzparameter**	
	Zugrundeliegender Einflussfaktor	**Ursache**	**Zugrundeliegender Einflussfaktor**	**Ursache**
zentral	**Zunahme Rekrutierung** Rekrutierung Einheiten mit **hoher Faserleitgeschwindigkeit** (FT-Fasern) Frequenzerhöhender Effekt umso ausgeprägter je höher FT-Faseranteil ist	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer	**De-Rekrutierung und Ausfall FT-Fasern** mit hoher Faserleitgeschwindigkeit	Abnahme Kraftoutput Zunahme Belastungsdauer
	(Erhöhung mittlere Entladungsrate) Wird kontrovers diskutiert. Wenn, dann eher sehr geringe Effekte	Zunahme Kraftoutput	**(Reduktion mittlere Entladungsrate)** Wird kontrovers diskutiert. Wenn, dann eher sehr geringe Effekte	Abnahme Kraftoutput Zunahme Belastungsdauer
			Zunahme Synchronisation	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer
peripher			**Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit** Frequenzreduzierender Effekt umso ausgeprägter je höher FT-Faseranteil ist	Zunahme Belastungsdauer
			Zunahme Aktionpotentialdauer	Zunahme Belastungsdauer
			Zunahme Hyperpolarisationsamplitude	Zunahme Belastungsdauer
	Gewebeeffekte: Rekrutierung von Einheiten, die oberflächlich liegen	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer Beide Faktoren kommen in Frage, wenn FT-Fasern eher oberflächlich liegen	**Gewebeeffekte:** Rekrutierung von Einheiten, die tief liegen oder Ausfall oberflächlich gelegener Einheiten	Zunahme Kraftoutput Intramuskuläre Kompensation bei zunehmender Belastungsdauer Beide Faktoren kommen in Frage, wenn FT-Fasern eher tief im Muskel liegen
	Zunahme Muskeltemperatur Beeinflusst eher initiale Frequenz, nicht aber die Abnahme im Beanspruchungsverlauf	Zunahme Kraftoutput Zunahme Belastungsdauer		
			Zunahme Streuung Faserleitgeschwindigkeit	Zunahme Kraftoutput
			Zunahme räumliche Ausbreitung der Aktionspotentiale	Zunahme Kraftoutput

3.3.4 Methode des Experiments II

3.3.4.1 Untersuchungsdesign und abhängige Variablen

Das Untersuchungsdesign des Experiments I mit dem Messwiederholungsfaktor „Beanspruchung“ wurde um die Faktoren „Muskel“ und „Vor-Beanspruchung“ („VB“) erweitert. Für die Vergleiche der Kinetoren war der Faktor "Muskel" 3fach gestuft: BB LH, BB SH und BR der rechten oberen Extremität. Für die Vergleiche der Stabilisatoren war der Faktor „Muskel“ 4fach gestuft, da vier Stabilisatoren an der rechten Körperseite abgeleitet wurden. Ausgewählt wurden der m. deltoideus clavicularis (DL CL), m. deltoideus acromialis (DL AC), m. deltoideus spinalis (DL SP) und m. latissimus dorsi (LT), da diese Muskeln alle Funktionen für die Ab-/Adduktion und Innen-/Außenrotation abdecken (s. Tab. 11). Andere Stabilisatoren waren entweder mittels der Oberflächen-Elektromyographie nicht abzuleiten (Muskeln der Rotatorenmanschette) oder waren aufgrund der Versuchsanordnung nicht erreichbar (m. pectoralis und m. triceps brachii aufgrund der Curlbank). Der Messwiederholungsfaktor „Vor-Beanspruchung“ war 2fach gestuft: „mit Vor-Beanspruchung“ (mVB) und „ohne Vor-Beanspruchung“ (oVB).

Für die verschiedenen Fragestellungen ergaben sich unterschiedliche Untersuchungsdesigns. Die Daten vom Beanspruchungsversuch ohne Vor-Beanspruchung (Beanspruchungsversuch oVB) wurden für die Replikation zunächst analog zum Experiment I ausgewertet (s. Kapitel 3.2.2.1). Für die Untersuchung des Einflusses des Faktors „Beanspruchung“ auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren wurde das Design um den Faktor „Muskel“ erweitert, so dass sich ein zweifaktorielles Messwiederholungs-Design mit dem Messwiederholungsfaktor „Beanspruchung“ ergab. Für die Untersuchung des Einflusses der Vor-Beanspruchung auf die Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln, den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination wurde das Design um den Messwiederholungsfaktor „Vor-Beanspruchung“ erweitert, so dass sich ein zweifaktorielles Messwiederholungs-Design mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“ ergab.

Tabelle 11

Muskeln der oberen Extremität, der Schulter und des Rumpfes mit ihren Funktionen am Ellenbogen-, Radioulnar- und Schultergelenk (Platzer, 1999; Schünke et al., 2005). Die Klammern weisen auf eine untergeordnete Funktion hin (zum BB SH s. Kapitel 3.3.2). Grau unterlegt sind die Muskeln, die abgeleitet wurden.

		Ellen-bogen-gelenk	**Radio-ulnar-gelenk**	**Schultergelenk**					
		Flexion	Supi-nation	Ab-duktion	Ad-duktion	Innen-rotation	Außen-rotation	Ante-version	Retro-version
Oberarm	BB LH	+	+	+	-	+	-	+	-
	BB SH	+	(+)	-	+	-	-	+	-
	m. brachialis	+	-	-	-	-	-	-	-
	m. triceps brachii	-	-	-	+	-	-	-	+
Unter-arm	BR	+	(+) bei starker Prona-tions-stellung	-	-	-	-	-	-
	m. pronator teres	(+)	-	-	-	-	-	-	-
	m. flexor digitorum superficialis	(+)	-	-	-	-	-	-	-
	m. palmaris longus	(+)	-	-	-	-	-	-	-
	m. extensor carpi radialis longus	(+)	-	-	-	-	-	-	-
	m. extensor carpi radialis brevis	(+)	-	-	-	-	-	-	-
	m. supinator	-	+	-	-	-	-	-	-
Schulter	DL CL	-	-	-	+	+	-	+	-
	DL AC	-	-	+	-	-	-	-	-
	DL SP	-	-	-	+	-	+	-	+
Schul-ter: Rota-toren-man-schette	m. supraspinatus	-	-	+	-	-	-	-	-
	m. infraspinatus	-	-	-	-	-	+	-	-
	m. teres minor	-	-	-	(+)	-	+	-	-
	m. subscapularis	-	-	-	-	+	-	-	-
Rücken	LT	-	-	-	+	+	-	-	+
Brust	m. pectoralis	-	-	-	+	+	-	+	-

Als abhängige Variablen wurden die gleichen kinematischen Parameter erhoben wie im Experiment I (s. Kapitel 3.2.2.1).

Weitere abhängige Variablen wurden für jeden abgeleiteten Muskel aus den elektromyographischen Daten ermittelt:

- integriertes EMG (iEMG) des BB LH, BB SH, BR, DL CL, DL AC, DL SP, LT
- Median Frequency (MF) des BB LH, BB SH, BR, DL CL, DL AC, DL SP, LT

3.3.4.2 Versuchspersonen

Es nahmen 20 männliche Versuchspersonen (26,4 ± 3,1 Jahre) am Experiment II teil. Die Ein- und Ausschlusskriterien mit Ausnahme des Geschlechts, die Rekrutierung der Versuchspersonen und die Instruktionen bezüglich der Beanspruchung vor der Untersuchung waren identisch mit denen des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.2).

3.3.4.3 Bewegungsaufgabe

Die Bewegungsaufgabe war identisch mit der des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.3).

3.3.4.4 Untersuchungsablauf

Das Experiment II umfasste zwei Untersuchungstage, an denen der Beanspruchungsversuch entweder ohne Vor-Beanspruchung oder mit Vor-Beanspruchung erfolgte. Die Reihenfolge der beiden Untersuchungstage wurde randomisiert, um Reihenfolgeeffekte auszuschließen. Bei der Zuordnung der Versuchspersonen zu den Untersuchungsgruppen (oVB-mVB; mVB-oVB) erfolgte eine Parallelisierung bezüglich des Alters.
Zwischen den beiden Untersuchungstagen sollten zwischen 10 und 14 Tage liegen. 10 Tage wurden als Minimum gewählt, um eine Regeneration des eventuell zerstörten Muskelgewebes zu gewährleisten, denn bis 9 Tage nach einer intensiven Belastung sind Symptome, die auf eine Zerstörung von Muskelgewebe hinweisen, feststellbar. Ein sogenannter Muskelkater, der nach dem ersten Untersuchungstag zu erwarten war, fühlt sich 2 - 3 Tage nach exzentrischer Beanspruchung am stärksten an, die Kreatinkinase-Werte im Serum erreichen nach 4 - 5 Tagen ihre Peaks und können nach 7 Tagen immer noch stark erhöht sein und Schwellungen werden bis 9 Tage danach festgestellt (im Überblick Linnamo et al., 2000). Auch die EMG-Frequenzparameter können nach 7 Tagen noch reduziert sein (Linnamo et al., 2000). Eine Eingrenzung auf maximal 14 Tage resultierte vor allem daraus, dass die Versuchspersonen noch gut mit dem Untersuchungsablauf vertraut sein sollten und sich ihr Alltag und ihre Sporterfahrungen nicht grundlegend geändert haben sollten.

Untersuchungsablauf bis zur Maximalkrafttestung am Untersuchungstag oVB und mVB

Der grundsätzliche Untersuchungsablauf war im Experiment I und II gleich (s. Abb. 34). Daher werden nachfolgend nur die Veränderungen beschrieben.

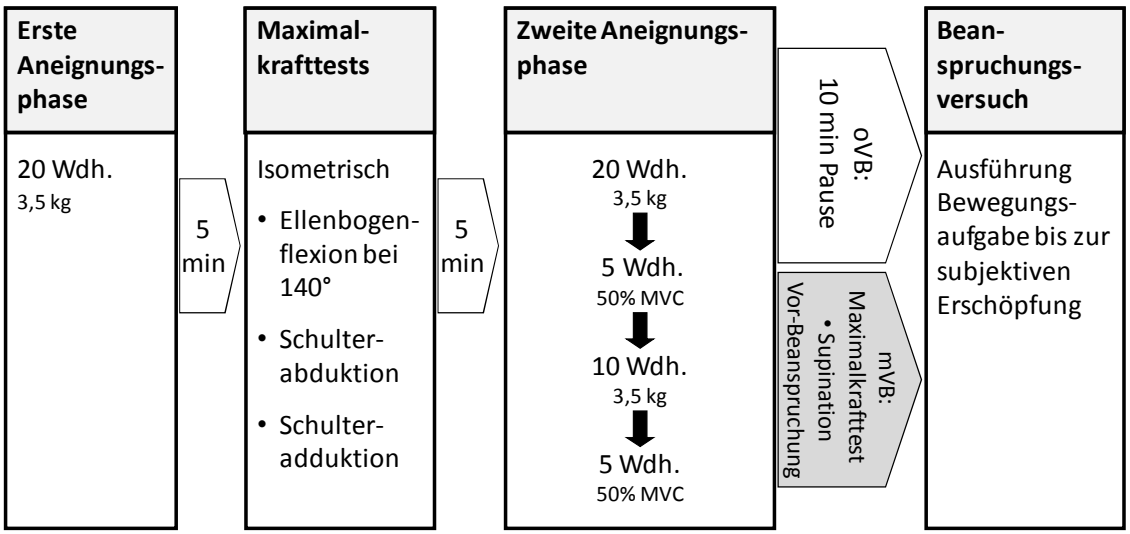

Abb. 34. Untersuchungsablauf Experiment II mit Belastungsintensitäten und Pausenzeiten.

Der Untersuchungsablauf im Experiment II unterschied sich von dem des Experiments I durch vorbereitende Maßnahmen für die Oberflächen-Elektromyographie und durch notwendige Maßnahmen im Zusammenhang mit der Auswertung der EMG-Daten. Es waren unter anderem zusätzliche Maximalkrafttestungen für die Stabilisatoren notwendig (für die Amplitudennormierung). Vor der Aneignungsphase I erfolgten die Hautvorbereitung und das Applizieren der Elektroden auf den ausgewählten Muskeln der rechten Körperseite. Am ersten Untersuchungstag (unabhängig davon ob oVB oder mVB) wurden Vermessungen der Ableitorte vorgenommen, um diese reproduzieren zu können. Es wurden Entfernungen der Mittellinie zwischen den Elektroden zu markanten unveränderlichen Merkmalen auf der Haut (meist Muttermale) bestimmt und notiert. Zur besseren Zuordnung der Orientierungspunkte wurden Fotos aller Ableitorte gemacht. Im Anschluss daran erfolgte die Fixation der Elektrodenkabel am Körper. Zur ersten Kontrolle der EMG-Signale auf Störsignale erfolgte im nächsten Schritt eine Ruhemessung und eine anschließende Berechnung des Leistungsspektrums des EMG-Signals (Fast Fourier Transformation), welches auf Peaks bei 50 Hz geprüft wurde. Dann folgte ein Muskeltest, um die spezifische Aktivität der verschiedenen Muskeln zu testen und Fehler bei der

Elektrodenapplikation und -zuordnung ausschließen zu können. Die Versuchspersonen führten dazu verschiedene quasi isometrische Bewegungsaufgaben gegen einen manuell gegebenen Widerstand aus: Ellenbogenflexion, Schulterabduktion und -adduktion. Frühestens 30 min nach Anbringung der Elektroden erfolgte die eigentliche Ruhemessung zur Überprüfung der Validität der EMG-Signale. Während der Ruhemessung sollten die Versuchspersonen alle Muskeln über 10 s völlig entspannen.
Im Anschluss daran erfolgte die Aneignungsphase I und die Maximalkrafttestung für die Ellenbogenflexion (s. Kapitel 3.2.2.4). Daran schlossen sich die Maximalkrafttestungen für Schulterabduktion und -adduktion an. Die Testungen erfolgten ebenfalls isometrisch durch Zug an einer Kette mit integriertem Zugkraftaufnehmer der Firma Biovision. Dazu wurde eine Manschette um das Handgelenk gelegt. Die Versuchspersonen standen neben einem Zugturm. Die Zugrichtung der Kette verlief parallel zum Boden, nachdem eine Höhenanpassung gemäß der Anthropometrie erfolgte. Der Standort der Person wurde so gewählt, dass bei gespannter Kette nur eine geringfügige Abduktion im Schultergelenk vorlag. Es erfolgten jeweils 3 Messungen mit den entsprechenden Vorgaben für die Kraftentwicklung bei der Maximalkraftmessung (s. Kapitel 3.2.2.4). Es erfolgte die Instruktion, in der Frontalebene zu arbeiten (keine Ante-/Retroversion im Schultergelenk). Die Messungen für Abduktion und Adduktion wechselten sich ohne größere Pausen ab. Zwischen der Ausführung der gleichen Bewegungsaufgabe wurde eine Pause von 2 min eingehalten.

Untersuchungsablauf ab der Maximalkrafttestung am Untersuchungstag oVB
Der Ablauf nach der Maximalkrafttestung mit 5minütiger Pause nach dem letzten Maximalkrafttest, der Aneignungsphase II, der 10minütigen Pause und dem Beanspruchungsversuch war unverändert im Vergleich zum Experiment I (s. Kapitel 3.2.2.4).

Untersuchungsablauf ab der Maximalkrafttestung am Untersuchungstag mVB
Die 5minütige Pause und die Aneignungsphase II erfolgten wie im Experiment I. Am Untersuchungstag mVB erfolgte zwischen der Aneignungsphase II und dem Beanspruchungsversuch die Vor-Beanspruchung des BB LH. Diese bestand in intermittierenden isometrischen Supinationen. Um die Abnahme der Leistungs-

fähigkeit während der Vor-Beanspruchung gut kontrollieren zu können, wurde die Bewegungsaufgabe isometrisch ausgeführt. Die Belastungsintensität war maximal. Die Zeitdauer der Beanspruchungsphasen betrug 15 s, die der Pausen 5 s. Als Abbruchkriterium für die Vor-Beanspruchung wurde eine Abnahme der Kraft auf 50% MVC über einen Zeitraum von 5 s herangezogen. Die Belastungsphase, in der das Abbruchkriterium erreicht wurde, wurde noch beendet. Die Wahl des Abbruchkriteriums ergab sich aus experimentellen Befunden, die zeigen, dass die Abnahme der Kraft bei intermittierenden Protokollen bis zu einem Plateau erfolgt, was bei ca. 50% MVC liegt (Kouzaki et al., 1999; Pitcher & Miles, 1997). Die Stabilisierung der Kraft auf diesem Niveau basiert vermutlich auf einem Gleichgewicht zwischen Energieverbrauch der aktiven Muskelfasern auf der einen Seite und Energieversorgung und Abtransport von Stoffwechselprodukten, welche die Kraftfähigkeiten beeinträchtigen können, auf der anderen Seite (Pitcher & Miles, 1997). Auch andere Autoren orientieren sich bei maximaler isometrischer Beanspruchung an dem Abbruchkriterium „Unterschreiten der 50% MVC“ (Williams et al., 2002).

Zur individuellen Festlegung des Abbruchkriteriums (Bestimmung des Drehmoments, welches 50% MVC entspricht) erfolgte vor der Vor-Beanspruchung eine isometrische Maximalkrafttestung für die Supination (3 Tests mit einer Pausendauer von 2 min). Nach der Maximalkrafttestung und einer sich anschließenden Pause von ca. 3 min, in der die Instruktion sowohl für die Vor-Beanspruchung als auch für den Beanspruchungsversuch erfolgte, wurde mit der Vor-Beanspruchung begonnen.

Die Supinationsbewegung erfolgte an einer dafür konstruierten Vorrichtung, welche fest mit der Welle des Trainings- und Messgerätes M3 der Firma Schnell verbunden wurde. Die Ausgangsposition auf der Curlbank unterschied sich nicht von der für die Ellenbogenflexionen und -extensionen. Der Ellenbogeneinschlusswinkel betrug 140°. Die flache Hand (Fingergelenke gestreckt) wurde in die Vorrichtung geschoben. Durch den geringfügigen möglichen Bewegungsumfang in Pronations-/Supinationsrichtung war die Vorrichtung so ausgerichtet, dass bei paralleler Ausrichtung der Hand zu den Wänden der Vorrichtung eine leichte Pronation (ca. 20°) vorlag. Erst bei Supination, die zunächst dynamisch war, bis die Vorrichtung keine weitere Bewegung zuließ, erfolgte die Einnahme der Neutral-Nullstellung.

Da die Vor-Beanspruchung sehr spezifisch auf den BB LH ausgerichtet war, wurden zum einen die Versuchspersonen instruiert, eine reine Supination auszuführen und zum anderen wurden unerwünschte Bewegungen (Ellenbogenflexion, Palmarflexion und Dorsalextension) durch den Untersuchungsleiter visuell kontrolliert. Wurden Bewegungen in diese Richtung festgestellt, erfolgten entsprechende Korrekturhinweise.
Nach einer möglichst kurzen Pause, die notwendig war, um das M3-Gerät wegzufahren und der Versuchsperson die Hantel für die Ellenbogenflexionen und -extensionen zu reichen, erfolgte der Beanspruchungsversuch. Die Pausendauer sollte 20 s nicht überschreiten, um Resynthese- und andere Erholungsprozesse so gering wie möglich zu halten. Jaric et al. (1999) orientierten sich ebenfalls an 20 s als tolerierbare Grenze für die Zeitdauer zwischen Vor-Beanspruchung und der zu untersuchenden Bewegung. Die Zeitverläufe von KP und pH-Wert nach hochintensiver Beanspruchung verdeutlichen, dass von einer pH-Wert-Zunahme innerhalb von 30 s nicht auszugehen ist und dass sich das reduzierte KP-Level nur zu einem Drittel wieder erholt (Yoshida, 2002).

3.3.4.5 Datenaufnahme

Dynamische Parameter

Die Bestimmung der isometrischen Maximalkraft der Ellenbogenflexoren und der Ab- und Adduktoren erfolgte mit einem Zugkraftaufnehmer mit integriertem Verstärker der Firma Biovision. Die Bestimmung der isometrischen Maximalkraft der Supinationsmuskulatur erfolgte am Trainings- und Messgerät M3 der Firma Schnell. Die aus den angreifenden Supinationsmomenten resultierende Dehnung der Oberfläche der Welle wurde mit aufgeklebten Folien-Dehnungsmessstreifen der Vishay Measurements Group GmbH (FAED-12-35-S6E-P) gemessen. Die Dehnmessstreifen waren zu einer Wheatstoneschen Brückenschaltung verschaltet. Je nach Stärke des Torsionsmomentes verändert sich die Dehnung der Oberfläche und somit auch die Diagonalspannung der Brückenschaltung, die erfasst und verstärkt wurde. Eine Überprüfung zeigte einen linearen Zusammenhang zwischen Drehmoment und gemessener Spannung im Bereich von 0 bis 39 Nm.

Die A/D-Wandlung der Signale erfolgte mit einer Multifunktions-Datenerfassungskarte von National Instruments (DAQCard-6024E) für 16 Analogeingänge, mit einer 12-bit-Auflösung. Die Abtastrate betrug 1024 Hz.

Kinematische Parameter

Die Datenaufnahme der kinematischen Parameter war identisch mit der des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.5).

EMG-Parameter

Die Elektrodeneigenschaften und die Art der Ableitung orientierten sich an den Empfehlungen von SENIAM (s. Kapitel 3.3.3.2) (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug & Rau, 2000; Hermens et al., 1999). Die Ableitung der O-EMG-Signale erfolgte bipolar. Die verwendeten Nassgel Einweg-Elektroden (Ambu Blue Sensor N; Ambu GmbH) hatten einen runden Ag/AgCl-Sensor. Die Gel-/Messfläche betrug 95 mm^2 (Durchmesser 11 mm). Der Wechselstromwiderstand betrug 600 Ohm. Der dezentrierte Anschluss minimiert Artefakte im Zusammenhang mit wirkenden Druck- und Zugkräften während der Bewegung. Die Breite der Elektroden betrug 22 mm, so dass der Inter-Elektrodenabstand (Abstand zwischen den Mittelpunkten beider Sensoren) bei Anbringung beider Elektroden direkt nebeneinander ebenfalls 22 mm betrug, was sehr nah an der Seniam-Empfehlung von 20 mm liegt (Freriks, Hermens, Disselhorst-Klug & Rau, 1999). Der Inter-Elektrodenabstand war für alle abgeleiteten Muskeln klein genug, da er nicht mehr als ¼ der Muskelfaserlänge betrug, was empfohlen wird, um Störungen durch Sehnen- oder Endplatteneffekte auszuschließen (Freriks et al., 1999).

Vor der Elektrodenanbringung wurden zunächst die Ableitstellen (Zentrum der beiden Elektroden) bestimmt und markiert. Im Bereich der Ableitstellen wurde dann die Haut rasiert und gereinigt. Zur Entfernung von Staub, Hautschuppen, Haaren und Fett wurde die Haut mit Klebestreifen abgezippt, wozu auf jede Stelle mehrmals frische Klebestreifen kurz aufgeklebt und sofort wieder entfernt wurden. Im Anschluss erfolgte das Applizieren der Elektroden. Die Elektroden wurden in Muskelfaserlängsrichtung direkt nebeneinander aufgebracht.

Die Bestimmung der Ableitstellen und die Anbringung der Elektroden erfolgte in verschiedenen standardisierten Positionen. Die Anbringung der Elektroden auf dem BB LH und BB SH erfolgte bei gebeugtem Ellenbogengelenk (ca. 90°) und

Neutral-Nullstellung des Unterarms. Für die beiden Köpfe des BB wurde zur Applikation zwischen der motorischen Endplatte und dem Muskelfaser-Sehnen-Übergang zunächst nach SENIAM die Höhe des Ableitortes bestimmt: Messung der Distanz zwischen Acromion (medial) und Fossa cubitalis (Ellenbogenbeuge) und Setzen der Markierung in einer Entfernung von einem Drittel der Gesamtdistanz, ausgehend von der Fossa cubitalis. Da weder bei SENIAM noch in vorliegenden Studien eine exakte Beschreibung für die Platzierung der Elektroden auf dem BB LH und BB SH gegeben wird, wurde Kontakt mit Autoren aufgenommen, die beide Bizepsköpfe abgeleitet hatten. Eine Orientierung erfolgte an dem Vorgehen von R.E. Hughes[31] und J.E. Langenderfer[32]. Es wurde für den BB LH eine Verbindungslinie zwischen der deutlich spürbaren gemeinsamen Bizepssehne am Ellenbogen und der Außenkante des Acromions gezogen. Für den BB SH wurde die Verbindungslinie zwischen der Bizepssehne am Ellenbogen und dem Processus coracoideus gezogen. An der Stelle, an der diese Verbindungslinien die zuvor markierte Höhenlinie schnitten, wurden die Elektroden appliziert. Zur Elektroden-Applikation des LT war der Arm entspannt in Neutral-Nullstellung im Schultergelenk. Die Elektroden wurden 4 cm unterhalb des Schulterblattes in der Mitte der rechten Rückenhälfte angebracht (Freiwald et al., 2007; P. Vogel, 2001). Die Anbringung erfolgte derart, dass die Verbindungslinie beider Ableitflächen zur Horizontalen einen Winkel von 25° hatte und zwar mit einem Anstieg in lateraler Richtung (Freiwald et al., 2007).

Die anderen abgeleiteten Muskeln haben so kurze Muskelfaserlängen, dass die allgemeine SENIAM-Empfehlung zur Positionierung der Elektroden auf der Hälfte zwischen der distalen Endplattenregion und der distalen Sehne nicht umsetzbar war, da die Elektroden zu nah an der Sehnenregion gelegen hätten (Felici, 2004). Für dynamische Muskelaktionen, bei denen die Elektroden in Bezug zur Innervationszone und Sehne wandern, wird daher empfohlen, die Elektroden auf die Mitte des kontrahierten Muskels zu kleben (Felici, 2004). Die Gefahr einer symmetrischen Anbringung in Bezug zur Innervationszone, was zu sehr geringen Signalen führen würde, kann dabei relativiert werden. Denn es konnte gezeigt werden, dass bei einer sehr endplattennahen aber nicht ganz

[31] Associate Professor of Orthopaedic Surgery and Biomedical Engineering Director, Laboratory for Optimization and Computation in Orthopaedic Surgery, University of Michigan.
[32] Assistant Professor, Department of Engineering and Technology, Central Michigan University.

symmetrischen Anbringung (d.h. Mittelpunkt der einen Elektrode liegt 5 mm unterhalb und Mittelpunkt der anderen Elektrode liegt 15 mm oberhalb der Innervationszone; bei einem Elektrodenabstand von 20 mm) Amplituden gemessen werden, die vergleichbar mit denen sind, die bei weiterer Entfernung von der Innervationszone gemessen werden (Merletti et al., 2001). Des Weiteren reduziert der gewählte geringe Inter-Elektrodenabstand den negativen Einfluss einer Applikation mittig zur Endplatte (Merletti et al., 2001). Die Applikation in Sehnennähe ist insgesamt kritischer, da die Gefahr besteht, dass sich die Elektroden über die Sehne schieben, wo keine Aktivität erfassbar ist (Frigo & Shiavi, 2004). Aufgrund der Empfehlungen, des geringen Risikos einer exakt symmetrischen Anbringung und des relativ hohen Risikos von Verschiebungen in Richtung Sehne wurden die Elektroden auf die Mitte des Muskelbauches geklebt, was darüber hinaus in zahlreichen Untersuchungen verschiedener Muskeln (ca. in der Hälfte der von Hermens et al. (2000) gesichteten 365 Studien) Anwendung findet.

Zur Bestimmung der Mitte des Muskelbauches des BR, wurde eine quasi isometrische Ellenbogenflexion gegen manuellen Widerstand ausgeführt. Die Anbringung der Elektroden erfolgte bei 140° Ellenbogeneinschlusswinkel und damit bei relativ gedehnter Haut, damit sich der Inter-Elektrodenabstand während des Beanspruchungsversuchs nicht vergrößert.

Zur Elektroden-Applikation auf dem DL AC erfolgte eine isometrische Abduktion im Schultergelenk gegen einen manuell gegebenen Widerstand. Für die Anbringung der Elektroden auf dem DL CL wurde eine isometrische Anteversion, für die Anbringung auf dem DL SP eine isometrische Retroversion durchgeführt. Die Anbringung der Elektroden auf dem DL SP erfolgte bei ca. 45° Anteversion (entsprechend der späteren Bewegungsaufgabe), da auch hier starke Hautdehnungen auftraten.

Die Referenzelektrode wurde direkt über knöchernen Strukturen, wo die elektrische Aktivität minimal ist, angebracht (Merletti & Hermens, 2004).

Nach der Elektrodenanbringung wurden die Kabel sorgfältig mit querelastischem Fixiervlies (Omnifix elastic, Firma Hartmann) auf der Haut angebracht, um kabelbedingte Bewegungsartefakte aufgrund von Zugkräften auszuschließen, einen guten Elektroden-Hautkontakt zu gewährleisten und einen ungestörten Bewegungsablauf zu ermöglichen.

Die EMG-Signale wurden bereits vor Weiterleitung zur Input-Box nach einer Kabellänge von ca. 10 cm durch den im Anschlusskabel integrierten Verstärker (Biovision) verstärkt. Dadurch werden die Rauschanteile und Effekte kabelbedingter Bewegungsartefakte minimiert. Die Verstärkung wurde möglichst hoch gewählt und zu diesem Zweck bei den verschiedenen Bewegungsaufgaben variiert. Die Standardeinstellung umfasste eine 1000fache Verstärkung für den BR, BB LH, BB SH, DL CL und eine 2000fache Verstärkung für den DL AC, DL SP und LT. Lediglich für die Maximalkrafttestungen für Schulterabduktion und -adduktion war die Verstärkung für alle Muskeln 1000fach. Der Eingangsrange des Verstärkers betrug ± 5 V.
Die analogen Roh-EMG-Daten wurden über eine Input-Box (Biovision) über den A/D-Wandler in digitale Daten umgewandelt. Die A/D-Wandlung der Signale erfolgte mit einer Multifunktions-Datenerfassungskarte von National Instruments (DAQCard-6024E) für 16 Analogeingänge, mit einer 12-bit-Auflösung. Der Inputrange betrug ± 5 V. Die Abtastrate betrug 1024 Hz. Die EMG-Daten wurden mit der Software Daisylab (während der Vor-Beanspruchung) und Simi°Motion 6.0 aufgenommen.

Synchronisation der videometrischen Daten und EMG-Daten
Zur Synchronisation der videometrisch erfassten Daten und der EMG-Daten wurde das zur Synchronisation der Kameras verwendete Triggersignal auch auf die Input-Box übertragen, so dass der erzeugte Spannungspeak im Elektromyogramm benutzt werden konnte, um den Zeitversatz zu bestimmen.

Versuchspersonen-Daten
Die Versuchspersonen-Daten wurden analog zum Experiment I erhoben (s. Kapitel 3.2.2.5).

3.3.4.6 Datenanalyse

Dynamische Parameter
Das Vorgehen zur Bestimmung der isometrischen Maximalkraft bei den verschiedenen Bewegungsaufgaben war identisch mit dem des Experiments I für die Ellenbogenflexion (s. Kapitel 3.2.2.6).

Kinematische Parameter

Die Datenanalyse zur Bestimmung der kinematischen Parameter unterschied sich nicht von der des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.6).

EMG-Parameter

Die Auswertung der EMG-Daten erfolgte mit der Software Simi°Motion. Die Bandpassfilterung von 5 bis 512 Hz und die Nulllinienkorrektur erfolgte mit der Version 7.5, die restliche Auswertung mit der Version 6.0. Für weitere Auswertungsschritte wurde die Software Microsoft Excel verwendet.

Die Roh-Daten wurden in einem ersten Auswertungsschritt gefiltert (Bandpassfilterung 5 - 512 Hz), um Rauschen, Artefakte und Fehlabtastungen zu eliminieren (Frigo & Shiavi, 2004). Das Oberflächen-EMG-Signal unterliegt aufgrund von Bewegungsartefakten und der Variabilität des Elektroden-Haut-Widerstandes kleinen Schwankungen (Merletti & Hermens, 2004). Die Schwingungen dieser Signale liegen im Bereich 0 - 20 Hz. Basmajian und De Luca (1985) empfehlen daher zur Reduktion dieser Störungen als höchste Frequenz für einen Hochpass-Filter 20 Hz, was auch in die „European recommendations on signal processing methods“ einging (Merletti, Farina, Hermens, Freriks & Harlaar, 1999). Je höher der Filter gewählt wird, desto stärker wird jedoch auch das Nutzsignal beeinflusst, indem auch Frequenzen des Nutzsignals eliminiert werden. Ein Kompromiss stellt daher die Wahl eines Hochpass-Filters im Bereich von 3 - 10 Hz dar. Der Tiefpassfilter richtet sich nach der Abtastrate. Das Nyquist-Theorem macht eine Abtastrate mindestens doppelt so hoch wie die höchste zu erfassende Frequenz notwendig, um einen Informationsverlust und Fehlabtastungen (Aliasing-Effekt) zu vermeiden (Merletti & Hermens, 2004). Aus diesem Grund wurde ein Tiefpass-Filter angewendet mit einer Höhe entsprechend der Hälfte der Abtastrate. Für fast alle Muskeln und die meisten Applikationen findet man die höchsten Schwingungen im Oberflächen-EMG-Signal zwischen 400 bis 450 Hz (Merletti & Hermens, 2004). Eine Abtastrate von 1024 Hz und ein Tiefpass-Filter von 512 Hz sind daher üblich.

Als EMG-Amplitudenparameter wurde das integrierte EMG (iEMG) (µV*s) berechnet. Nach Gleichrichtung der gefilterten EMG-Daten wurde die Fläche unter dem Amplituden-Zeit-Verlauf für Flexion und Extension eines jeden Zyklus der drei Messzeitpunkte berechnet. Für die Vor-Beanspruchung wurde das

iEMG für die erste und letzte isometrische maximale Muskelaktion (15 s) berechnet. Für die iEMG-Daten erfolgte eine Zeitnormierung (Fläche/s) und eine Amplitudennormierung (% MVC). Die Amplitudennormierung ist notwendig, da die Höhe der absoluten Amplitudenparameter aufgrund der jeweiligen Ableitbedingungen nicht interpretierbar ist.

Exkurs Amplitudennormierung

Für quantitative EMG-Auswertungen und intra- und interindividuelle Vergleiche ist eine Normalisierung (Relativierung) der EMG-Daten an einer Referenzmessung unabdingbar, da eine Interpretation von Absolutwerten aufgrund unterschiedlicher Ableitbedingungen (z.B. Elektrodenposition auf dem Muskel, Inter-Elektrodenabstand, Hautwiderstand, Dicke des subkutanen Fettgewebes), die zu einer hohen Signalvariabilität führen, generell nicht möglich ist (Bigland-Ritchie, 1981a; Enoka, 2002; Merletti & Hermens, 2004). Die Methoden und die Durchführung von Referenzmessungen sind jedoch nicht genau definiert und es herrscht Uneinigkeit darüber, welche Form der Normalisierung für welchen Zweck die adäquateste ist (Disselhorst-Klug et al., 2009; Felici, 2004; Frigo & Crenna, 2009; Konrad, 1996; Scholle, Anders & Schumann, 1997). Auch bei SENIAM werden keine Empfehlungen für verschiedene Normalisierungsmethoden gegeben (Merletti, Wallinga, Hermens & Freriks, 1999). Am häufigsten angewendet wird die Methode der Relativierung an Werten, die bei einer isometrischen Maximalkontraktion (MVC) gemessen werden, um während der Bewegungsaufgabe Rückschlüsse auf die relative Aktivierungshöhe in Bezug zur maximalen Aktivierungshöhe ziehen zu können (Bigland-Ritchie & Woods, 1984; im Überblick Enoka, 2002; Frigo & Crenna, 2009). Auch die Relativierung an Werten, die unter anderen Standardbedingungen erhoben werden, wird vorgeschlagen. Definierte Haltungen oder Bewegungen ohne Zusatzlasten werden als solche Standardbedingungen genannt (Scholle et al., 1997). Darüber hinaus wird teilweise nicht an den Werten einer Referenzmessung normalisiert, sondern an ausgewählten Werten, die während der eigentlichen Bewegungsaufgabe gemessen werden. Dazu gehören die initialen Werte, Maximalwerte oder Mittelwerte ausgewählter Bewegungsphasen (Anders, 1997; im Überblick Felici, 2004; im Überblick Frigo & Crenna, 2009; Konrad, 1996; Schumann, Kleine, Bradl & Scholle, 1997). Solche versuchsinternen Normalisierungen lassen aufgrund ihres submaximalen Charakters keine Abschätzung des absoluten Aktivierungsniveaus zu. In dem klassischen MVC-Normalisierungsansatz werden die neuromuskulären Unterschiede von isometrischer, konzentrischer und exzentrischer Muskelarbeit nicht berücksichtigt, was bei der Interpretation von EMG-Daten dynamischer Muskelaktionen zu beachten ist. Jedoch existiert noch kein befriedigendes Normalisierungsmodell, welches alle Validitätsprobleme löst. Für dynamische Muskelaktionen werden daher auch gelenkwinkelspezifische MVC-Werte genutzt (Christensen et al., 1995; Potvin, 1997). Auch Konrad (1996) schlägt für dynamische Muskelaktionen eine Peak-Normalisierung (d.h. ein gemeinsamer Referenzwert für konzentrische und exzentrische Phase) und keine bewegungsphasenspezifische Normalisierung vor, da letztere zu einer drastischen Manipulation der Ver-

laufscharakteristik der EMG-Werte und zu einer Reduktion der Korrelation zu den Originaldaten führt.
Bei der Amplitudennormalisierung an Werten von isometrischen Maximalkontraktionen besteht ein grundsätzliches Problem darin, eine Bewegungsaufgabe zu finden, bei welcher der Zielmuskel möglichst maximal aktiviert werden kann. Bei Muskeln mit verschiedenen Funktionen (v.a. bei zweigelenkigen Muskeln) ist die Einschätzung erschwert. Orientierung bietet u.a. SENIAM mit detaillierter Beschreibung von Referenz-Bewegungsaufgaben. Des Weiteren bestehen Validitätsprobleme einerseits aufgrund der bei Maximalkontraktionen bekannten Koordinations- und Motivationsprobleme, die zu keiner maximalen Aktivierung der beteiligten Muskeln führen und andererseits aufgrund der Beteiligung mehrerer synergistisch wirksamer Muskeln. Diese Faktoren führen dazu, dass nicht sicher angenommen werden kann, dass alle Muskeln während der Referenzmessung tatsächlich maximal aktiviert werden. Da eine Abschätzung der Aktivität während der Referenzmessung aufgrund der unterschiedlichen Ableitbedingungen nicht möglich ist, bleiben immer Unsicherheiten bei der Interpretation der Daten während der zu untersuchenden Bewegungsaufgabe.

Die Amplitudennormierung erfolgte in der vorliegenden Arbeit, unter anderem in Anlehnung an Christensen et al. (1995) und Potvin (1997), an Werten die bei einer isometrischen Maximalkontraktion in einem ausgewählten Gelenkwinkel erhoben wurden. Es wurde damit eine Methode gewählt, die am häufigsten angewendet wird und bei der davon auszugehen ist, dass die Relativierung an Werten geschieht, denen eine hohe Aktivierung zugrunde liegt. Für die Normierung wurde der iEMG-Wert über einen 250 ms-Zeitraum um das Kraftmaximum bestimmt. Der Zeitraum beginnt 150 ms vor dem Kraftmaximum und endet 100 ms danach. Die Normierung erfolgte am zeitnormierten iEMG-Wert des Maximalkrafttests.
Für die Maximalkrafttests wurden Bewegungen ausgewählt, bei denen die abgeleiteten Muskeln Hauptkinetoren sind und daher möglichst maximal beansprucht werden. Die Normierung erfolgte für den BR, BB LH und BB SH am Maximalkrafttest für die Ellenbogenflexion (Ellenbogeneinschlusswinkel 140°). Die Normierung der Werte für die stabilisierenden Muskeln erfolgte an maximalen isometrischen Ab- und Adduktionen und damit an Bewegungen, die im Beanspruchungsversuch aufgrund der Ergebnisse des Experiments I zu erwarten waren. Es wurden damit in Anlehnung an Scholle et al. (1997) definierte Bewegungen ausgewählt, die einen bestimmten Informationsgehalt versprachen. Der Informationsgehalt wurde darin gesehen, dass die Werte, die im Beanspruchungsversuch gemessen werden, direkt in Beziehung zur Aktivierung

bei einer maximalen Ab- und Adduktion, während derer die verschiedenen Stabilisatoren unterschiedliche Funktionen haben (Abduktion: DL AC; Adduktion: DL CL, DL SP und LT), gesetzt werden können. Aufgrund der damit verbundenen Vorteile wurde darauf verzichtet, für jeden der Stabilisatoren die Bewegungsaufgabe zu finden, bei der er am stärksten aktiviert wird. Nachteile dieser Vorgehensweise wurden zudem darin gesehen, dass für jeden Stabilisator ein eigener Maximalkrafttest durchgeführt hätte werden müssen, was einen hohen organisatorischen und zeitlichen Aufwand bedeutet hätte und den Verlust von vergleichenden Informationen. Darüber hinaus liegen keine Beschreibungen für Bewegungsaufgaben vor, bei denen die ausgewählten Stabilisatoren maximal aktiviert werden. Kritisch angemerkt werden muss, dass die eigenen Daten zeigten, dass die Funktion von DL CL und DL SP bei isometrischen Ab- und Adduktionen nicht eindeutig zu sein scheint. In fast allen Fällen (78 von 80) war die Aktivität beider Muskeln bei der Abduktion und nicht bei der Adduktion am höchsten, was bei dem gewählten Abspreizwinkel unerwartet war. Die höhere Aktivierung kann nicht auf eine Ante- oder Retroversion zurückgeführt werden, da beide Muskeln hier unterschiedliche Funktionen haben. Daher kommt als Erklärungsansatz eine Co-Kontraktion in Frage, deren Ziel darin besteht, die maximale isometrische Abduktion in der Frontalebene zu stabilisieren (Unterbindung von Ante- und Retroversion), was zu einer hohen Aktivierung aller drei Deltoideus-Köpfe führen kann. Da anhand der Daten über die Funktionen von DL CL und DL SP während der maximalen Ab- und Adduktionen nur spekuliert werden kann, wurde darauf verzichtet, die Werte der Adduktion zur Normalisierung heranzuziehen. Die Normierung erfolgte dagegen an den maximalen Werten (unabhängig davon, ob sie bei der Ab- oder Adduktion gemessen wurden). Eine Interpretation der Daten des Beanspruchungsversuchs für DL CL und DL SP im Hinblick auf ihre Aktivierung während einer maximalen Adduktion ist dadurch nicht möglich. In vier Fällen zeigte auch der LT bei der Abduktion unerwartet eine höhere Aktivität als bei der Adduktion, was auf eine mögliche Retroversion zurückgeführt werden kann. Da in allen anderen 36 Fällen die Aktivität bei der Adduktion höher war, wurde im Falle des LT darauf verzichtet, an den Maximalwerten zu relativieren, auch um die Fehlerquelle Retroversion auszuschließen und eine Interpretation im Hinblick auf die Aktivierung während der Adduktion zu gewährleisten.

Als Frequenzparameter wurde die Median Frequency (MF) berechnet. Die Mean Power Frequency (MPF) und Median Frequency (MF) sind die am häufigsten genutzten Frequenzparameter. Die MPF ist die mittlere Frequenz und die MF teilt das Spektrum in zwei Bereiche mit gleicher Leistung (Merletti et al., 2001). Beide Parameter beinhalten Informationen über das Powerspektrum des EMG-Signals und seine Veränderungen. Im Falle eines symmetrischen Spektrums haben sie den gleichen Wert. Ihre Unterschiedlichkeit weist auf die Schiefe des Spektrums hin. Ein stärkeres Auslaufen im Hochfrequenz-Bereich führt dazu, dass die MPF höher ist als die MF (Clancy et al., 2004). Im Vergleich zur MPF ist die MF gegenüber Störeinflüssen robuster und wird weniger durch Extremwerte beeinflusst als die MPF, weshalb die Reliabilität als höher eingestuft wird (Basmajian & De Luca, 1985; Merletti, Farina et al., 1999; im Überblick Nagata et al., 1990). Darüber hinaus wird der MF eine etwas größere Sensitivität gegenüber Ermüdung zugeschrieben (Merletti, Farina et al., 1999), so dass man für die MF stärkere Veränderungen im Beanspruchungsverlauf findet als für die MPF (Clancy et al., 2004; Merletti et al., 1990). Als Begründung wird die zunehmende Schiefe des Spektrums aufgrund der Kompression angeführt. In Ermüdungsstudien findet man jedoch auch sehr ähnliche Abnahmen beider Parameter (Merletti et al., 1991).

Die Berechnung der MF basierte auf einer gleitenden Fast Fourier Transformation (FFT). Da die FFT auf der Grundlage des Vergleichs mit anderen Methoden der Frequenzanalyse und auf Basis experimenteller Daten auch bei dynamischen Muskelaktionen als reliabel eingeschätzt wird (s. Exkurs FFT und weitere Methoden der Frequenzanalyse), wurde sie in der vorliegenden Arbeit verwendet. Ein Vorteil ist, dass die FFT als allgemein akzeptierte Methode zur Frequenzanalyse gilt und häufig bei der Analyse von EMG-Signalen angewendet wird, so dass Vergleiche mit publizierten Studienergebnissen möglich sind (Farina et al., 2002).

Exkurs FFT und weitere Methoden der Frequenzanalyse

Mit Hilfe der FFT wird das Signal vom Zeit- in den Frequenzbereich transformiert, wodurch man ein sogenanntes Powerspektrum erhält, in welchem die Amplituden (Power) jeder Frequenz dargestellt sind (Enoka, 2002). Da das Originalsignal in verschiedene Sinusschwingungen zerlegt wird, repräsentiert das Powerspektrums die Signalenergie als eine Funktion der Frequenz von Sinusschwingungen (Clancy et al., 2004).

Die kritischen Einschränkungen bezüglich der Spektralanalyse des Oberflächen-EMG-Signals betreffen nach Aussage von Farina, Merletti & Enoka (2004) die Eigenschaften des Signals selbst und nicht die Art der Signalanalyse. Es wird davon ausgegangen, dass die FFT auch bei nicht-stationären Signalen angewendet werden kann (Farina et al., 2002; Zazula, Karlsson & Doncarli, 2004). Allerdings können nicht-stationäre Ereignisse nicht erfasst werden (Zazula et al., 2004). Daher erhält man bei der Anwendung der FFT bei nicht-stationären Signalen keine Informationen über kurzfristige Frequenzveränderungen, die auftreten können (Merletti et al., 2004). Um dennoch Informationen über zeitliche Veränderungen erhalten zu können, teilt man das erfasste Signal in mehrere kurze Abschnitte und berechnet für jeden Abschnitt ein Powerspektrum (Cifrek et al., 2009). Bei isometrischen Muskelaktionen mit konstanter Last und zunehmender Beanspruchungszeit gilt das Signal im Rahmen von 0,25 bis zu 2 s als stationär (Clancy et al., 2004; Farina et al., 2002; Felici, 2004; Zazula et al., 2004). Bei dynamischen Muskelaktionen ist das Signal weniger stationär und die Wahl der Fensterlänge kritischer. Zeitfenster von 250 ms werden als unproblematisch erachtet, da die EMG-Amplitude in diesem Bereich relativ konstant ist (Potvin & Bent, 1997). Eine schwache Stationarität gilt auch für relativ hohe Winkelgeschwindigkeiten von 130,3°/s, die zu einer Winkelveränderung von 33° während des Zeitfensters von 250 ms führen (Potvin & Bent, 1997). Potvin und Bent (1997) stützen sich bei dieser Annahme auf Ergebnisse von Shankar, Gander und Brandell (1989), welche für einen Bewegungsumfang von 40° bei unterschiedlichen Winkelgeschwindigkeiten und unterschiedlich langen Zeitfenstern von 250 - 1000 ms eine schwache Stationarität finden konnten.

Die Praxis zeigt, dass der Frequenzshift als Indikator für die Abnahme der Leistungsfähigkeit im Beanspruchungsverlauf durchgängig auch bei dynamischen Bewegungsaufgaben gefunden wird und die Höhe in der Abnahme der Frequenzparameter mit isometrischen Muskelaktionen vergleichbar ist (Potvin & Bent, 1997), weshalb die Frequenzanalyse auch bei dynamischen Muskelaktionen Anwendung findet.

Je kleiner das Fenster gewählt wird, desto höher ist die Zeitauflösung, aber desto geringer ist die Frequenzauflösung (Zazula et al., 2004). Daher ist bei der Auswahl der Fenstergröße immer ein Kompromiss zu machen. Darüber hinaus können gleitende Fenstertechniken und Gewichtungen angewendet werden. Mit Hilfe der gleitenden FFT kann der Frequenz-Zeitverlauf, der Schwankungen unterliegt, besser abgebildet werden (Jöllenbeck, 2004).

Alternativ zur FFT finden auch parametrische (oder autoregressive) Methoden Anwendung, z.B. die ARMA-Modellierung (im Überblick Zazula et al., 2004). Diese Methoden extrapolieren die Werte der Autokorrelation für Zeitbereiche, welche größer sind als die analysierten Segmente (Zazula et al., 2004). Damit verliert die Nicht-Stationarität des Signals an Bedeutung. Allerdings ist ein auf der Grundlage von mathematischen Modellen (AR oder ARMA) generiertes Signal nicht gänzlich identisch mit dem tatsächlichen Signal, worin ein Nachteil der Methode besteht (Zazula et al., 2004). Vergleiche der FFT mit parametrischen Methoden bei simulierten Signalen zeigen allerdings, dass sowohl bei stationären als auch bei nicht-stationären Signalen beide Methoden bei Verwendung verschiedener Fensterlängen zum gleichen Ergebnis bezüglich der Varianz und der Schätzungsfehler für die MPF und MF

führen (Clancy, 2004). Bei sehr kurzen Zeitfenstern (250 ms) wird die parametrische Methode als etwas besser eingeschätzt, wobei die Unterschiede für praktische Anwendungen als vernachlässigbar angesehen werden (Clancy et al., 2004). Eine Untersuchung von Farina und Merletti (2000) zeigt jedoch bei noch kürzerem Zeitfenster von 125 ms nur sehr geringe Unterschiede beim Vergleich der AR-Methode und der FFT für die berechneten MPF- und MF-Werte: Die maximale Differenz betrug 3,61 Hz für die MF: 103,67 Hz (FFT) vs. 107,28 Hz (AR).

Auch Wavelet-Methoden werden zur Frequenzanalyse angewendet. Die Wavelettransformation arbeitet wie ein „mathematisches Mikroskop“, mit welchem verschiedene Teile des Signals durch Anpassung des Fokus untersucht werden können (Zazula et al., 2004). Hohe Frequenzen (wie kurze Bursts) benötigen eine hohe Zeitauflösung, niedrige Frequenzen benötigen eine detaillierte Frequenzanalyse (Zazula et al., 2004). Jedes Wavelet wirkt als Bandpass-Filter und ermöglicht die Kalkulation der Intensität des Signals zu unterschiedlichen Zeiten in einem spezifischen Frequenzband (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Die Verwendung verschiedener Wavelets führt zur Bestimmung der Intensitäten in dem gesamten physiologisch bedeutsamen Frequenzbereich (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Ziel der Wavelet-Methode ist es, diesen Anforderungen gerecht zu werden und das Dilemma aufzulösen, dass es mit einer Signalanalyse nicht möglich ist, präzise Aussagen sowohl über die zeitlichen Abläufe als auch den Frequenzgehalt des Signals zu machen (Hodson-Tole & Wakeling, 2009). Die Formen der Spektren generiert durch FFT oder Wavelet-Methode unterscheiden sich jedoch kaum (Zazula et al., 2004). Auch die Verläufe der MPF-Abnahme im Beanspruchungsverlauf isometrischer Muskelaktionen sind für FFT und Wavelet sehr ähnlich (Zazula et al., 2004).

Für die FFT wurde eine Blockgröße von 256 Datenpunkten (250 ms) gewählt, was als ein Kompromiss zwischen Frequenzauflösung und der Problematik der Stationarität des Signals gesehen werden kann. Frequenzen unter 4 Hz können nicht mehr erfasst werden. Des Weiteren wurde eine Hamming-Gewichtung gewählt. Um reliable und aussagekräftige Werte bei dynamischen Muskelaktionen zu erhalten, wird empfohlen, Mittelwerte für bestimmte Bewegungsphasen zu bilden (Balestra, Frassinelli, Knaflitz & Molinari, 2001; im Überblick Karlsson et al., 2003). Daher wurden für den Beanspruchungsversuch die MF-Werte für Ellenbogenflexion und -extension gemittelt. Für die Vor-Beanspruchung wurde die MF für die erste und letzte isometrische maximale Muskelaktion (15 s) berechnet.

Um die Reliabilität zu erhöhen, wurden für Bereiche, in denen die EMG-Aktivität unter 10% der Aktivität beim Maximalkrafttest lag, keine MF-Werte erhoben. Die Abnahme der Reliabilität bei geringer muskulärer Aktivität basiert darauf, dass

die gemessenen Signale stark durch Rauschen beeinflusst sind, da sich das Signal-Rausch-Verhältnis negativ verändert (Clancy et al., 2004; Zazula et al., 2004). Hinweise auf nicht reliable Frequenzwerte bei sehr geringer EMG-Amplitude finden sich bei Potvin und Bent (1997) und Potvin (1997). Um diese Bereiche bestimmen zu können, wurde der „mean absolute value“ als ein weiterer EMG-Amplitudenparameter für die verschiedenen Maximalkrafttests und für den Beanspruchungsversuch bestimmt. Die Bestimmung erfolgte über gleitende Fenster mit einer Größe von 250 ms und einer Hamminggewichtung. Der eher globale EMG-Amplitudenparamter iEMG eignet sich zum einen nicht für diesen Auswertungsschritt, zum anderen ließen sich in der Literatur nur Orientierungswerte für den „mean absolute value“ finden (Potvin, 1997; Potvin & Bent, 1997). Es wird empfohlen, Bereiche, in denen der „mean absolute value“ unter 5% des Wertes liegt, der während der Maximalkraftmessung erfasst wurde, für die Frequenzanalyse auszuschließen. Da für die Stabilisatoren nicht mit Sicherheit davon ausgegangen werden kann, dass während der maximalen Ab- und Adduktionen tatsächlich maximale Aktivierungen vorlagen, wurde die Grenze für die Auswertung der eigenen Daten auf 10% erhöht.

Operationalisierung der abhängigen Variablen

Die Operationalisierung der kinematischen Parameter war für die Replikation identisch mit der des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.6). Zusätzlich erfolgte eine getrennte Auswertung der Bewegungsphasen zu den drei Messzeitpunkten. Auch für die EMG-Parameter wurden Ellenbogenflexion und -extension getrennt ausgewertet, so dass für jeden Messzeitpunkt über die drei Bewegungszyklen gemittelte Werte für jede Bewegungsphase vorlagen.

In die Auswertung der Vor-Beanspruchung gingen zwei Messzeitpunkte ein: die erste Belastungsphase (MZP 1) und die letzte Belastungsphase (MZP 2).

AV: iEMG Flexion/Extension

Beanspruchungsversuch: jeweils für die Muskeln BB LH, BB SH, BR, DL CL, DL AC, DL SP, LT

Das iEMG für die Flexion/Extension entspricht der zeitnormierten Fläche (Fläche/s) unter dem Amplituden-Zeit-Verlauf der Flexion/Extension, relativiert an den Werten der muskelspezifischen Maximalkraftmessung, so dass man

einen Prozentwert erhält (% iEMG_MVC). Die Werte der drei Flexionen/Extensionen eines Messzeitpunktes wurden gemittelt.

Vor-Beanspruchung: jeweils für die Muskeln BB LH, BB SH
Das iEMG für die Vor-Beanspruchung entspricht der zeitnormierten Fläche (Fläche/s) unter dem Amplituden-Zeit-Verlauf einer gesamten Belastungsphase, relativiert an den Werten der Maximalkraftmessung für die Ellenbogenflexion (% iEMG_MVC).

AV: MF Flexion/Extension

Beanspruchungsversuch: jeweils für die Muskeln BB LH, BB SH, BR, DL CL, DL AC, DL SP, LT
Die MF für die Flexion/Extension entspricht der über die gesamte Dauer der Flexion/Extension gemittelten MF-Werte. Die Werte der drei Flexionen/Extensionen eines Messzeitpunktes wurden gemittelt.

Vor-Beanspruchung: jeweils für die Muskeln BB LH, BB SH
Die MF für die Vor-Beanspruchung entspricht der über die gesamte Dauer einer Belastungsphase gemittelten MF-Werte.

3.3.4.7 Statistische Auswertung

Die Analyse der Daten erfolgte mit Hilfe der deskriptiven Statistik und Inferenzstatistik und der Software SPSS 17 und 18. Zur Überprüfung der Unterschiedshypothesen wurden einfaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung (Faktor „B“), zweifaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung auf einem Faktor (Faktor „B“ (Messwiederholungsfaktor) und Faktor „Muskel“) und zweifaktorielle Varianzanalysen mit Messwiederholung auf beiden Faktoren (Faktoren „B“ und „VB“) gerechnet. Zusätzlich wurden wie im Experiment I a priori Annahmen geprüft und post hoc Einzelvergleiche zur Erklärung globaler Effekte durchgeführt. Die Prüfung von Veränderungen in den beiden Beanspruchungshälften und die Überprüfung von Mittelwertsunterschieden zu einem Messzeitpunkt erfolgten analog zum Experiment I (s. Kapitel 3.2.2.7).
Die statistische Prüfung erfolgte auf einem Signifikanzniveau von 5%. Als Effektgröße wurde das partielle η^2 berechnet.

Zur Überprüfung von Mittelwertsunterschieden zweier Messzeitpunkte wurden t-Tests für abhängige Stichproben gerechnet. Als Effektgröße wurde Cohens *d* berechnet. Zur Berechnung wurden die Mittelwertsdifferenzen an der Streuung der Differenzen relativiert ($d = M_{t1}-M_{t2}/SD_D$), so dass die Mittelwertsdifferenz und die Homogenität der Differenzen berücksichtigt wurde. Eine hohe Effektgröße kann bei Prä-Post-Vergleichen daher durch einen großen Mittelwertsunterschied und/oder durch eine homogene Veränderung erzielt werden.

Adjustierung des Signifikanzniveaus

Das Vorgehen zur Adjustierung orientiert sich an dem des Experiments I (s. Kapitel 3.2.2.7).

Voraussetzungsprüfungen

Die Voraussetzungsprüfungen erfolgten wie im Experiment I (s. Kapitel 3.2.2.7). Im Anhang 1 (Tab. 2) sind die Variablen aufgelistet, für die keine Normalverteilung angenommen werden kann. Der Auflistung sind die Werte für Schiefe und Kurtosis zu entnehmen.

3.3.4.8 Operationalisierte und statistische Forschungshypothesen

Die Forschungshypothesen sind den Tabellen 12 - 14 zu entnehmen. Für die Replikation wurden die Hypothesen 1 - 5 nicht verändert, weshalb sie nicht noch einmal aufgeführt werden (s. Kapitel 3.2.2.8). Auch für die Variablen, für die im Experiment I keine signifikanten Veränderungen gefunden wurden, werden erneut Unterschiedshypothesen geprüft. Grund dafür ist, dass aufgrund der theoretischen Grundlagen und experimentellen Befunde weiterhin von beanspruchungsbedingten Veränderungen des Bewegungsumfangs (Hypothese 2) und von einem Drift aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern (Hypothese 4) ausgegangen wird. In die Hypothesenprüfung gehen lediglich die Daten vom Beanspruchungsversuch oVB ein.

Die allgemeinen Forschungshypothesen 6 - 16 zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren werden ebenfalls nur anhand der Daten vom Beanspruchungsversuch oVB geprüft. Nach intensiver Beschäftigung mit den beanspruchungsbe-

dingten Veränderungen von Amplituden- und Frequenzparametern werden diese Hypothesen etwas modifiziert. Die Modifikation besteht in dem Zusatz, dass sich die neuromuskuläre Beanspruchung und Unterschiede in der Beanspruchungshöhe verschiedener Muskeln vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase zeigen. Grund dafür ist, dass während konzentrischer Bewegungsphasen deutlich stärkere Amplitudenzunahmen und Frequenzabnahmen im Beanspruchungsverlauf gefunden werden (Linnamo et al., 2000; Molinari et al., 2006; Potvin, 1997). Dies wird auf eine größere Notwendigkeit von intramuskulären Kompensationen bei konzentrischen Muskelaktionen zurückgeführt. Darauf deutet auch die stärkere Abnahme der Leistung hin. Bei exzentrischen Muskelaktionen sind teilweise keine Drehmomentabnahmen feststellbar (im Überblick Gerdle et al., 2000) und im Experiment I war lediglich die Flexionsdauer (als kraftabhängiger Parameter) verändert, während die Extensionsdauer unverändert blieb. Prinzipiell werden für die exzentrische Phase gleiche aber deutlich geringere Effekte erwartet als für die konzentrische Phase. Aus diesem Grund werden in der vorliegenden Arbeit Veränderungen während der Ellenbogenflexionen stärker gewichtet als Veränderungen während der Ellenbogenextensionen. Die operationalisierten und statistischen Forschungshypothesen werden daher nur für die Ellenbogenflexion formuliert. Die Veränderungen während der exzentrischen Bewegungsphase werden auch geprüft, sind aber keine notwendige Bedingung für die Bestätigung der Hypothesen, so dass die Auswertung explorativen Charakter hat. Die Hypothesen zu den Effekten der Vor-Beanspruchung werden ebenfalls nur für die Ellenbogenflexion formuliert.

Zur Nachvollziehbarkeit der Forschungshypothesen wird im Folgenden erläutert, welche EMG-Parameter zur Überprüfung welcher Hypothesengruppen genutzt werden. Die Beanspruchungszunahme der verschiedenen Muskeln im Beanspruchungsverlauf wird anhand der Frequenzabnahme und der Amplitudenzunahme überprüft (Hypothesen 6 - 12). Beide Veränderungen deuten eindeutig auf eine Beanspruchungszunahme hin, die Amplitudenzunahme vor allem auf intramuskuläre Kompensationen, die Frequenzabnahme vor allem auf die Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit. Unterschiede in der Beanspruchung verschiedener Kinetoren während des Beanspruchungsversuchs und der Vor-Beanspruchung (intermuskuläre Vergleiche) werden dagegen nur anhand der Frequenzparameter überprüft (Hypothesen 13 - 15, Hypothese 17). Der Grund

dafür ist, dass die Amplitudenzunahme bei sehr hoher Beanspruchung stark durch amplitudenreduzierende Faktoren (z.B. Ausfall von motorischen Einheiten) beeinflusst ist, so dass eine Aussage über die Beanspruchungshöhe anhand der Amplitudenparameter nur eingeschränkt möglich ist. Die Unterschiede in der Beanspruchung der Stabilisatoren in Abhängigkeit vom Messzeitpunkt und der Vor-Beanspruchung werden im Gegensatz dazu anhand der Frequenzabnahme und der Amplitudenzunahme überprüft (Hypothese 16, Hypothesen 20 - 23). Das scheint möglich, da nicht von einer maximalen Beanspruchung mit amplitudenreduzierenden Effekten ausgegangen wird. Sinnvoll erscheint dieses Vorgehen, da die Amplitudenparameter im unteren submaximalen Intensitätsbereich besser im Hinblick auf Veränderungen der relativen Belastungsintensität interpretiert werden können, die bei einer Veränderung der intermuskulären Koordination der beiden zweigelenkigen Bizepsköpfe erwartet werden. Um den Effekt der Vor-Beanspruchung auf die Aktivierungshöhe der synergistisch wirksamen Kinetoren zu Beginn des Beanspruchungsversuchs zu untersuchen, die im Hinblick auf intermuskuläre Kompensationen interpretiert werden kann, wird nur die Höhe des Amplitudenparameters verglichen (Hypothesen 18 und 19). Grund dafür ist auch hier, dass die Effekte der Belastungsintensität auf die Amplitudenparameter eindeutiger sind als auf die Frequenzparameter.

Die statistischen Hypothesen entsprechen globalen Null- und Alternativhypothesen, die durch Varianzanalysen geprüft werden. Zusätzlich wurden a priori Annahmen für die Vergleiche von MZP 1 und MZP 3 gemacht, da hier die stärksten Effekte erwartet wurden. Wenn die Forschungshypothese durch zwei Tests geprüft wurde und ein signifikanter Test zur Hypothesenbestätigung ausgereicht hätte, ist angegeben, dass eine Adjustierung des Signifikanzniveaus erfolgte.

Um eine bessere Übersichtlichkeit zu gewährleisten, wird auf eine Ausformulierung aller Hypothesen verzichtet, wenn lediglich die Muskeln, für welche die Hypothesen formuliert werden, variieren. In den Forschungshypothesen sind die Muskeln, wie in den Tabellen 12 - 14 vorgegeben, auszutauschen.

Tabelle 12

Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zur neuromuskulären Beanspruchung der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.
r und s entsprechen den Faktorenstufen des Faktors „Beanspruchung“: MZP 1, MZP 2, MZP 3.

	Allgemeine Forschungshypothesen	Operationalisierte Forschungshypothesen	Statistische Forschungshypothesen
6	Für den BB LH nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu. Die Zunahme zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Für den BB LH ist während der Ellenbogenflexion die MF zum MZP 3 geringer als zum MZP 1 und das iEMG ist zum MZP 3 höher als zum MZP 1.	H_0: $\mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ r} = \mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ r} = \mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ für alle r, s H_1: $\mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ r} \neq \mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s <u>A priori Annahme:</u> $\mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ MZP1} > \mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ MZP3}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ MZP3}$
7	analog zu 6) für BB SH	analog zu 6) für BB SH	analog zu 6) für BB SH
8	analog zu 6) für BR	analog zu 6) für BR	analog zu 6) für BR
9	analog zu 6) für DL CL	analog zu 6) für DL CL	analog zu 6) für DL CL
10	analog zu 6) für DL AC	analog zu 6) für DL AC	analog zu 6) für DL AC
11	analog zu 6) für DL SP	analog zu 6) für DL SP	analog zu 6) für DL SP
12	analog zu 6) für LT	analog zu 6) für LT	analog zu 6) für LT

Tabelle 13

Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.
i entspricht den Faktorenstufen des Faktors „Beanspruchung“, j den des Faktors „Muskel“.
$(\alpha\beta)_{ij}$ entspricht dem Wechselwirkungseffekt der i-ten Stufe des Faktors „Beanspruchung“ und der j-ten Stufe des Faktors „Muskel“.

	Allgemeine Forschungshypothesen	Operationalisierte Forschungshypothesen	Statistische Forschungshypothesen
13	BR und BB LH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Während der Ellenbogenflexion ist die Abnahme der MF zwischen MZP 1 und MZP 3 für den BR und den BB LH unterschiedlich.	H_0: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} = 0$ für alle (i, j) H_1: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j) i = Faktorenstufen des Faktors „B“: MZP 1, 2, 3 j = Faktorenstufen des Faktors „Muskel“: BR, BB LH

			A priori Annahme: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ für die Faktorenstufen MZP 1 und MZP 3 des Faktors i
14	analog zu 13) für BR und BB SH	analog zu 13) für BR und BB SH	analog zu 13) für BR und BB SH
15	analog zu 13) für BB LH und BB SH	analog zu 13) für BB LH und BB SH	analog zu 13) für BB LH und BB SH
16	Die Stabilisatoren am Schultergelenk werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Während der Ellenbogenflexion ist die Abnahme der MF und die Zunahme des iEMGs zwischen MZP 1 und MZP 3 für die Stabilisatoren DL CL, DL AC, DL SP und LT unterschiedlich.	H_0: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} = 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} = 0$ für alle (i, j) H_1: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j) i = Faktorenstufen des Faktors „B“: MZP 1, 2, 3 j = Faktorenstufen des Faktors „Muskel“: DL CL, DL AC, DL SP, LT A priori Annahme: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} \neq 0$ für die Faktorenstufen MZP 1 und MZP 3 des Faktors i

Tabelle 14

Allgemeine, operationalisierte und statistische Forschungshypothesen zum Einfluss der Vor-Beanspruchung auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf.
i entspricht den Faktorenstufen des Faktors A, j den des Faktors B (welche Faktoren sich jeweils hinter A und B verbergen ist den Angaben in der Tabelle zu entnehmen).
$(\alpha\beta)_{ij}$ entspricht dem Wechselwirkungseffekt der i-ten Stufe des Faktors A und der j-ten Stufe des Faktors B.

	Allgemeine Forschungshypothesen	Operationalisierte Forschungshypothesen	Statistische Forschungshypothesen
17	Supinationsbewegungen führen zu einer höheren Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH.	Während der Vor-Beanspruchung ist die Abnahme der MF zwischen MZP 1 und MZP 2 für den BB LH stärker als für den BB SH.	H_0: $(\alpha\beta)_{MF\ VB\ ij} = 0$ für alle (i, j) H_1: $(\alpha\beta)_{MF\ VB\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j) i = Faktorenstufen des Faktors „B“ (A): MZP 1, 2 der Vor-Beanspruchung

			j = Faktorenstufen des Faktors „Muskel“ (B): BB LH, BB SH
18	Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer Zunahme der Aktivierung des BB SH. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Für den BB SH ist während der Ellenbogenflexion das iEMG zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung höher als zum MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung.	H_0: $\mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1_oVB} \geq \mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1_mVB}$ H_1: $\mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1\ oVB} < \mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1_mVB}$
19	analog zu 18) für BR	analog zu 18) für BR	analog zu 18) für BR
20	Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt zu einer veränderten Beanspruchung des DL CL im Beanspruchungsverlauf. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Für den DL CL unterscheiden sich während der Ellenbogenflexion die Abnahme der MF und die Zunahme des iEMGs zwischen MZP 1 und MZP 3 ohne Vor-Beanspruchung von der zwischen MZP 1 und MZP 3 mit Vor-Beanspruchung.	H_0: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} = 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} = 0$ für alle (i, j) H_1: $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j) i = Faktorenstufen des Faktors „B“ (A): MZP 1, 2, 3 j = Faktorenstufen des Faktors „VB“ (B): oVB, mVB <u>A priori Annahme:</u> $(\alpha\beta)_{MF\ Flex.\ ij} \neq 0$ und $(\alpha\beta)_{iEMG\ Flex.\ ij} \neq 0$ für die Faktorenstufen MZP 1 und MZP 3 des Faktors i
21	analog zu 20) für DL AC	analog zu 20) für DL AC	analog zu 20) für DL AC
22	analog zu 20) für DL SP	analog zu 20) für DL SP	analog zu 20) für DL SP
23	analog zu 20) für LT	analog zu 20) für LT	analog zu 20) für LT
24	Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt dazu, dass die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zunehmen. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Während der Ellenbogenflexion ist der Range des Abspreizwinkels oder des Rotationswinkels zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung größer als zum MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung.	H_0: $\mu_{Range\ AB\ Flex.\ MZP1_oVB} \geq \mu_{Range\ AB\ Flex.\ MZP1_mVB}$ und $\mu_{Range\ ROT\ Flex.\ MZP1_oVB} \geq \mu_{Range\ ROT\ Flex.\ MZP1_mVB}$ H_1: $\mu_{Range\ AB\ Flex.\ MZP1\ oVB} < \mu_{Range\ AB\ Flex.\ MZP1_mVB}$ oder $\mu_{Range\ ROT\ Flex.\ MZP1\ oVB} < \mu_{Range\ ROT\ Flex.\ MZP1_mVB}$ Adjustierung Signifikanzniveau

25	Eine stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH führt dazu, dass sich der Drift einer Bewegung, welcher auf der Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks basiert, verändert. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.	Während der Ellenbogenflexion unterscheidet sich die Veränderung des mittleren Abspreizwinkels oder des mittleren Rotationswinkels zwischen MZP 1 und MZP 3 ohne Vor-Beanspruchung von der Veränderung zwischen MZP 1 und MZP 3 mit Vor-Beanspruchung.	H_0: $(\alpha\beta)_{AB\ Flex.\ ij} = 0$ und $(\alpha\beta)_{ROT\ Flex.\ ij} = 0$ für alle (i, j) H_1: $(\alpha\beta)_{AB\ Flex.\ ij} \neq 0$ oder $(\alpha\beta)_{ROT\ Flex.\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j) i = Faktorenstufen des Faktors „B“ (A): MZP 1, 2, 3 j = Faktorenstufen des Faktors „VB“ (B): oVB, mVB <u>A priori Annahme:</u> $(\alpha\beta)_{AB\ Flex.\ ij} \neq 0$ oder $(\alpha\beta)_{ROT\ Flex.\ ij} \neq 0$ für die Faktorenstufen MZP 1 und MZP 3 des Faktors i Adjustierung Signifikanzniveau

3.3.4.9 Ethik-Kommission

Die Untersuchung wurde durch die Ethik-Kommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe und der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster geprüft. Die Ethik-Kommission äußerte keine grundsätzlichen Bedenken ethischer oder rechtlicher Art gegen die Durchführung des Forschungsvorhabens.

Die Risiken für Verletzungen des passiven und aktiven Bewegungsapparates wurden als sehr gering eingeschätzt, da die Probanden in ihrer Freizeit Krafttraining durchführten. Das bedeutet, dass Erfahrungen bei der Ausführung von Krafttrainingsübungen und daher mit der Stabilisation von Bewegungen bestanden. Des Weiteren wird im Krafttraining auch mit hohen Intensitäten trainiert (tlw. auch bis zur Erschöpfung). Die Beanspruchung während der Untersuchung unterschied sich daher kaum von dem Krafttraining, welches die Probanden selbstständig durchführten.

3.3.5 Ergebnisse des Experiments II

Die Ergebnisdarstellung wird wie für das Experiment I durch Grafiken und Tabellen unterstützt. Die Tabellen enthalten die Mittelwerte und Standardabweichungen der abhängigen Variablen zu den einzelnen Messzeitpunkten und die statistischen Kennwerte für die globale Hypothese (dunkelgrau unterlegt), die a priori Annahmen (hellgrau unterlegt) und für die post hoc Einzelvergleiche. Die verschiedenen Faktoren und Faktorenstufen sind angegeben. Ergebnisse, die nicht der Hypothesenprüfung dienten, sind in gleicher Weise tabellarisch dargestellt (ohne farbliche Markierung).

Maximalkraft

Die isometrische Maximalkraft für die Ellenbogenflexion bei einem Ellenbogenwinkel von 140° betrug am ersten Untersuchungstag (unabhängig davon ob oVB oder mVB) durchschnittlich 202,3 ± 34,2 N (20,6 ± 3,5 kg) und am zweiten Untersuchungstag durchschnittlich 212,4 ± 33,4 N (21,7 ± 3,4 kg). Die Zunahme war signifikant ($t_{(19)}$=3,793, p=.001, d=0,848).

Die isometrische Maximalkraft für die Abduktion betrug am ersten Untersuchungstag durchschnittlich 170,2 ± 35,0 N und am zweiten Untersuchungstag durchschnittlich 178,5 ± 41,7 N. Die Zunahme war nicht signifikant ($t_{(19)}$=1,811, p=.086, d=0,405).

Die isometrische Maximalkraft für die Adduktion betrug am ersten Untersuchungstag durchschnittlich 183,3 ± 42,8 N und am zweiten Untersuchungstag durchschnittlich 190,9 ± 39,7 N. Die Zunahme war nicht signifikant ($t_{(19)}$=1,184, p=.251, d=0,265).

Die isometrische Maximalkraft für die Supination (gemessen am Untersuchungstag mit Vor-Beanspruchung) betrug durchschnittlich 7,7 ± 1,7 Nm.

Wiederholungen während des Beanspruchungsversuchs

Im Beanspruchungsversuch wurden ohne Vor-Beanspruchung durchschnittlich 35,5 ± 11,5 Wiederholungen und mit Vor-Beanspruchung 25,6 ± 11,5 Wiederholungen realisiert. Die Vor-Beanspruchung führte zu einer signifikanten Reduktion der Wiederholungen um -28% ($t_{(19)}$=6,499, p<.001, d=1,453).

Dauer des Beanspruchungsversuchs

Der Beanspruchungsversuch dauerte ohne Vor-Beanspruchung durchschnittlich 70,0 ± 18,1 s und mit Vor-Beanspruchung 52,6 ± 21,1 s.

Anzahl der realisierten Belastungsphasen während der Vor-Beanspruchung

Es wurden durchschnittlich 5,5 ± 1,2 Belastungsphasen (= maximale isometrische Supinationen) während der Vor-Beanspruchung realisiert.

Dauer bis zum Beginn des Beanspruchungsversuchs nach Abbruch der Vor-Beanspruchung

Der erste Bewegungszyklus im Beanspruchungsversuch begann durchschnittlich 18,0 ± 4,9 s nach dem Abbruch der Vor-Beanspruchung.

Abstand der Untersuchungstage

Die beiden Untersuchungstage hatten einen durchschnittlichen Abstand von 11,9 ± 1,6 Tagen.

Normalverteilungsprüfung

Für die Replikation kann für 14 Variablen keine Normalverteilung angenommen werden (s. Tab. 2 im Anhang 1). Sechs dieser Variablen haben eine platykurtische Verteilung, davon eine mit einem Wert über -1 (unterer Umkehrwinkel zum MZP 3). Für die weitere Auswertung des Experiments II kann für 70 Variablen keine Normalverteilung angenommen werden, darunter v.a. iEMG-Werte einzelner Stabilisatoren. 19 dieser Variablen haben eine platykurtische Verteilung, davon vier mit einem Wert über -1[33].

Zyklusdauer: Die Hypothese 1 wird bestätigt

Die Zyklusdauer (s. Abb. 35) verändert sich signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{ZD\ r} \neq \mu_{ZD\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 15: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die Zyklusdauer zunimmt (+1,4 s) (s. Tab. 15: b), so dass $\mu_{ZD\ MZP1} < \mu_{ZD\ MZP3}$. Die Hypothese 1 wird damit bestätigt.

[33] Es wurden in der gesichteten Literatur keine konkreten Angaben dazu gefunden, ab welchem Wert auf die Anwendung von F- und t-Tests verzichtet werden sollte.

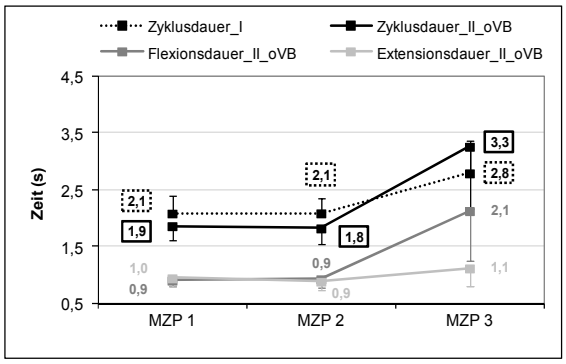

Abb. 35. Zyklusdauer im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I (schwarz). Flexions- und Extensionsdauer im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung (grau).

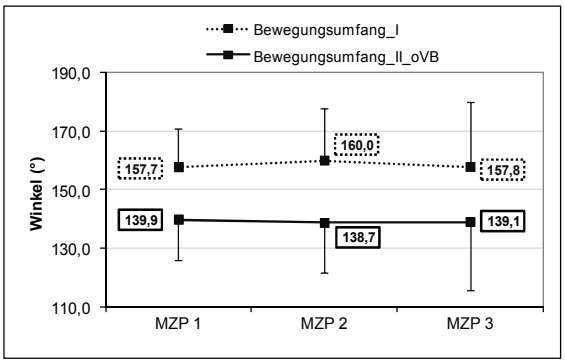

Abb. 36. Bewegungsumfang im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

Die Vorgabe von 0,9 s kann sowohl für die Flexions- als auch Extensionsdauer zum MZP 1 gut realisiert werden.

Die Einzelvergleiche zeigen nur für die zweite Beanspruchungshälfte eine signifikante Zunahme der Zyklusdauer (s. Tab. 15: c und d). Bei differenzierter Betrachtung der Flexions- und Extensionsdauer wird deutlich, dass die Zunahme der Zyklusdauer hauptsächlich auf der Zunahme der Flexionsdauer in der zweiten Beanspruchungshälfte beruht (s. Tab. 15: g).

Tabelle 15

Statistische Kennwerte für die Zyklus-, Flexions- und Extensionsdauer (in s).

	Faktor, Faktor-stufen	**Zyklusdauer**		**Flexionsdauer**		**Extensionsdauer**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,0;\ 19,4;\ \text{G-G-Korr})}$=37,436; p<.001; η^2=.663[(a)]		$F_{(1,0;\ 19,2;\ \text{G-G-Korr})}$=38,986; p<.001; η^2=.672[(e)]		$F_{(1,1;\ 21,0;\ \text{G-G-Korr})}$=11,819; p=.002; η^2=.383[(h)]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**1,9 ± 0,2** **3,3 ± 1,1**	$F_{(1;\ 19)}$=35,615; p<.001; η^2=.652[(b)]	-	-	-	-
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**1,9 ± 0,2** **1,8 ± 0,3**	$F_{(1;\ 19)}$=1,917; $p_{adj.}$=.364; η^2=.092[(c)]	**0,9 ± 0,1** **0,9 ± 0,1**	$F_{(1;\ 19)}$=1,671; $p_{adj.}$=.438; η^2=.078[(f)]	**1,0 ± 0,1** **0,9 ± 0,1**	$F_{(1;\ 19)}$=13,758; $p_{adj.}$=.001; η^2=.420[(i)]
	MZP 2 MZP 3	**1,8 ± 0,3** **3,3 ± 1,1**	$F_{(1;\ 19)}$=39,901; $p_{adj.}$<.001; η^2=.677[(d)]	**0,9 ± 0,1** **2,1 ± 0,9**	$F_{(1;\ 19)}$=39,505; $p_{adj.}$<.001; η^2=.675[(g)]	**0,9 ± 0,1** **1,1 ± 0,3**	$F_{(1;\ 19)}$=15,894; $p_{adj.}$=.001; η^2=.456[(j)]
Beachte: „B“ wird in allen Tabellen als Abkürzung für den Faktor „Beanspruchung“ verwendet.							

Bewegungsumfang: Die Hypothese 2 wird nicht bestätigt

Der Bewegungsumfang (s. Abb. 36), der zwischen 138,7 ± 16,8° und 139,9 ± 14,0° beträgt, verändert sich im Beanspruchungsverlauf nicht ($F_{(1,3;\ 25,0;\ \text{G-G-Korr})}$=0,066; p=.863; η^2=.003), so dass $\mu_{BU\ r} = \mu_{BU\ s}$ für alle r, s. Die Hypothese 2 wird damit nicht bestätigt. Die Vorgabe von 160° pro Zyklus wurde jedoch um

über 20° verfehlt. Die Standardabweichung ist zum MZP 3 mit 23,4° höher als zum MZP 2 mit 16,8° und zum MZP 1 mit 14,0°.

Range des Abspreizwinkels: Die Hypothese 3 wird bestätigt

Der Range des Abspreizwinkels (s. Abb. 37) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 16: a), so dass $\mu_{Range\ AB\ r} \neq \mu_{Range\ AB\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der Range des Abspreizwinkels zunimmt (+4,1°) (s. Tab. 16: b), so dass $\mu_{Range\ AB\ MZP1} < \mu_{Range\ AB\ MZP3}$. Die Hypothese 3 wird damit bestätigt.

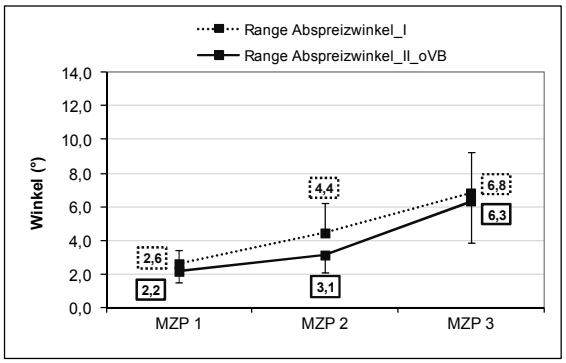

Abb. 37. Range des Abspreizwinkels im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

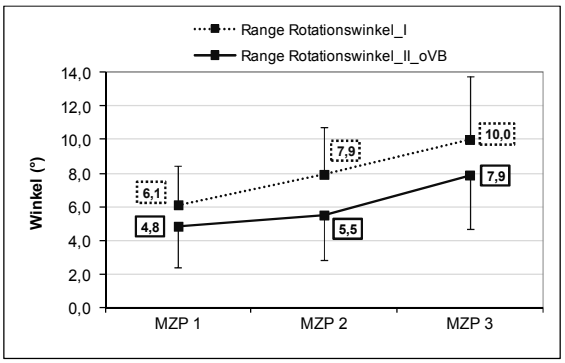

Abb. 38. Range des Rotationswinkels im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

Die Einzelvergleiche zeigen eine signifikante Zunahme in beiden Beanspruchungshälften (s. Tab. 16: c, d).

Tabelle 16

Statistische Kennwerte für den Range des Abspreiz- und Rotationswinkels (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**Range Abspreizwinkel**		**Range Rotationswinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,2;\ 22,5;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=45,719; $p_{adj.}$<.001; η^2=.706[(a)]		$F_{(2;\ 38)}$=24,171; $p_{adj.}$<.001; η^2=.560[(e)]	
a priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**2,2 ± 0,7** **6,3 ± 2,5**	$F_{(1;\ 19)}$=62,666; $p_{adj.}$<.001; η^2=.767[(b)]	**4,8 ± 2,4** **7,9 ± 3,2**	$F_{(1;\ 19)}$=33,546; $p_{adj.}$<.001; η^2=.638[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**2,2 ± 0,7** **3,1 ± 1,0**	$F_{(1;\ 19)}$=26,423; $p_{adj.}$<.001; η^2=.582[(c)]	**4,8 ± 2,4** **5,5 ± 2,7**	$F_{(1;\ 19)}$=4,312; $p_{adj.}$=.104; η^2=.185[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**3,1 ± 1,0** **6,3 ± 2,5**	$F_{(1;\ 19)}$=32,827; $p_{adj.}$<.001; η^2=.633[(d)]	**5,5 ± 2,7** **7,9 ± 3,2**	$F_{(1;\ 19)}$=22,329; $p_{adj.}$<.001; η^2=.540[(h)]

Range des Rotationswinkels: Die Hypothese 3 wird bestätigt

Der Range des Rotationswinkels (s. Abb. 38) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 16: e), so dass $\mu_{Range\ ROT\ r} \neq \mu_{Range\ ROT\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der Range des Rotationswinkels zunimmt (+3,1°) (s. Tab. 16: f), so dass $\mu_{Range\ ROT\ MZP1} < \mu_{Range\ ROT\ MZP3}$. Die Hypothese 3 wird damit nochmals bestätigt.

Die Einzelvergleiche zeigen nur für die zweite Beanspruchungshälfte eine signifikante Zunahme (s. Tab. 16: g, h)

Der Range des Rotationswinkels ist zu jedem Messzeitpunkt signifikant höher als der Range des Abspreizwinkels ($ts \geq 1{,}887$; $ps \leq .038$; $ds \geq 0{,}542$).

Oberer und unterer Umkehrwinkel: Die Hypothese 4 wird nicht bestätigt

Der obere Umkehrwinkel (s. Abb. 39) verändert sich signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 17: a), so dass $\mu_{ob.\ UW\ r} \neq \mu_{ob.\ UW\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste zeigen jedoch, dass die Zunahme von 2,9° zwischen MZP 1 und MZP 3 aufgrund gegenläufiger Trends in den beiden Beanspruchungshälften nicht signifikant wird (s. Tab. 17: b), so dass $\mu_{ob.\ UW\ MZP1} = \mu_{ob.\ UW\ MZP3}$. Die Hypothese 4 wird daher nicht bestätigt.

Der untere Umkehrwinkel (s. Abb. 39) verändert sich ebenfalls signifikant (s. Tab. 17: e), so dass $\mu_{unt.\ UW\ r} \neq \mu_{unt.\ UW\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Jedoch wird auch hier die Zunahme von 1,5° zwischen MZP 1 und MZP 3 aufgrund gegenläufiger Trends in den beiden Beanspruchungshälften nicht signifikant (s. Tab. 17: f), so dass $\mu_{unt.\ UW\ MZP1} = \mu_{unt.\ UW\ MZP3}$.

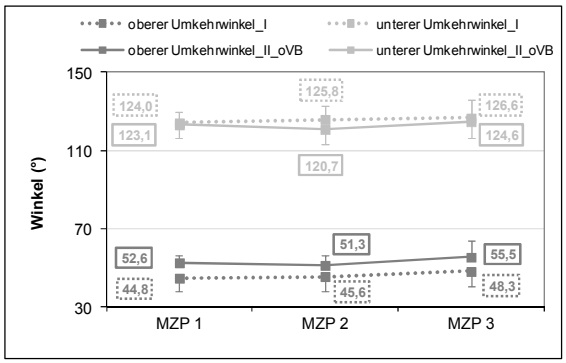

Abb. 39. Oberer und unterer Umkehrwinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass sich in der zweiten Beanspruchungshälfte beide Winkel signifikant in die gleiche Richtung verändern (s. Tab. 17: d, h). Der obere Umkehrwinkel nimmt um 4,2° zu, der untere Umkehrwinkel um 3,9°, so dass ein geringfügiger Drift in dieser Beanspruchungsphase vorliegt.

Tabelle 17

Statistische Kennwerte für den oberen und unteren Umkehrwinkel (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**oberer Umkehrwinkel**		**unterer Umkehrwinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,2;\ 22,7)}$=4,806; p=.033; η^2=.202[(a)]		$F_{(2;\ 38;\ \text{G-G-Korr})}$=6,104; p=.005; η^2=.243[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**52,6 ± 4,1** **55,5 ± 8,2**	$F_{(1;\ 19)}$=2,483; p=.132; η^2=.116[(b)]	**123,1 ± 6,9** **124,6 ± 8,3**	$F_{(1;\ 19)}$=1,412; p=.249; η^2=.069[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**52,6 ± 4,1** **51,3 ± 4,9**	$F_{(1;\ 19)}$=2,634; $p_{adj.}$=.242; η^2=.122[(c)]	**123,1 ± 6,9** **120,7 ± 7,4**	$F_{(1;\ 19)}$=8,023; $p_{adj.}$=.011; η^2=.297[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**51,3 ± 4,9** **55,5 ± 8,2**	$F_{(1;\ 19)}$=10,078; $p_{adj.}$=.010; η^2=.347[(d)]	**120,7 ± 7,4** **124,6 ± 8,3**	$F_{(1;\ 19)}$=11,133; $p_{adj.}$=.003; η^2=.369[(h)]

Auffällig ist wie im Experiment I, dass die Umkehrwinkel nicht den vorgegebenen Winkeln von 60° und 140° entsprechen und die Bewegung insgesamt bei kleineren Ellenbogeneinschlusswinkeln realisiert wurde.

Mittlerer Abspreizwinkel: Die Hypothese 5 wird bestätigt

Der mittlere Abspreizwinkel (s. Abb. 40) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 18: a), so dass $\mu_{AB\ r} \neq \mu_{AB\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass sich beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der mittlere Abspreizwinkel unterscheidet (s. Tab. 18: b), so dass $\mu_{AB\ MZP1} \neq \mu_{AB\ MZP3}$. Die Hypothese 5 wird damit bestätigt. Zu MZP 3 liegt eine durchschnittlich stärkere Adduktion (+1,4°) als zu MZP 1 vor.

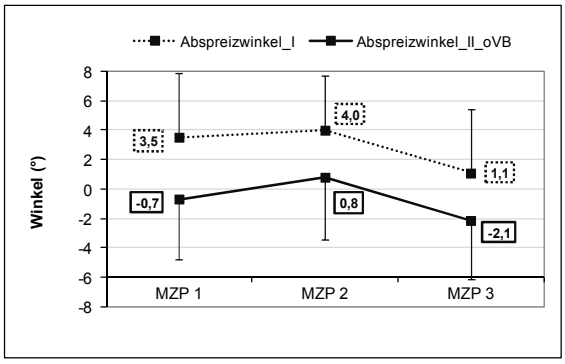

Abb. 40. Mittlerer Abspreizwinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

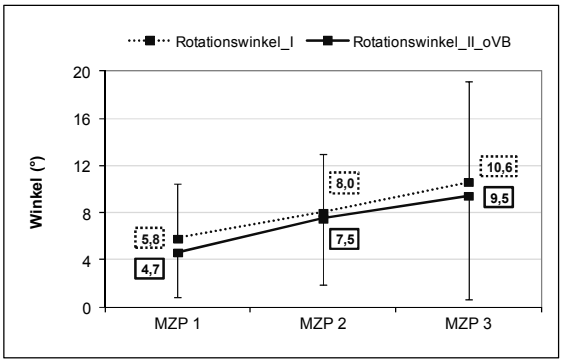

Abb. 41. Mittlerer Rotationswinkel im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung und Experiment I.

Tabelle 18

Statistische Kennwerte für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel (in °).

	Faktor, Faktor-stufen	**mittlerer Abspreizwinkel**		**mittlerer Rotationswinkel**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,4;\ 27,1;\ \text{G-G-Korr})}$=20,954; $p_{adj.}$<.001; η^2=.524[(a)]		$F_{(1,2;\ 22,7;\ \text{G-G-Korr})}$=10,828; $p_{adj.}$=.002; η^2=.363[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**-0,7 ± 4,1** **-2,1 ± 4,0**	$F_{(1;\ 19)}$=6,32; $p_{adj.}$=.021; η^2=.250[(b)]	**4,7 ± 3,8** **9,5 ± 8,8**	$F_{(1;\ 19)}$=11,873; $p_{adj.}$=.003; η^2=.385[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**-0,7 ± 4,1** **0,8 ± 4,2**	$F_{(1;\ 19)}$=17,876; $p_{adj.}$<.001; η^2=.485[(c)]	**4,7 ± 3,8** **7,5 ± 5,6**	$F_{(1;\ 19)}$=16,421; $p_{adj.}$=.001; η^2=.464[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**0,8 ± 4,2** **-2,1 ± 4,0**	$F_{(1;\ 19)}$=53,860; $p_{adj.}$<.001; η^2=.739[(d)]	**7,5 ± 5,6** **9,5 ± 8,8**	$F_{(1;\ 19)}$=4,838; $p_{adj.}$=.040; η^2=.203[(h)]

Die Einzelvergleiche zeigen, dass die Zunahme von 1,5° in der ersten Beanspruchungshälfte signifikant wird (s. Tab. 18: c), so dass zu MZP 2 eine stärkere Abduktion vorliegt als zu MZP 1. Die signifikante Abnahme des mittleren Abspreizwinkels in der zweiten Beanspruchungshälfte beträgt 2,9°(s. Tab. 18: d). Aufgrund des Wertes von -0,7° zu MZP 1, kann angenommen werden, dass keine große Abweichung von der vorgegebenen Neutral-Nullstellung vorliegt.

Mittlerer Rotationswinkel: Die Hypothese 5 wird bestätigt

Der mittlere Rotationswinkel (s. Abb. 41) verändert sich bei adjustiertem Signifikanzniveau signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 18: e), so dass $\mu_{ROT\ r} \neq \mu_{ROT\ s}$ für mindestens ein Paar r, s. Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass sich beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der mittlere Rotationswinkel unterscheidet (s. Tab. 18: f), so dass $\mu_{ROT\ MZP1} \neq \mu_{ROT\ MZP3}$. Die Hypothese 5 wird damit nochmals bestätigt. Zu MZP 3 liegt eine durchschnittlich stärkere Innenrotation (+4,8°) als zu MZP 1 vor.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass der mittlere Rotationswinkel in beiden Beanspruchungshälften signifikant zunimmt (s. Tab. 18: g, h). Aufgrund des Wertes von 4,7° zu MZP 1, kann angenommen werden, dass keine große Abweichung von der vorgegebenen Neutral-Nullstellung vorliegt.

Neuromuskuläre Beanspruchung des BB LH: Die Hypothese 6 wird bestätigt

Sowohl die MF (s. Abb. 42) als auch das iEMG (s. Abb. 43) verändern sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass

$\mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ r} \neq \mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 19: a, e).

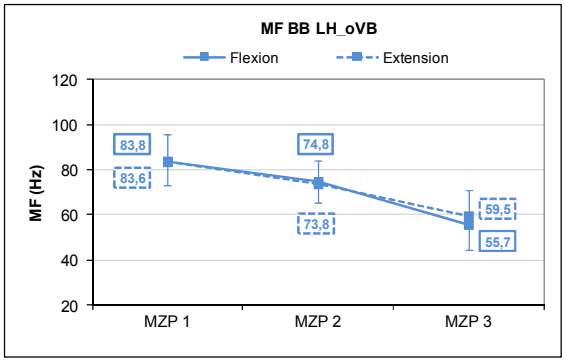

Abb. 42. MF des BB LH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

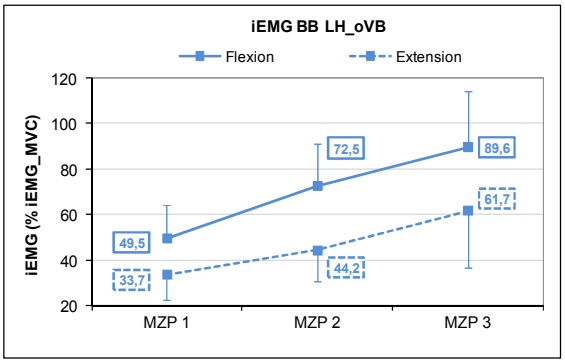

Abb. 43. iEMG des BB LH während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die MF abnimmt (-28,1 Hz) und das iEMG zunimmt (+40,1% iEMG_MVC) (s. Tab. 19: b, f), so dass $\mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ MZP1} > \mu_{MF\ BB\ LH\ Flex.\ MZP3}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ BB\ LH\ Flex.\ MZP\ 3}$. Die Hypothese 6 wird damit bestätigt. Die Einzelvergleiche zeigen, dass in beiden Beanspruchungshälften die MF signifikant abnimmt (-9 Hz und -19,1 Hz) (s. Tab. 19: c, d) und das iEMG signifikant zunimmt (+23,0 und +17,1% iEMG_MVC) (s. Tab. 19: g, h).

Tabelle 19

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BB LH während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.

BB LH	Faktor, Faktor-stufen	**MF Flexion_oVB**		**iEMG Flexion_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,5;\ 29,0;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=140,46; p<.001; η^2=.881[(a)]		$F_{(2;\ 38)}$=70,475; p<.001; η^2=.788[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**83,8 ± 10,6** **55,7 ± 11,0**	$F_{(1;\ 19)}$=175,710; p<.001; η^2=.902[(b)]	**49,5 ± 14,9** **89,6 ± 24,7**	$F_{(1;\ 19)}$=98,714; p<.001; η^2=.839[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**83,8 ± 10,6** **74,8 ± 9,3**	$F_{(1;\ 19)}$=46,524; $p_{adj.}$<.001; η^2=.710[(c)]	**49,5 ± 14,9** **72,5 ± 18,5**	$F_{(1;\ 19)}$=58,027; $p_{adj.}$<.001; η^2=.753[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**74,8 ± 9,3** **55,7 ± 11,0**	$F_{(1;\ 19)}$=142,013; $p_{adj.}$<.001; η^2=.882[(d)]	**72,5 ± 18,5** **89,6 ± 24,7**	$F_{(1;\ 19)}$=32,214; $p_{adj.}$<.001; η^2=.629[(h)]

Auch während der Ellenbogenextension nimmt die MF (s. Abb. 42) signifikant ab (s. Tab. 20: a) und das iEMG (s. Abb. 43) zu (s. Tab. 20: e).

Tabelle 20

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BB LH während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.

BB LH	Faktor, Faktor-stufen	**MF Extension_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(2;\,38)}$=140,625; p<.001; η^2=.881[(a)]		$F_{(1{,}2;\,22{,}8;\text{G-G-Korr})}$=39,374; p<.001; η^2=.675[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**83,6 ± 12,1** **59,5 ± 11,4**	$F_{(1;\,19)}$=190,334; p<.001; η^2=.909[(b)]	**33,7 ± 10,9** **61,7 ± 24,9**	$F_{(1;\,19)}$=45,658; p<.001; η^2=.706[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**83,6 ± 12,1** **73,8 ± 10,4**	$F_{(1;\,19)}$=65,953; $p_{adj.}$<.001; η^2=.776[(c)]	**33,7 ± 10,9** **44,2 ± 13,3**	$F_{(1;\,19)}$=38,944; $p_{adj.}$<.001; η^2=.672[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**73,8 ± 10,4** **59,5 ± 11,4**	$F_{(1;\,19)}$=116,279; $p_{adj.}$<.001; η^2=.860[(d)]	**44,2 ± 13,3** **61,7 ± 24,9**	$F_{(1;\,19)}$=29,176; $p_{adj.}$<.001; η^2=.606[(h)]

Neuromuskuläre Beanspruchung des BB SH: Die Hypothese 7 wird bestätigt

Sowohl die MF (s. Abb. 44) als auch das iEMG (s. Abb. 45) verändern sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{MF\ BB\ SH\ Flex.\ r} \neq \mu_{MF\ BB\ SH\ Flex.\ s}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 21: a, e). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die MF abnimmt (-35,6 Hz) und das iEMG zunimmt (+29,0% iEMG_MVC) (s. Tab. 21: b, f), so dass $\mu_{MF\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1} > \mu_{MF\ BB\ SH\ Flex.\ MZP3}$ und $\mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ BB\ SH\ Flex.\ MZP\ 3}$. Die Hypothese 7 wird damit bestätigt.

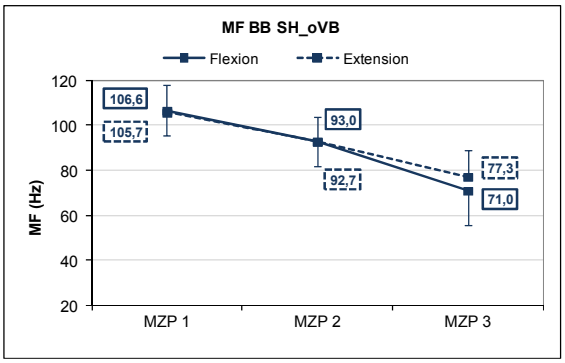

Abb. 44. MF des BB SH während der Ellenbogen-flexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

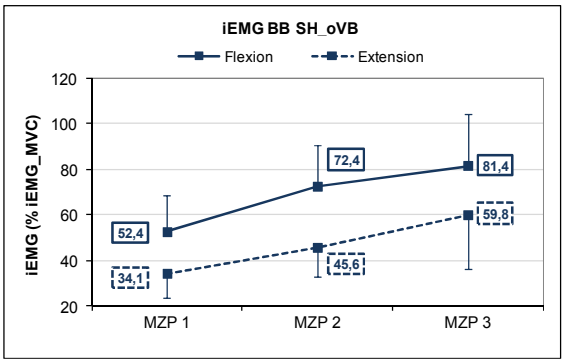

Abb. 45. iEMG des BB SH während der Ellenbogen-flexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass in beiden Beanspruchungshälften die MF signifikant abnimmt (-13,6 Hz und -22,0 Hz) (s. Tab. 21: c, d) und das iEMG signifikant zunimmt (+20,0 und +9,0% iEMG_MVC) (s. Tab. 21: g, h).

Tabelle 21

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BB SH während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.

BB SH	Faktor, Faktor-stufen	**MF Flexion_oVB**		**iEMG Flexion_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,2;\ 22,6;\ \text{G-G-Korr})}$=117,22; p<.001; η^2=.861[(a)]		$F_{(1,2;\ 22,7;\ \text{G-G-Korr})}$=40,2; p<.001; η^2=.679[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**106,6 ± 10,9** **71,0 ± 15,5**	$F_{(1;\ 19)}$=131,039; p<.001; η^2=.873[(b)]	**52,4 ± 16,2** **81,4 ± 22,9**	$F_{(1;\ 19)}$=42,334; p<.001; η^2=.690[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**106,6 ± 10,9** **93,0 ± 10,9**	$F_{(1;\ 19)}$=99,306; $p_{adj.}$<.001; η^2=.839[(c)]	**52,4 ± 16,2** **72,4 ± 18,4**	$F_{(1;\ 19)}$=74,015; $p_{adj.}$<.001; η^2=.796[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**93,0 ± 10,9** **71,0 ± 15,5**	$F_{(1;\ 19)}$=97,09; $p_{adj.}$<.001; η^2=.836[(d)]	**72,4 ± 18,4** **81,4 ± 22,9**	$F_{(1;\ 19)}$=10,785; $p_{adj.}$=.004; η^2=.362[(h)]

Auch während der Ellenbogenextension nimmt die MF (s. Abb. 44) signifikant ab (s. Tab. 22: a) und das mittlere iEMG (s. Abb. 45) zu (s. Tab. 22: e).

Tabelle 22

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BB SH während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.

BB SH	Faktor, Faktor-stufen	**MF Extension_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,4;\ 27,4;\ \text{G-G-Korr})}$=164,004; p<.001; η^2=.896[(a)]		$F_{(1,1;\ 21,6;\ \text{G-G-Korr})}$=33,526; p<.001; η^2=.638[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**105,7 ± 12,4** **77,3 ± 11,5**	$F_{(1;\ 19)}$=204,88; p<.001; η^2=.915[(b)]	**34,1 ± 10,6** **59,8 ± 23,8**	$F_{(1;\ 19)}$=37,889; p<.001; η^2=.666[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**105,7 ± 12,4** **92,7 ± 10,9**	$F_{(1;\ 19)}$=124,565; $p_{adj.}$<.001; η^2=.868[(c)]	**34,1 ± 10,6** **45,6 ± 12,8**	$F_{(1;\ 19)}$=52,316; $p_{adj.}$<.001; η^2=.734[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**92,7 ± 10,9** **77,3 ± 11,5**	$F_{(1;\ 19)}$=112,976; $p_{adj.}$<.001; η^2=.856[(d)]	**45,6 ± 12,8** **59,8 ± 23,8**	$F_{(1;\ 19)}$=20,891; $p_{adj.}$<.001; η^2=.524[(h)]

Neuromuskuläre Beanspruchung des BR: Die Hypothese 8 wird bestätigt

Sowohl die MF (s. Abb. 46) als auch das iEMG (s. Abb. 47) verändern sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{MF\ BR\ Flex.\ r} \neq \mu_{MF\ BR\ Flex.\ s}$ und $\mu_{iEMG\ BR\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ BR\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 23: a, e). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die MF abnimmt (-30,0 Hz) und das iEMG zunimmt (+33,4% iEMG_MVC) (s. Tab. 23: b, f), so dass $\mu_{MF\ BR\ Flex.\ MZP1} > \mu_{MF\ BR\ Flex.\ MZP3}$ und $\mu_{iEMG\ BR\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ BR\ Flex.\ MZP\ 3}$. Die Hypothese 8 wird damit bestätigt.

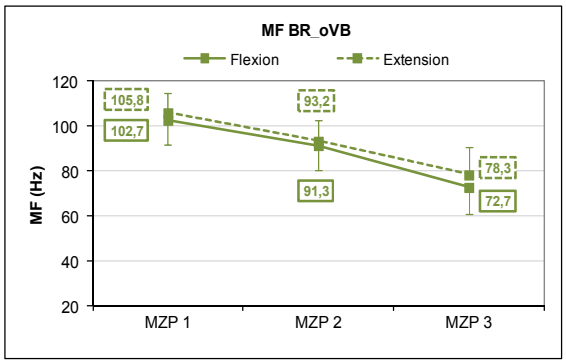

Abb. 46. MF des BR während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

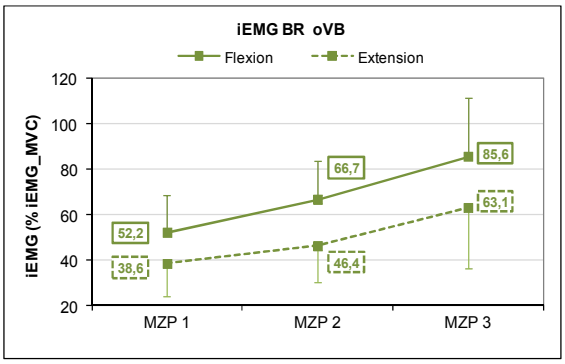

Abb. 47. iEMG des BR während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass in beiden Beanspruchungshälften die MF signifikant abnimmt (-11,4 Hz und -18,6 Hz) (s. Tab. 23: c, d) und das iEMG signifikant zunimmt (+14,5 und +18,9% iEMG_MVC) (s. Tab. 23: g, h).

Tabelle 23

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BR während der Ellenbogenflexion ohne Vor-Beanspruchung.

BR	Faktor, Faktor-stufen	**MF Flexion_oVB**		**iEMG Flexion_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(2;\,38)}$=170,06; p<.001; η^2=.900[(a)]		$F_{(1{,}2;\,22{,}6;\,\text{G-G-Korr})}$=36,682; p<.001; η^2=.659[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**102,7 ± 10,7** **72,7 ± 12,1**	$F_{(1;\,19)}$=223,428; p<.001; η^2=.922[(b)]	**52,2 ± 16,4** **85,6 ± 25,7**	$F_{(1;\,19)}$=42,710; p<.001; η^2=.692[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**102,7 ± 10,7** **91,3 ± 11,2**	$F_{(1;\,19)}$=69,193; $p_{adj.}$<.001; η^2=.785[(c)]	**52,2 ± 16,4** **66,7 ± 17,3**	$F_{(1;\,19)}$=48,639; $p_{adj.}$<.001; η^2=.719[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**91,3 ± 11,2** **72,7 ± 12,1**	$F_{(1;\,19)}$=158,225; $p_{adj.}$<.001; η^2=.893[(d)]	**66,7 ± 17,3** **85,6 ± 25,7**	$F_{(1;\,19)}$=23,167; $p_{adj.}$<.001; η^2=.549[(h)]

Auch während der Ellenbogenextension nimmt die MF (s. Abb. 46) signifikant ab (s. Tab. 24: a) und das iEMG (s. Abb. 47) zu (s. Tab. 24: e).

Tabelle 24

Statistische Kennwerte für die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) für den BR während der Ellenbogenextension ohne Vor-Beanspruchung.

BR	Faktor, Faktor-stufen	**MF Extension_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1{,}4;\,25{,}7;\,\text{G-G-Korr})}$=219,481; p<.001; η^2=.920[(a)]		$F_{(1{,}2;\,22{,}0;\,\text{G-G-Korr})}$=28,023; p<.001; η^2=.596[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**105,8 ± 8,8** **78,3 ± 12,4**	$F_{(1;\,19)}$=270,195; p<.001; η^2=.934[(b)]	**38,6 ± 14,1** **63,1 ± 26,6**	$F_{(1;\,19)}$=32,441; p<.001; η^2=.631[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**105,8 ± 8,8** **93,2 ± 9,2**	$F_{(1;\,19)}$=217,696; $p_{adj.}$<.001; η^2=.920[(c)]	**38,6 ± 14,1** **46,3 ± 15,9**	$F_{(1;\,19)}$=26,616; $p_{adj.}$<.001; η^2=.583[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**93,2 ± 9,2** **78,3 ± 12,4**	$F_{(1;\,19)}$=134,310; $p_{adj.}$<.001; η^2=.876[(d)]	**46,3 ± 15,9** **63,1 ± 26,6**	$F_{(1;\,19)}$=21,895; $p_{adj.}$<.001; η^2=.535[(h)]

Neuromuskuläre Beanspruchung des DL CL: Die Hypothese 9 wird teilweise bestätigt

Das iEMG (s. Abb. 48) verändert sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{iEMG\ DL\ CL\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ DL\ CL\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 25: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 das iEMG zunimmt (+57,3% iEMG_MVC) (s. Tab. 25: b), so dass $\mu_{iEMG\ DL\ CL\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ DL\ CL\ Flex.\ MZP\ 3}$.

Die Berechnung der MF erfolgte für die Stabilisatoren nicht, da während der ersten beiden Messzeitpunkte die EMG-Aktivität weitestgehend unter 10% der Aktivität beim Maximalkrafttest lag, wodurch die Reliabilität der Frequenzparameter stark eingeschränkt ist. Aufgrund der fehlenden Werte für die MF wird die Hypothese 9 damit nur teilweise bestätigt.

Tabelle 25

Statistische Kennwerte für das iEMG (in % iEMG_MVC) für den DL CL während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

DL CL	Faktor, Faktor-stufen	**iEMG Flexion_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,1;\ 20,5;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=19,607; p<.001; η^2=.508[(a)]		$F_{(1,2;\ 22,4;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=7,914; p=.008; η^2=.294[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**41,7 ± 42,9** **99,0 ± 83,8**	$F_{(1;\ 19)}$=18,77; p<.001; η^2=.497[(b)]	**55,3 ± 49,7** **68,4 ± 63,9**	$F_{(1;\ 19)}$=3,415; p=.080; η^2=.152[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**41,7 ± 42,9** **39,8 ± 39,0**	$F_{(1;\ 19)}$=0,391; $p_{adj.}$>.999; η^2=.020[(c)]	**55,3 ± 49,7** **46,3 ± 46,2**	$F_{(1;\ 19)}$=13,077; $p_{adj.}$=.002; η^2=.408[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**39,8 ± 39,0** **99,0 ± 83,8**	$F_{(1;\ 19)}$=21,592; $p_{adj.}$<.001; η^2=.532[(d)]	**46,3 ± 46,2** **68,4 ± 63,9**	$F_{(1;\ 19)}$=13,111; $p_{adj.}$=.002; η^2=.408[(h)]

Die Einzelvergleiche zeigen, dass das iEMG nur während der zweiten Beanspruchungshälfte signifikant zunimmt (+59,2% iEMG_MVC) (s. Tab. 25: d).

Auch während der Ellenbogenextension verändert sich das iEMG (s. Abb. 48) signifikant (s. Tab. 25: e). Die Zunahme zwischen MZP 1 und 3 wird jedoch nicht signifikant (s. Tab. 25: f), was zum Teil auf den gegenläufigen Trend in beiden Beanspruchungshälften zurückzuführen ist.

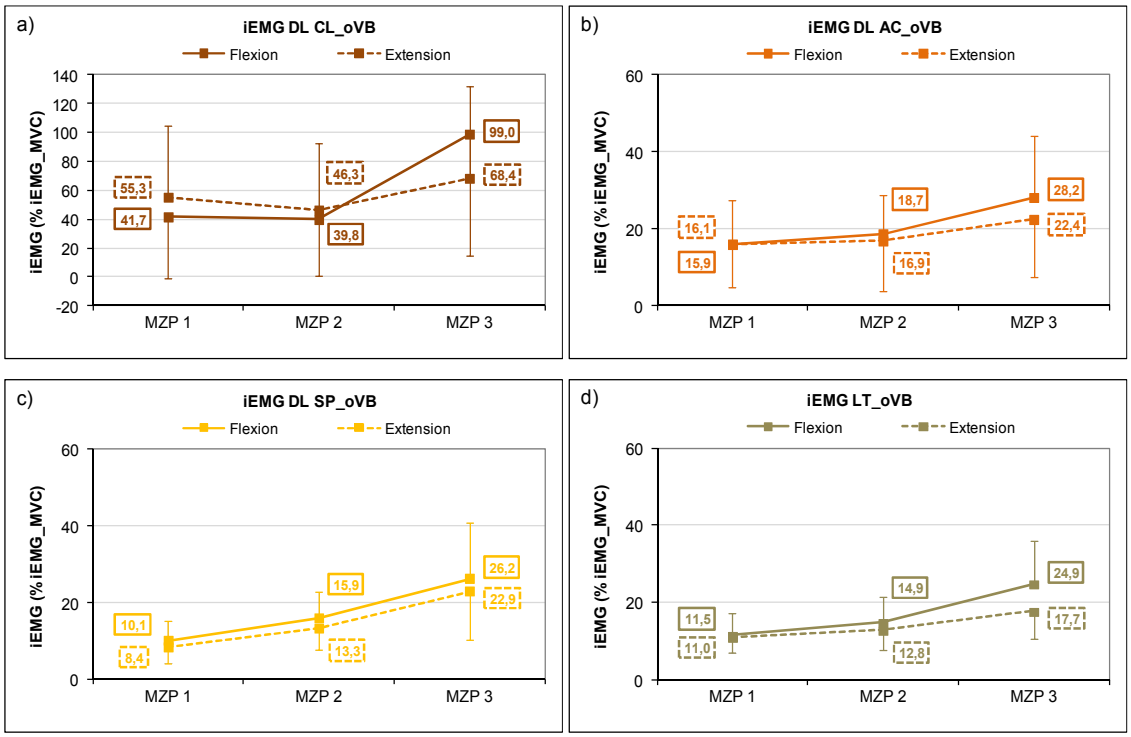

Abb. 48. iEMG der Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion und -extension im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung: a) DL CL; b) DL AC; c) DL SP; d) LT.

Neuromuskuläre Beanspruchung des DL AC: Die Hypothese 10 wird teilweise bestätigt

Das iEMG (s. Abb. 48) verändert sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{iEMG\ DL\ AC\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ DL\ AC\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 26: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 das iEMG zunimmt (+12,3% iEMG_MVC) (s. Tab. 26: b), so dass $\mu_{iEMG\ DL\ AC\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ DL\ AC\ Flex.\ MZP\ 3}$. Aufgrund der fehlenden Werte für die MF wird die Hypothese 10 damit nur teilweise bestätigt.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass das iEMG in beiden Beanspruchungshälften signifikant zunimmt (+2,8 und +9,4% iEMG_MVC) (s. Tab. 26: c, d).

Auch während der Ellenbogenextension verändert sich das iEMG (s. Abb. 48) signifikant (s. Tab. 26: e). Eine Zunahme lässt sich nur für die zweite Beanspruchungshälfte feststellen (s. Tab. 26: h).

Tabelle 26

Statistische Kennwerte für das iEMG (in % iEMG_MVC) für den DL AC während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

DL AC	Faktor, Faktor-stufen	**iEMG Flexion_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,1;\ 20,8;\ \text{G-G-Korr})}$=11,872; p=.002; η^2=.385[(a)]		$F_{(1,2;\ 22,4;\ \text{G-G-Korr})}$=7,525; p=.007; η^2=.284[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**15,9 ± 11,6** **28,2 ± 16,1**	$F_{(1;\ 19)}$=14,02; p=.001; η^2=.425[(b)]	**16,1 ± 11,1** **22,4 ± 15,0**	$F_{(1;\ 19)}$=8,327; p=.009; η^2=.305[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**15,9 ± 11,6** **18,7 ± 10,1**	$F_{(1;\ 19)}$=11,711; $p_{adj.}$=.003; η^2=.381[(c)]	**16,1 ± 11,1** **16,9 ± 13,0**	$F_{(1;\ 19)}$=0,594; $p_{adj.}$=.900; η^2=.030[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**18,7 ± 10,1** **28,2 ± 16,1**	$F_{(1;\ 19)}$=9,445; $p_{adj.}$=.006; η^2=.332[(d)]	**16,9 ± 13,0** **22,4 ± 15,0**	$F_{(1;\ 19)}$=8,421; $p_{adj.}$=.018; η^2=.307[(h)]

Neuromuskuläre Beanspruchung des DL SP: Die Hypothese 11 wird teilweise bestätigt

Das iEMG (s. Abb. 48) verändert sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{\text{iEMG DL SP Flex. r}} \neq \mu_{\text{iEMG DL SP Flex. s}}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 27: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 das iEMG zunimmt (+16,1% iEMG_MVC) (s. Tab. 27: b), so dass $\mu_{\text{iEMG DL SP Flex. MZP1}} < \mu_{\text{iEMG DL SP Flex. MZP 3}}$. Aufgrund der fehlenden Werte für die MF wird die Hypothese 11 damit nur teilweise bestätigt.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass das iEMG in beiden Beanspruchungshälften signifikant zunimmt (+5,8 und +10,3% iEMG_MVC) (s. Tab. 27: c, d).

Auch während der Ellenbogenextension verändert sich das iEMG (s. Abb. 48) signifikant aufgrund der Zunahmen in beiden Beanspruchungshälften (s. Tab. 27: e, g, h).

Tabelle 27

Statistische Kennwerte für das iEMG (in % iEMG_MVC) für den DL SP während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

DL SP	Faktor, Faktor-stufen	**iEMG Flexion_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,2;\ 22,2;\ \text{G-G-Korr})}$=19,607; p<.001; η^2=.577[(a)]		$F_{(1,1;\ 21,1;\ \text{G-G-Korr})}$=26,217; p<.001; η^2=.580[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**10,1 ± 5,1** **26,2 ± 14,5**	$F_{(1;\ 19)}$=34,934; p<.001; η^2=.648[(b)]	**8,4 ± 4,1** **22,9 ± 12,6**	$F_{(1;\ 19)}$=29,88; p<.001; η^2=.611[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**10,1 ± 5,1** **15,9 ± 6,8**	$F_{(1;\ 19)}$=41,898; $p_{adj.}$<.001; η^2=.688[(c)]	**8,4 ± 4,1** **13,3 ± 5,4**	$F_{(1;\ 19)}$=34,335; $p_{adj.}$<.001; η^2=.644[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**15,9 ± 6,8** **26,2 ± 14,5**	$F_{(1;\ 19)}$=14,813; $p_{adj.}$=.001; η^2=.438[(d)]	**13,3 ± 5,4** **22,9 ± 12,6**	$F_{(1;\ 19)}$=19,578; $p_{adj.}$<.001; η^2=.507[(h)]

Neuromuskuläre Beanspruchung des LT: Die Hypothese 12 wird teilweise bestätigt

Das iEMG (s. Abb. 48) verändert sich während der Ellenbogenflexion signifikant im Beanspruchungsverlauf, so dass $\mu_{iEMG\ LT\ Flex.\ r} \neq \mu_{iEMG\ LT\ Flex.\ s}$ für mindestens ein Paar r, s (s. Tab. 28: a). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 das iEMG zunimmt (+13,3% iEMG_MVC) (s. Tab. 28: b), so dass $\mu_{iEMG\ LT\ Flex.\ MZP1} < \mu_{iEMG\ LT\ Flex.\ MZP\ 3}$. Aufgrund der fehlenden Werte für die MF wird die Hypothese 11 damit nur teilweise bestätigt.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass das iEMG in beiden Beanspruchungshälften signifikant zunimmt (+3,3 und +10,0% iEMG_MVC) (s. Tab. 28: c, d).

Auch während der Ellenbogenextension verändert sich das iEMG (s. Abb. 48) signifikant aufgrund der Zunahmen in beiden Beanspruchungshälften (s. Tab. 28: e, g, h).

Tabelle 28

Statistische Kennwerte für das iEMG (in % iEMG_MVC) für den LT während der Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

LT	Faktor, Faktor-stufen	**iEMG Flexion_oVB**		**iEMG Extension_oVB**	
Innersubjekt-effekte	„B“	$F_{(1,1;\ 21,1;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=41,648; p<.001; η^2=.687[(a)]		$F_{(1,2;\ 22,4;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=36,099; p<.001; η^2=.655[(e)]	
A priori Kontraste	MZP 1 MZP 3	**11,5 ± 5,7** **24,9 ± 11,0**	$F_{(1;\ 19)}$=42,185; p<.001; η^2=.689[(b)]	**11,0 ± 4,1** **17,7 ± 7,2**	$F_{(1;\ 19)}$=39,431; p<.001; η^2=.675[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	MZP 1 MZP 2	**11,5 ± 5,7** **14,9 ± 6,6**	$F_{(1;\ 19)}$=16,873; $p_{adj.}$=.001; η^2=.470[(c)]	**11,0 ± 4,1** **12,8 ± 5,1**	$F_{(1;\ 19)}$=18,503; $p_{adj.}$<.001; η^2=.493[(g)]
	MZP 2 MZP 3	**14,9 ± 6,6** **24,9 ± 11,0**	$F_{(1;\ 19)}$=48,466; $p_{adj.}$<.001; η^2=.718[(d)]	**12,8 ± 5,1** **17,7 ± 7,2**	$F_{(1;\ 19)}$=35,07; $p_{adj.}$<.001; η^2=.649[(h)]

Intermuskuläre Koordination von BR und BB LH: Die Hypothese 13 wird nicht bestätigt

Die Abnahme der MF (s. Abb. 49) unterscheidet sich während der Ellenbogenflexion nicht für den BR und BB LH im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 29: a), so dass $(\alpha\beta)_{MF\ FLEX.\ ij} = 0$ für alle (i, j). Die Hypothese 13 wird damit nicht bestätigt. Die Abnahmen der MF sind für BR und BB LH vergleichbar (-30,0 Hz und -28,1 Hz).

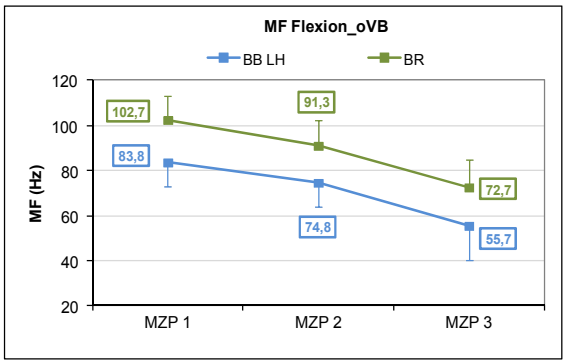

Abb. 49. MF des BB LH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

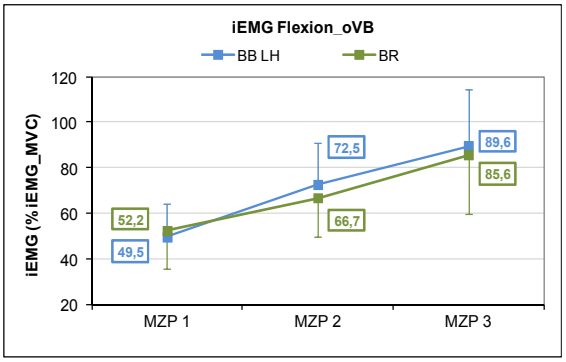

Abb. 50. iEMG des BB LH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Der Haupteffekt „Muskel“ wird signifikant (s. Tab. 29: b), so dass für den BR eine höhere MF als für den BB LH angenommen werden kann.

Für die Ellenbogenextension ergibt sich ein vergleichbares Bild (s. Tab. 29: c, d).

Tabelle 29

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und die Muskeln BR und BB LH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BR BB LH	Faktoren	**MF Flexion_oVB**	**MF Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(1,4;\ 27,2;\ \text{G-G-Korr})}$=1,412; p=.256; η^2=.069[(a)]	$F_{(1,5;\ 27,8;\ \text{G-G-Korr})}$=2,143; p=.147; η^2=.101[(c)]
	„Muskel“	$F_{(1;\ 19)}$=33,605; p<.001; η^2=.639[(b)]	$F_{(1;\ 19)}$=49,944; p<.001; η^2=.724[(d)]

Die iEMG-Verläufe werden zwar nicht zur Hypothesenprüfung verwendet, können aber die Interpretation unterstützen, weshalb sie ebenfalls aufgeführt werden. Die Zunahme des iEMGs (s. Abb. 50) im Beanspruchungsverlauf unterscheidet sich für den BR und BB LH während der Ellenbogenflexion und -extension nicht signifikant (s. Tab. 30: a, c). Auch der Haupteffekt „Muskel“ wird nicht signifikant (s. Tab. 30: b, d).

Tabelle 30

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BR und BB LH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BR BB LH	Faktoren	**iEMG Flexion_oVB**	**iEMG Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(1,5;\ 27,6;\ \text{G-G-Korr})}$=2,806; p=.092; η^2=.129[(a)]	$F_{(2;\ 38)}$=1,303; p=.284; η^2=.064[(c)]
	„Muskel“	$F_{(1;\ 19)}$=0,239; p=.630; η^2=.012[(b)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,745; p=.399; η^2=.038[(d)]

Intermuskuläre Koordination von BR und BB SH: Die Hypothese 14 wird bestätigt

Die Abnahme der MF (s. Abb. 51) unterscheidet sich während der Ellenbogenflexion für den BR und BB SH signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 31: a), so dass $(\alpha\beta)_{MF\ FLEX.\ ij} \neq 0$ für mindestens ein (i, j). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 eine signifikante Interaktion besteht (s. Tab. 31: c). Die Abnahme der MF fällt für den BB SH stärker aus als für den BR (-35,6 Hz vs. -30,0 Hz). Die Hypothese 14 wird damit bestätigt.

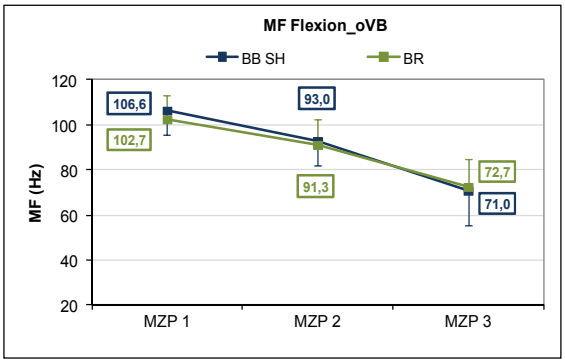

Abb. 51. MF des BB SH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

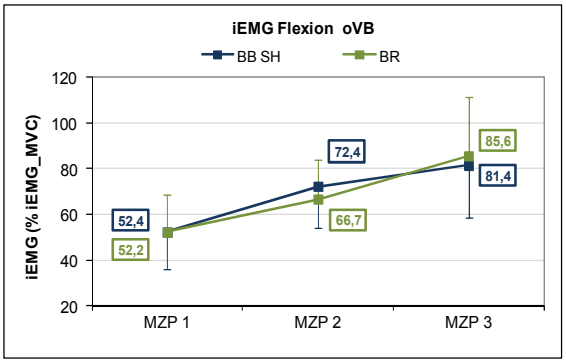

Abb. 52. iEMG des BB SH und BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass das Signifikanzniveau für die Interaktion in der zweiten Beanspruchungshälfte knapp verfehlt wird (s. Tab. 31: e). Die Abnahme der MF ist in dieser Phase für den BB SH daher nur tendenziell stärker als für den BR (-22,0 Hz vs. -18,6 Hz).

Tabelle 31

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B" (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel" für die MF und die Muskeln BR und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BR BB SH	Faktoren, Faktorstufen	**MF Flexion_oVB**	**MF Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel"	$F_{(1,3;\ 24,2;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=4,558; p=.035; η^2=.193[(a)]	$F_{(1,4;\ 25,9;\ G\text{-}G\text{-}Korr)}$=0,123; p=.805; η^2=.006[(f)]
	„Muskel"	$F_{(1;\ 19)}$=0,229; p=.637; η^2=.012[(b)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,056; p=.815; η^2=.003[(g)]
A priori Kontraste	„B*Muskel" MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=5,130; p=.035; η^2=.213[(c)]	-
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel" MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\ 19)}$=2,089; $p_{adj.}$=.330; η^2=.099[(d)]	-
	„B*Muskel" MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=0,229; $p_{adj.}$=.054; η^2=.232[(e)]	-

Während der Ellenbogenextension unterscheidet sich die Abnahme der MF im Beanspruchungsverlauf nicht für den BR und BB SH (s. Tab. 31: f).

Die Zunahme des iEMGs (s. Abb. 52) im Beanspruchungsverlauf unterscheidet sich für den BR und BB SH während der Ellenbogenflexion und -extension nicht signifikant (s. Tab. 32: a, f). Für die Ellenbogenflexion wird das Signifikanzniveau jedoch nur knapp verfehlt und der Effekt kann als hoch eingeschätzt werden[34], so dass geprüft wurde, ob sich eine Tendenz für unterschiedliche Zunahmen bei Betrachtung der einzelnen Beanspruchungsphasen finden lässt. Es zeigt sich, dass in der ersten Beanspruchungshälfte das iEMG für den BB SH stärker zunimmt als für den BR (+20,0 vs. +14,5% iEMG_MVC) (s. Tab. 32: d). In der zweiten Beanspruchungshälfte verhält es sich umgekehrt (+9,0 vs. +18,9% iEMG_MVC) (s. Tab. 32: e).

Tabelle 32

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BR und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BR BB SH	Faktoren, Faktorstufen	**iEMG Flexion_oVB**	**iEMG Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(1,3;\ 23,8;\ \text{G-G-Korr})}$=3,191; p=.079; η^2=.144[(a)]	$F_{(1,4;\ 24,0;\ \text{G-G-Korr})}$=1,308; p=.277; η^2=.064[(f)]
	„Muskel“	$F_{(1;\ 19)}$=0,019; p=.891; η^2=.001[(b)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,945; p=.343; η^2=.047[(g)]
A priori Kontraste	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=0,764; p=.393; η^2=.039[(c)]	-
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\ 19)}$=7,181; $p_{adj.}$=.015; η^2=.274[(d)]	-
	„B*Muskel“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=5,676; $p_{adj.}$=.028; η^2=.230[(e)]	-

Intermuskuläre Koordination von BB LH und BB SH: Die Hypothese 15 wird bestätigt

Die Abnahme der MF (s. Abb. 53) unterscheidet sich während der Ellenbogenflexion für den BB LH und BB SH signifikant im Beanspruchungsverlauf (s. Tab. 33: a), so dass $(\alpha\beta)_{\text{MF FLEX. ij}} \neq 0$ für mindestens ein (i, j). Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 eine signifikante Interaktion besteht (s. Tab. 33: c). Die Abnahme der MF fällt für den

[34] Eine Varianzaufklärung von 14% entspricht bereits einem starkem Effekt von ε=0,4. Eine Varianzaufklärung von 6% würde dagegen einem mittleren Effekt von ε=0,25 und eine Varianzaufklärung von 1% einem geringen Effekt von ε=0,1 entsprechen (Bortz, 2005).

BB SH stärker aus als für den BB LH (-35,6 Hz vs. -28,1 Hz). Die Hypothese 15 wird damit bestätigt.

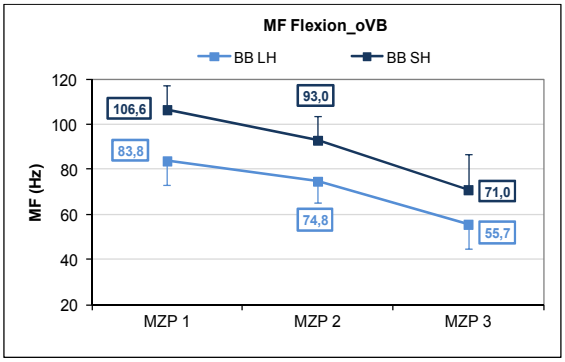

Abb. 53. MF des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

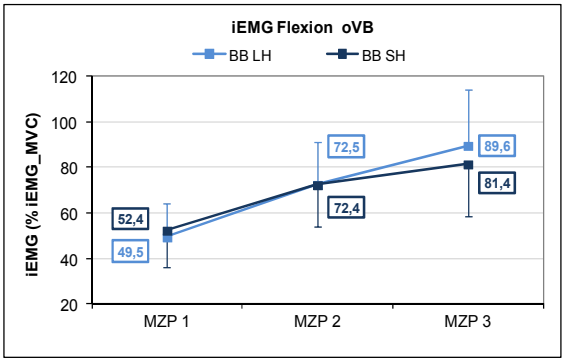

Abb. 54. iEMG des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die Einzelvergleiche zeigen nur für die erste Beanspruchungshälfte eine signifikante Interaktion (s. Tab. 33: d). Die Abnahme ist für den BB SH stärker als für den BB LH (-13,6 Hz vs. -9,0 Hz).

Während der Ellenbogenextension unterscheidet sich die Abnahme der MF ebenfalls für den BB LH und BB SH, jedoch nur beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 (s. Tab. 33: f, h).

Tabelle 33

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BB LH BB SH	Faktoren, Faktorstufen	**MF Flexion_oVB**	**MF Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(2;\,38)}$=12,076; p<.001; η^2=.389[(a)]	$F_{(2;\,38)}$=4,505; p=.021; η^2=.192[(f)]
	„Muskel“	$F_{(1;\,19)}$=104,204; p<.001; η^2=.846[(b)]	$F_{(1;\,19)}$=83,852; p<.001; η^2=.815[(g)]
A priori Kontraste	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=16,229; p=.001; η^2=.461[(c)]	$F_{(1;\,19)}$=6,483; p=.020; η^2=.254[(h)]
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\,19)}$=15,137; $p_{adj.}$=.002; η^2=.443[(d)]	$F_{(1;\,19)}$=4,716; $p_{adj.}$=.086; η^2=.199[(i)]
	„B*Muskel“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=3,613; $p_{adj.}$=.146; η^2=.160[(e)]	$F_{(1;\,19)}$=0,826; $p_{adj.}$=.750; η^2=.042[(j)]

Die Zunahme des iEMGs (s. Abb. 54) im Beanspruchungsverlauf unterscheidet sich für den BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion signifikant (s. Tab. 34: a). Die Interaktion wird nur für den Vergleich von MZP 1 und MZP 3 signifikant (s. Tab. 34: c). Die Zunahme ist für den BB LH stärker als für den BB SH (+40,1 vs. +29,0% iEMG_MVC).

Tabelle 34

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

BB LH BB SH	Faktoren, Faktorstufen	**iEMG Flexion_oVB**	**iEMG Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(2;\,38)}$=6,088; p=.005; η^2=.243[(a)]	$F_{(1{,}3;\,24{,}7;\,\text{G-G-Korr})}$=1,221; p=.294; η^2=.060[(f)]
	„Muskel“	$F_{(1;\,19)}$=0,345; p=.564; η^2=.018[(b)]	$F_{(1;\,19)}$<0,001; p=.995; η^2<.001[(g)]
A priori Kontraste	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=8,264; p=.009; η^2=.306[(c)]	-
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\,19)}$=1,483; $p_{adj.}$=.476; η^2=.072[(d)]	-
	„B*Muskel“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=5,713; $p_{adj.}$=.054; η^2=.231[(e)]	-

Die Einzelvergleiche zeigen, dass für die zweite Beanspruchungshälfte das Signifikanzniveau knapp verfehlt wird (s. Tab. 34: e), wobei der Effekt als stark einzuschätzen ist. Daher ist die Zunahme des BB LH in dieser Phase tendenziell stärker als die des BB SH (+17,1 vs. +9,0% iEMG_MVC). Während der Ellenbogenextension unterscheiden sich die iEMG-Zunahmen beider Muskeln nicht (s. Tab. 34: f).

Intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren: Die Hypothese 16 wird teilweise bestätigt

Die Zunahme des iEMGs (s. Abb. 55) ist während der Ellenbogenflexion für die Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf unterschiedlich (s. Tab. 35: a), so dass $(\alpha\beta)_{\text{iEMG FLEX. ij}} \neq 0$ für mindestens ein (i, j).

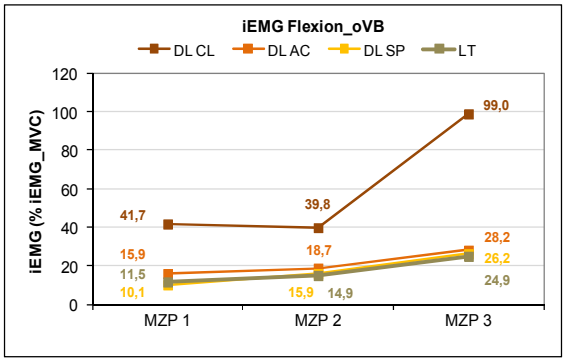

Abb. 55. iEMG Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung.

Die a priori Kontraste bestätigen die Annahme, dass beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 signifikante Interaktionen zwischen einzelnen Muskeln bestehen. Es

zeigt sich, dass sich nur der DL CL durch seine deutlich stärkere Zunahme von allen anderen Stabilisatoren unterscheidet (+57,3 vs. +12,3 (DL AC), +16,1 (DL SP) und +13,3% iEMG_MVC (LT)) (s. Tab. 35: c-e).

Die Einzelvergleiche zeigen, dass sich während der zweiten Beanspruchungshälfte wie beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 der DL CL aufgrund einer deutlich stärkeren Zunahme von den anderen Stabilisatoren unterscheidet (+59,2 vs, +9,4 (DL AC), +10,3 (DL SP) und +10,0% iEMG_MVC (LT)) (s. Tab. 35: o-q). Während der ersten Beanspruchungshälfte ist es dagegen der DL SP, der sich von allen anderen Stabilisatoren durch eine etwas stärkere iEMG-Zunahme unterscheidet (+5,8 vs. -1,9 (DL CL), +2,8 (DL AC) und +3,3% iEMG_MVC (LT)) (s. Tab. 35: j, l, n).

Tabelle 35

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion und -extension ohne Vor-Beanspruchung.

Stabilisatoren	Faktoren, Faktorstufen		**iEMG Flexion_oVB**	**iEMG Extension_oVB**
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“		$F_{(1,3;\ 24,2;\ \text{G-G-Korr})}$=11,482; p=.001; η^2=.377[(a)]	$F_{(1,5;\ 29,1;\ \text{G-G-Korr})}$=4,736; p=.024; η^2=.200[(a')]
	„Muskel“		$F_{(1,1;\ 21,4;\ \text{G-G-Korr})}$=11,646; p=.002; η^2=.380[(b)]	$F_{(1,1;\ 20,8;\ \text{G-G-Korr})}$=11,94; p=.002; η^2=.386[(b')]
A priori Kontraste	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 3	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=13,422; $p_{adj.}$=.004; η^2=.414[(c)]	$F_{(1;\ 19)}$=1,242; $p_{adj.}$=.837; η^2=.061[(c')]
		DL CL DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=8,545; $p_{adj.}$=.018; η^2=.310[(d)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,039; $p_{adj.}$>.999; η^2=.002[(d')]
		DL CL LT	$F_{(1;\ 19)}$=10,464; $p_{adj.}$=.008; η^2=.355[(e)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,804; $p_{adj.}$>.999; η^2=.041[(e')]
		DL AC DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=0,678; $p_{adj.}$=.840; η^2=.034[(f)]	$F_{(1;\ 19)}$=10,174; $p_{adj.}$=.015; η^2=.349[(f')]
		DL AC LT	$F_{(1;\ 19)}$=0,082; $p_{adj.}$>.999; η^2=.004[(g)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,023; $p_{adj.}$>.999; η^2=.001[(g')]
		DL SP LT	$F_{(1;\ 19)}$=1,046; $p_{adj.}$=.638; η^2=.052[(h)]	$F_{(1;\ 19)}$=8,812; $p_{adj.}$=.024; η^2=.317[(h')]
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel“ MZP 1 MZP 2	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=2,732; $p_{adj.}$=.230; η^2=.126[(i)]	$F_{(1;\ 19)}$=21,249; $p_{adj.}$<.001; η^2=.528[(i')]
		DL CL DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=7,209; $p_{adj.}$=.030; η^2=.275[(j)]	$F_{(1;\ 19)}$=34,262; $p_{adj.}$<.001; η^2=.643[(j')]
		DL CL LT	$F_{(1;\ 19)}$=3,565; $p_{adj.}$=.148; η^2=.158[(k)]	$F_{(1;\ 19)}$=21,259; $p_{adj.}$<.001; η^2=.528[(k')]
		DL AC DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=10,023; $p_{adj.}$=.010; η^2=.345[(l)]	$F_{(1;\ 19)}$=14,757; $p_{adj.}$=.002; η^2=.437[(l')]
		DL AC LT	$F_{(1;\ 19)}$=0,303; $p_{adj.}$>.999; η^2=.016[(m)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,952; $p_{adj.}$=.586; η^2=.048[(m')]
		DL SP LT	$F_{(1;\ 19)}$=8,090; $p_{adj.}$=.020; η^2=.299[(n)]	$F_{(1;\ 19)}$=14,471; $p_{adj.}$=.002; η^2=.432[(n')]
	„B*Muskel“ MZP 2 MZP 3	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=16,965; $p_{adj.}$=.002; η^2=.472[(o)]	$F_{(1;\ 19)}$=9,072; $p_{adj.}$=.012; η^2=.323[(o')]

Post hoc Einzel-vergleiche	„B*Muskel“ MZP 2 MZP 3	**DL CL DL SP**	$F_{(1;\,19)}$=13,131; $p_{adj.}$=.004; η^2=.409$^{(p)}$	$F_{(1;\,19)}$=3,999; $p_{adj.}$=.103; η^2=.174$^{(p')}$
		DL CL LT	$F_{(1;\,19)}$=14,419; $p_{adj.}$=.002; η^2=.431$^{(q)}$	$F_{(1;\,19)}$=8,023; $p_{adj.}$=.019; η^2=.297$^{(q')}$
		DL AC DL SP	$F_{(1;\,19)}$=0,034; $p_{adj.}$>.999; η^2=.002$^{(r)}$	$F_{(1;\,19)}$=3,462; $p_{adj.}$=.134; η^2=.154$^{(r')}$
		DL AC LT	$F_{(1;\,19)}$=0,026; $p_{adj.}$>.999; η^2=.001$^{(s)}$	$F_{(1;\,19)}$=0,111; $p_{adj.}$>.999; η^2=.006$^{(s')}$
		DL SP LT	$F_{(1;\,19)}$=0,010; $p_{adj.}$>.999; η^2=.001$^{(t)}$	$F_{(1;\,19)}$=4,299; $p_{adj.}$=.089; η^2=.185$^{(t')}$

Auch während der Ellenbogenextension ist die Zunahme des iEMGs für die Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf unterschiedlich (s. Tab. 35: a‘). Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 unterscheidet sich jedoch nur der DL SP vom DL AC und LT durch eine stärkere Zunahme (+14,5 vs. +6,3 und +6,7% iEMG_MVC) (s. Tab. 35: f‘, h‘). In der ersten Beanspruchungshälfte unterscheidet sich dagegen der DL CL von allen anderen Stabilisatoren durch eine stärkere Abnahme (-9,0 vs. +0,8 (DL AC), +4,9 (DL SP) und +1,8% iEMG_MVC (LT)) (s. Tab. 35: i‘-k‘) und der DL SP vom DL AC und LT durch eine stärkere Zunahme (s. Tab. 35: l‘, n‘). In der zweiten Beanspruchungshälfte unterscheidet sich der DL CL vom DL SP und LT durch eine stärkere Zunahme (+22,1 vs. +5,5 und +4,9% iEMG_MVC) (s. Tab. 35: o‘, q‘).

Intermuskuläre Koordination von BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung: Die Hypothese 17 wird nicht bestätigt

Die Abnahme der MF (s. Abb. 56) unterscheidet sich während der Vor-Beanspruchung nicht für den BB LH und BB SH (-17,7 und -18,8 Hz) (s. Tab. 36: a), so dass $(\alpha\beta)_{MF\ VB\ ij}$ = 0 für alle (i, j). Die Hypothese 17 wird damit nicht bestätigt. Von einer unterschiedlichen Vor-Beanspruchung beider Köpfe kann nicht ausgegangen werden.

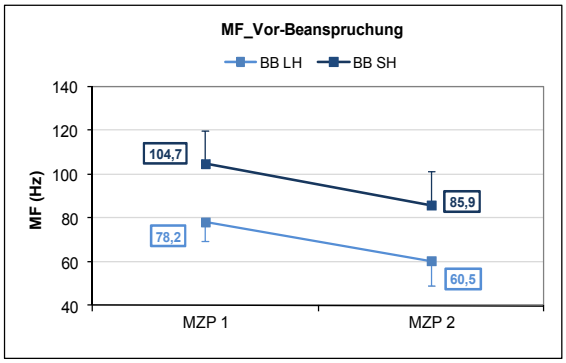

Abb. 56. MF des BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung im Experiment II.

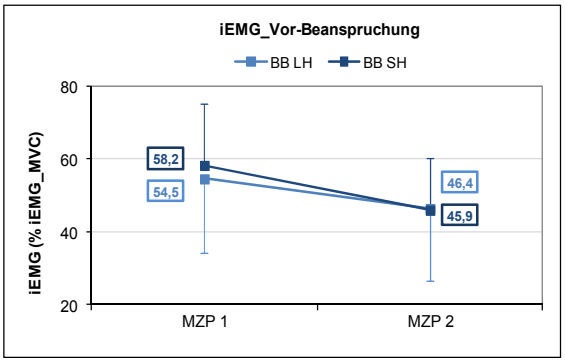

Abb. 57. iEMG des BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung im Experiment II.

Der Haupteffekt „Muskel“ wird signifikant (s. Tab. 36: b). Der BB SH hat eine höhere MF als der BB LH.

Die iEMG-Abnahme (s. Abb. 57), die nicht zur Hypothesenprüfung genutzt wird, aber die Interpretation unterstützen kann, ist für beide Köpfe ebenfalls vergleichbar (s. Tab. 36: f). Das Signifikanzniveau wird jedoch nur relativ knapp verfehlt und der Effekt kann als hoch eingeschätzt werden. Daher nimmt das iEMG des BB SH tendenziell stärker ab als das des BB LH (-12,3% vs. 8,1%).

Tabelle 36

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für die MF und das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Vor-Beanspruchung. Zur Überprüfung des Effekts des Faktors „B“ auf die MF (in Hz) und das iEMG (in % iEMG_MVC) bei jedem Muskel (post hoc Einzelvergleiche) wurden t-Tests gerechnet.

BB LH BB SH	Faktoren, Faktorstufen	**MF Vor-Beanspruchung**		**iEMG Vor-Beanspruchung**	
Innersubjekt-effekte	„B*Muskel“	$F_{(1;\,19)}$=0,663; p=.426; η^2=.034[(a)]		$F_{(1;\,19)}$=3,622; p=.072; η^2=.160[(f)]	
	„Muskel“	$F_{(1;\,19)}$=62,556; p<.001; η^2=.767[(b)]		$F_{(1;\,19)}$=0,271; p=.609; η^2=.014[(g)]	
	„B“	$F_{(1;\,19)}$=84,334; p<.001; η^2=.816[(c)]		$F_{(1;\,19)}$=21,463; p<.001; η^2=.530[(h)]	
Post hoc Einzel-vergleiche	„B“ BB LH MZP 1 MZP 2	**78,2 ± 8,5 60,5 ± 11,1**	$t_{(19)}$=10,087; p<.001; d=2,256[(d)]	**54,5 ± 20,4 46,4 ± 19,7**	$t_{(19)}$=2,928; p=.005; d=0,655[(i)]
	„B“ BB SH MZP 1 MZP 2	**104,7 ± 15,2 85,9 ± 15,4**	$t_{(19)}$=7,767; p<.001; d=1,737[(e)]	**58,2 ± 16,8 45,9 ± 14,3**	$t_{(19)}$=5,826; p<.001; d=1,303[(j)]

Konsequenzen für die Auswertung der Daten vom Beanspruchungsversuch mit Vor-Beanspruchung

Da es nicht gelungen ist, durch die intermittierenden maximalen Supinationsbewegungen den BB LH stärker zu beanspruchen als den BB SH, konnten die aufgestellten Hypothesen zu den Effekten einer stärkeren Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH nicht überprüft werden (Hypothesen 18 - 25). Die Auswertung der Daten vom Beanspruchungsversuch mit Vor-Beanspruchung (Beanspruchungsversuch mVB) ist daher explorativ und erfolgte mit dem Ziel zusätzliche Hinweise über den Zusammenhang einer veränderten Schulterstellung und der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren zu gewinnen. Dazu wurde in einem ersten Schritt überprüft, ob die Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH Effekte auf den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel hatte, da Veränderungen dieser Winkel in einen Zusammenhang mit der intermuskulären Koordination der Kinetoren und Stabilisatoren gebracht werden können. Da Effekte gefunden wurden, wurden in einem zweiten Schritt die Effekte der Vor-Beanspruchung auf die intermus-

kuläre Koordination untersucht. Zur Überprüfung der Effekte der Vor-Beanspruchung wurden zweifaktorielle Varianzanalysen mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“ und dreifaktorielle Varianzanalysen mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“ und dem Faktor „Muskel“ gerechnet. Zur Überprüfung der intermuskulären Koordination von BB LH und BB SH und der Stabilisatoren während des Beanspruchungsversuchs mVB wurden zweifaktorielle Varianzanalysen mit dem Messwiederholungsfaktor „Beanspruchung“ und dem Faktor „Muskel“ gerechnet (analog zur Auswertung des Beanspruchungsversuchs oVB). Zur Überprüfung des Effekts der Vor-Beanspruchung auf die Werte zu einem Messzeitpunkt wurden t-Tests für abhängige Stichproben gerechnet. Die Auswertung beschränkt sich auf die Ellenbogenflexionen, da sich bestätigte, dass die Effekte der neuromuskulären Beanspruchung auf die intermuskuläre Koordination während der konzentrischen Bewegungsphase stärker sind als während der exzentrischen.

Einfluss der Vor-Beanspruchung auf den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel

Die Veränderung des mittleren Abspreizwinkels (s. Abb. 58) während der Ellenbogenflexion unterscheidet sich signifikant im Beanspruchungsverlauf mit und ohne Vor-Beanspruchung (s. Tab. 37: a).

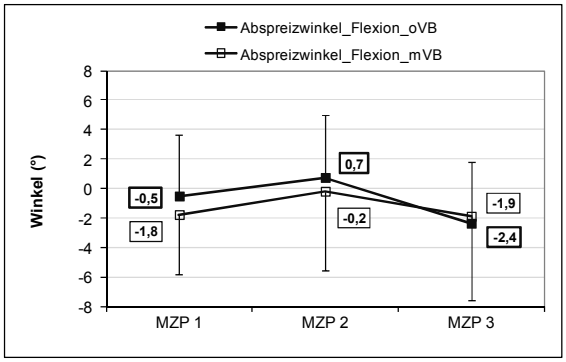

Abb. 58. Mittlerer Abspreizwinkel während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

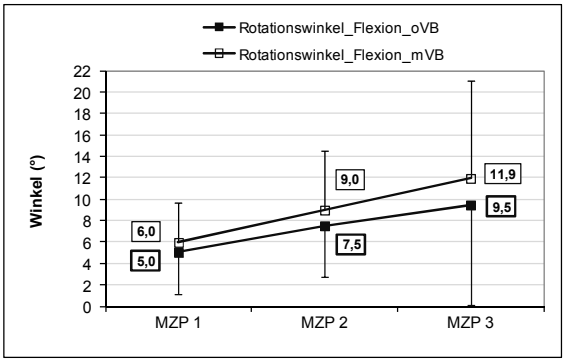

Abb. 59. Mittlerer Rotationswinkel während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

Die Einzelvergleiche zeigen, dass die Abnahme des mittleren Abspreizwinkels zwischen MZP 1 und MZP 3 unterschiedlich ist (-1,9 vs. +0,1°) (s. Tab. 37: b), was auf die signifikant stärkere Abnahme während der zweiten Beanspruchungshälfte ohne Vor-Beanspruchung zurückzuführen ist (-3,1 vs. -1,7) (s.

Tab. 37: d). Auf die Zunahme des mittleren Abspreizwinkels in der ersten Beanspruchungshälfte hat die Vor-Beanspruchung keinen Effekt.

Die Veränderung des mittleren Rotationswinkels (s. Abb. 59) unterscheidet sich während der Ellenbogenflexion nicht signifikant (s. Tab. 37: e).

Tabelle 37

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ für den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel für die Ellenbogenflexion.

oVB mVB	Faktoren, Faktorstufen	**mittlerer Abspreizwinkel Flexion**	**mittlerer Rotationswinkel Flexion**
Innersubjekt-effekte	„B*VB“	$F_{(2;\,38)}$=6,790; p=.003; η^2=.263[(a)]	$F_{(1{,}3;\,24{,}3;\,\text{G-G-Korr})}$=1,339; p=.268; η^2=.066[(e)]
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*VB“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=8,070; $p_{adj.}$=.015; η^2=.298[(b)]	-
	„B*VB“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\,19)}$=0,497; $p_{adj.}$=.746; η^2=.025[(c)]	-
	„B*VB“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\,19)}$=12,464; $p_{adj.}$=.003; η^2=.396[(d)]	-
Beachte. „VB“ wird in allen Tabellen als Abkürzung für den Faktor „Vor-Beanspruchung“ verwendet.			

Einfluss der Vor-Beanspruchung auf die intermuskuläre Koordination von BB LH und BB SH

Für die MF (s. Abb. 60) wird die Dreifachinteraktion „B*VB*Muskel“ der dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung für die Ellenbogenflexion signifikant (s. Tab. 38: a).

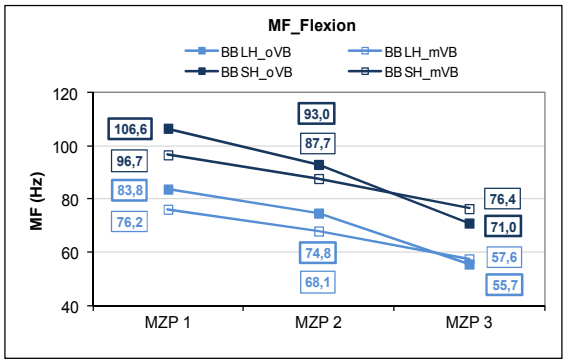

Abb. 60. MF des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

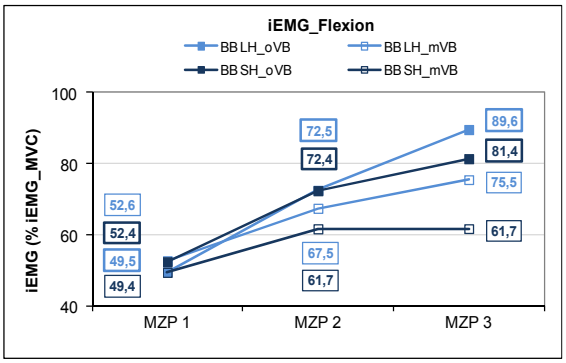

Abb. 61. iEMG des BB LH und BB SH während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

Die post hoc Einzelvergleiche zeigen, dass die Dreifachinteraktion nur für den Vergleich von MZP 1 und MZP 3 signifikant wird (s. Tab. 38: b). Die MF des BB SH nimmt ohne Vor-Beanspruchung stärker ab als die des BB LH (-36,5 vs.

-28,1 Hz) (s. Tab. 33: a). Mit Vor-Beanspruchung ist die Abnahme der MF für beide Muskeln nicht unterschiedlich (-20,2 vs. -18,5 Hz) (s. Tab. 38: e).
Für das iEMG (s. Abb. 61) wird die Dreifachinteraktion „B*VB*Muskel“ der dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung für die Ellenbogenflexion nicht signifikant (s. Tab. 38: f). Sowohl ohne als auch mit Vor-Beanspruchung ist die Zunahme des iEMGs für den BB LH stärker als für den BB SH (oVB: +40,1 vs. +29,0% iEMG_MVC; mVB: +22,9 vs. +12,3% iEMG_MVC) (s. Tab. 34: a und 38: g).

Tabelle 38

*Statistische Kennwerte für die dreifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ und dem Faktor „Muskel“ für die MF und das iEMG und die Muskeln BB LH und BB SH für die Ellenbogenflexion. Zur Überprüfung der Interaktion „B*Muskel“ mit Vor-Beanspruchung (post hoc Einzelvergleiche) wurde eine zweifaktorielle ANOVA gerechnet.*

BB LH **BB SH** **oVB** **mVB**	Faktoren, Faktorstufen	**MF** **Flexion**	**iEMG** **Flexion**
Innersubjekt-effekte	„B*VB*Muskel“	$F_{(2;\ 38)}$=5,837; p=.006; η^2=.235[(a)]	$F_{(2;\ 38)}$=0,019; p=.981; η^2=.001[(f)]
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*VB*Muskel“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=8,392; $p_{adj.}$=.027; η^2=.306[(b)]	-
	„B*VB*Muskel“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\ 19)}$=5,116; $p_{adj.}$=.108; η^2=.212[(c)]	-
	„B*VB*Muskel“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=1,884; $p_{adj.}$=.558; η^2=.090[(d)]	-
	mVB „B*Muskel“	$F_{(2;\ 38)}$=0,550; p=.581; η^2=.028[(e)]	$F_{(1,1;\ 21,0;\ \text{G-G-Korr})}$=5,637; p=.024; η^2=.229[(g)]

Überprüft man den Effekt der Vor-Beanspruchung auf die Veränderung von MF und iEMG im Beanspruchungsverlauf für jeden Muskel einzeln, so zeigt sich, dass die Abnahme der MF sowohl für den BB LH als auch für den BB SH mit Vor-Beanspruchung geringer ausfällt als ohne Vor-Beanspruchung (Interaktion „B*VB“ für den BB LH: $F_{(2;\ 38)}$=21,200; p<.001; η^2=.527; für den BB SH: $F_{(2;\ 38)}$=28,888; p<.001; η^2=.603).
Die Zunahme des iEMGs ist für beide Köpfe mit Vor-Beanspruchung geringer als ohne Vor-Beanspruchung (Interaktion „B*VB“ für den BB LH: $F_{(1,5;\ 27,9;\ \text{G-G-Korr})}$=9,313; p=.002; η^2=.329; für den BB SH: $F_{(1,3;\ 23,9;\ \text{G-G-Korr})}$=11,082; p=.002; η^2=.368). Für den BB SH ist in der zweiten Beanspruchungshälfte im Gegensatz zum BB LH gar keine Zunahme des iEMGs mehr festzustellen (+8,0 vs. +0% iEMG_MVC) (Haupteffekt „B“ für die Faktorenstufen MZP 2 und MZP 3 für

den BB LH: $F_{(1;\ 19)}$=10,785; p=.004; η^2=.362; für den BB SH: $F_{(1;\ 19)}$=0,001; p=.980; η^2<.001).

Einfluss der Vor-Beanspruchung auf die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren

Für das iEMG wird die Dreifachinteraktion „B*VB*Muskel“ der dreifaktoriellen ANOVA mit Messwiederholung für die Ellenbogenflexion signifikant (s. Tab. 39: a). Die Vor-Beanspruchung hat demnach einen Effekt auf die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren.

Versucht man den globalen Interaktionseffekt anhand von Einzelvergleichen zu erklären, wird bei Adjustierung des Signifikanzniveaus aufgrund der 18 Einzeltests kein Vergleich signifikant. Da die Auswertung explorativen Charakter hat, wurden die Vergleiche näher analysiert, die im Falle eines Verzichts auf die Adjustierung signifikant geworden wären und die aufgrund der Effektstärken auf einen starken Effekt hinweisen.

Ohne Adjustierung des Signifikanzniveaus wäre beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 die Interaktion „B*VB*Muskel“ für den DL SP mit dem DL AC (p=.045) und LT (p=.048) signifikant geworden (s. Tab. 39: e, g). Für den Vergleich DL SP und DL CL (p=.056) wäre das Signifikanzniveau knapp verfehlt worden (s. Tab. 39 : c). Die Effektstärken von η^2≥.179 sprechen für alle drei Vergleiche für einen starken Effekt der Vor-Beanspruchung. Die signifikante Dreifachinteraktion lässt sich darauf zurückführen, dass für den DL SP das iEMG im Vergleich mit den anderen Stabilisatoren mit Vor-Beanspruchung stärker zunimmt als ohne Vor-Beanspruchung. Die Unterschiede in der Zunahme betragen für den DL SP +24,9 (mVB) vs. +16,1% iEMG_MVC (oVB). Für den DL CL (+57,3 (oVB) vs. +39,3% iEMG_MVC (mVB)) und den DL AC (+12,3 (oVB) vs. +7,9% iEMG_MVC (mVB)) ist auf deskriptiver Ebene[35] die Zunahme mit Vor-Beanspruchung sogar geringer als ohne Vor-Beanspruchung. Es liegt demnach eine gegensätzlicher Trend vor. Für den LT lässt sich kein Einfluss der Vor-Beanspruchung feststellen (+13,3 (oVB) vs. +13,8% iEMG_MVC (mVB)).

[35] Für diese Detailergebnisse wurde im Hinblick auf die α-Fehlerakkumulierung auf weitere Signifikanztests verzichtet.

Tabelle 39

Statistische Kennwerte für die dreifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ und dem Faktor „Muskel“ für das iEMG und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion (links).
Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Faktoren „B“ (Messwiederholungsfaktor) und „Muskel“ für das iEMG und und die Muskeln DL CL, DL AC, DL SP und LT für die Ellenbogenflexion mit Vor-Beanspruchung (rechts).

Stabilisatoren oVB mVB	Faktoren, Faktorstufen		**iEMG Flexion**	Faktoren, Faktorstufen	**iEMG Flexion_mVB**
Innersubjekteffekte	„B*VB* Muskel“		$F_{(1,7;\ 33,0;\ \text{G-G-Korr})}$=3,961; p=.034; η^2=.173[(a)]	„B* Muskel“ **mVB**	$F_{(1,6;\ 31,2;\ \text{G-G-Korr})}$=4,735; p=.021; η^2=.199[(a')]
Post hoc Einzelvergleiche	„B*VB* Muskel“ MZP 1 MZP 3	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=1,759; $p_{adj.}$>.999; η^2=.085[(b)]	„B* Muskel“ **mVB** MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=11,25; $p_{adj.}$=.004; η^2=.372[(b')]
		DL CL DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=4,155; $p_{adj.}$>.999; η^2=.179[(c)]		$F_{(1;\ 19)}$=1,052; $p_{adj.}$=.382; η^2=.052[(c')]
		DL CL LT	$F_{(1;\ 19)}$=2,607; $p_{adj.}$>.999; η^2=.121[(d)]		$F_{(1;\ 19)}$=5,551; $p_{adj.}$=.035; η^2=.226[(d')]
		DL AC DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=4,591; $p_{adj.}$=.810; η^2=.195[(e)]		$F_{(1;\ 19)}$=7,995; $p_{adj.}$=.013; η^2=.296[(e')]
		DL AC LT	$F_{(1;\ 19)}$=1,481; $p_{adj.}$>.999; η^2=.072[(f)]		$F_{(1;\ 19)}$=4,841; $p_{adj.}$=.048; η^2=.203[(f')]
		DL SP LT	$F_{(1;\ 19)}$=4,473; $p_{adj.}$=.864; η^2=.191[(g)]		$F_{(1;\ 19)}$=5,047; $p_{adj.}$=.044; η^2=.210[(g')]
	„B*VB* Muskel“ MZP 1 MZP 2	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=3,148; $p_{adj.}$>.999; η^2=.142[(h)]	„B* Muskel“ **mVB** MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\ 19)}$=0,51; $p_{adj.}$>.999; η^2=.026[(h')]
		DL CL DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=0,738; $p_{adj.}$>.999; η^2=.037[(i)]		$F_{(1;\ 19)}$=0,18; $p_{adj.}$>.999; η^2=.009[(i')]
		DL CL LT	$F_{(1;\ 19)}$=2,064; $p_{adj.}$>.999; η^2=.098[(j)]		$F_{(1;\ 19)}$=0,102; $p_{adj.}$>.999; η^2=.005[(j')]
		DL AC DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=7,079; $p_{adj.}$=.270; η^2=.271[(k)]		$F_{(1;\ 19)}$=17,355; $p_{adj.}$=.002; η^2=.477[(k')]
		DL AC LT	$F_{(1;\ 19)}$=3,722; $p_{adj.}$>.999; η^2=.164[(l)]		$F_{(1;\ 19)}$=9,056; $p_{adj.}$=.017; η^2=.323[(l')]
		DL SP LT	$F_{(1;\ 19)}$=2,551; $p_{adj.}$>.999; η^2=.118[(m)]		$F_{(1;\ 19)}$=10,331; $p_{adj.}$=.012; η^2=.352[(m')]
	„B*VB* Muskel“ MZP 2 MZP 3	**DL CL DL AC**	$F_{(1;\ 19)}$=4,541; $p_{adj.}$=.828; η^2=.193[(n)]	„B* Muskel“ **mVB** MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=12,349; $p_{adj.}$=.005; η^2=.394[(n')]
		DL CL DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=6,988; $p_{adj.}$=.288; η^2=.269[(o)]		$F_{(1;\ 19)}$=2,68; $p_{adj.}$=.283; η^2=.124[(o')]
		DL CL LT	$F_{(1;\ 19)}$=5,054; $p_{adj.}$=.666; η^2=.210[(p)]		$F_{(1;\ 19)}$=7,488; $p_{adj.}$=.031; η^2=.283[(p')]
		DL AC DL SP	$F_{(1;\ 19)}$=2,768; $p_{adj.}$>.999; η^2=.127[(q)]		$F_{(1;\ 19)}$=4,001; $p_{adj.}$=.144; η^2=.174[(q')]
		DL AC LT	$F_{(1;\ 19)}$=0,762; $p_{adj.}$>.999; η^2=.039[(r)]		$F_{(1;\ 19)}$=2,526; $p_{adj.}$=.307; η^2=.117[(r')]
		DL SP LT	$F_{(1;\ 19)}$=3,307; $p_{adj.}$>.999; η^2=.148[(s)]		$F_{(1;\ 19)}$=2,231; $p_{adj.}$=.365; η^2=.105[(s')]

Für die erste Beanspruchungshälfte wäre ohne Adjustierung die Interaktion „B*VB*Muskel“ für den DL SP mit dem DL AC (p=.015) signifikant geworden (s. Tab. 39: k). Auch hier deutet die Effektstärke von η^2≥.271 auf einen starken Effekt hin. Für den DL SP nimmt das iEMG im Vergleich zum DL AC mit Vor-

Beanspruchung stärker zu als ohne Vor-Beanspruchung (+9,2 vs. +5,8% iEMG_MVC). Für den DL AC lässt sich kein Einfluss feststellen (+2,5 vs. +2,8% iEMG_MVC).

Für die zweite Beanspruchungshälfte wäre ohne Adjustierung die Interaktion „B*VB*Muskel“ für den DL CL mit allen anderen Stabilisatoren (DL CL-DL AC: p=.046; DL CL-DL SP: p=.016; DL CL-LT: p=.037) signifikant geworden (s. Tab. 39: n-p). Die Effektstärken von $\eta^2 \geq .193$ sprechen für alle drei Vergleiche für einen starken Effekt der Vor-Beanspruchung. Die Dreifachinteraktion lässt sich darauf zurückführen, dass für den DL CL das iEMG im Vergleich mit den anderen Stabilisatoren ohne Vor-Beanspruchung stärker zunimmt als mit Vor-Beanspruchung. Die Zunahmen betragen für den DL CL +59,1 (oVB) vs. +32,9% iEMG_MVC (mVB). Auch für den DL AC führt die Vor-Beanspruchung auf deskriptiver Ebene dazu, dass das iEMG weniger stark zunimmt (+9,4 (oVB) vs. +5,4% iEMG_MVC (mVB)). Die Unterschiede sind jedoch geringer. Für den DL SP lässt sich ein gegensätzlicher Trend feststellen (+10,3 (oVB) vs. +15,7% iEMG_MVC (mVB)) und für den LT besteht kaum ein Einfluss (+10,0 (oVB) vs. +9,2% iEMG_MVC (mVB)).

Überprüft man den Effekt der Vor-Beanspruchung auf die iEMG-Zunahme für jeden Muskel einzeln, so lässt sich für keinen der Stabilisatoren ein signifikanter Effekt feststellen. Lediglich für den DL CL wird das Signifikanzniveau knapp verfehlt (Interaktion „B*VB“: $F_{(1,3;\ 24,4;\ \text{G-G-Korr})}$=3,810, p=.053, η^2=.167). In der zweiten Beanspruchungshälfte findet sich eine tendenziell geringere iEMG-Zunahme mit Vor-Beanspruchung als ohne Vor-Beanspruchung (+59,1 (oVB) vs. +32,9% iEMG_MVC (mVB)) (Interaktion „B*VB“ für die Faktorenstufen MZP 2 und MZP 3: $F_{(1;\ 19)}$=5,210; p=.034; η^2=.215).

Analysiert man die iEMG-Zunahmen der Stabilisatoren während des Beanspruchungsversuchs mVB (s. Abb. 62) mittels einer zweifaktoriellen ANOVA (Faktoren „B“ und „Muskel“) so zeigt sich, dass die iEMG-Zunahmen während der Ellenbogenflexion für die vier Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf, analog zur Auswertung des Beanspruchungsversuchs oVB, unterschiedlich sind (s. Tab. 39: a‘). Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 zeigt sich, dass sich fast alle Stabilisatoren in ihrer iEMG-Zunahme unterscheiden (s. Tab. 39: b‘, d‘-g‘). Die Zunahme des DL AC ist geringer als die der anderen Stabilisatoren (+7,9

vs. +39,3 (DL CL), +24,9 (DL SP) und +13,8% iEMG_MVC (LT)) und die Zunahme des LT ist geringer als die des DL CL und des DL SP. Der DL CL und DL SP unterscheiden sich nicht signifikant in ihrer iEMG-Zunahme (+39,3 vs. +24,9% iEMG_MVC).

Während der ersten Beanspruchungshälfte unterscheidet sich der DL AC durch eine geringere iEMG-Zunahme von dem DL SP und dem LT (+2,5 vs. +9,2 und +4,5% iEMG_MVC) (s. Tab. 39: k‘, l‘). Auch die Zunahme des LT ist geringer als die des DL SP (s. Tab. 39: m‘). Während der zweiten Beanspruchungshälfte unterscheidet sich der DL AC und der LT durch eine geringere iEMG-Zunahme von dem DL CL (+5,4 und +9,2 vs. +32,9% iEMG_MVC) (s. Tab. 39: n‘, p‘).

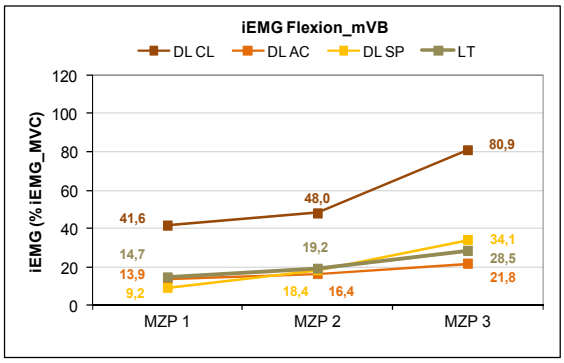

Abb. 62. iEMG der Stabilisatoren während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit Vor-Beanspruchung.

Beanspruchung des BR in Abhängigkeit von der Vor-Beanspruchung

Um zu überprüfen, ob die Vor-Beanspruchung zu einer Zunahme der Aktivierung des BR führte, die als Kompensation der beiden vor-beanspruchten Bizepsköpfe interpretiert werden kann, wurde das iEMG zu MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung mit dem iEMG zu MZP 1 mit Vor-Beanspruchung (s. Abb. 63) verglichen (in Anlehnung an Hypothese 19).

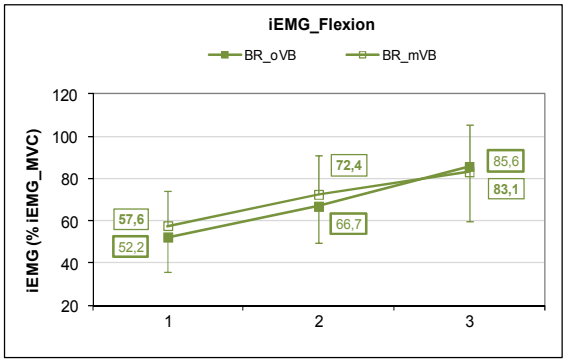

Abb. 63. iEMG des BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

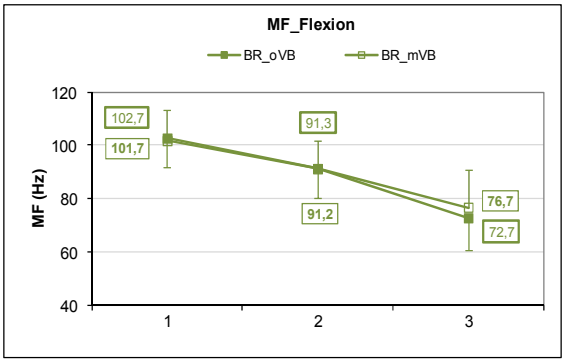

Abb. 64. MF des BR während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

Es zeigt sich, dass das iEMG des BR während der Ellenbogenflexion zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung nicht höher ist als zum MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung. Die Werte unterscheiden sich nicht signifikant ($t_{(19)}$=1,173; p=.128; d=0,319). Auch zum MZP 2 lässt sich kein amplitudenerhöhender Effekt der Vor-Beanspruchung auf das iEMG feststellen ($t_{(19)}$=1,117; p=.139, d=0,308).
Die iEMG-Zunahme (s. Abb. 63) im Beanspruchungsverlauf unterscheidet sich ebenfalls nicht für die Ellenbogenflexion. Der Interaktionseffekt „B*VB“ wird knapp nicht signifikant (s. Tab. 40: e). Da das Signifikanzniveau nur knapp verfehlt wurde und von einem starken Effekt auszugehen ist, wurde überprüft, ob sich eine Tendenz für unterschiedliche Zunahmen bei Betrachtung der einzelnen Beanspruchungsphasen finden lässt. Es zeigt sich, dass in der zweiten Beanspruchungshälfte das iEMG des BR ohne Vor-Beanspruchung tendenziell stärker zunimmt als mit Vor-Beanspruchung (+18,9 vs. +10,7% iEMG_MVC) (s. Tab. 40: h). Das Signifikanzniveau wird knapp verfehlt, der Effekt ist jedoch als stark einzuschätzen. In der ersten Beanspruchungshälfte ist kein Unterschied feststellbar (s. Tab. 40: g).

Tabelle 40

Statistische Kennwerte für die zweifaktorielle ANOVA mit den Messwiederholungsfaktoren „B“ und „VB“ für die MF und das iEMG und den Muskel BR für die Ellenbogenflexion.

oVB **mVB**	Faktoren, Faktorstufen	**MF** **Flexion**	**iEMG** **Flexion**
Innersubjekt-effekte	„B*VB“	$F_{(2;\ 38)}$=4,951; p=.012; η^2=.207[(a)]	$F_{(1,4;\ 26,9;\ \text{G-G-Korr})}$=3,413; p=.062; η^2=.152[(e)]
Post hoc Einzel-vergleiche	„B*VB“ MZP 1 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=6,031; $p_{adj.}$=.036; η^2=.241[(b)]	$F_{(1;\ 19)}$=3,167; $p_{adj.}$=.137; η^2=.143[(f)]
	„B*VB“ MZP 1 MZP 2	$F_{(1;\ 19)}$=0,269; $p_{adj.}$=.915; η^2=.014[(c)]	$F_{(1;\ 19)}$=0,025; $p_{adj.}$>.999; η^2=.001[(g)]
	„B*VB“ MZP 2 MZP 3	$F_{(1;\ 19)}$=8,548; $p_{adj.}$=.014; η^2=.310[(d)]	$F_{(1;\ 19)}$=5,201; $p_{adj.}$=.051; η^2=.215[(h)]

Für die MF (s. Abb. 64) lässt sich während der Ellenbogenflexion eine signifikante Interaktion „B*VB“ feststellen (s. Tab. 40: a). Die Abnahme der MF ist ohne Vor-Beanspruchung stärker als mit Vor-Beanspruchung (-30,0 vs. -25,1 Hz). Die post hoc Einzelvergleiche zeigen, dass die Interaktion für den Vergleich von MZP 1 und MZP 3 und für die zweite Beanspruchungshälfte signifikant wird (s. Tab. 40: b, d).

Einfluss der Vor-Beanspruchung auf die Zyklusdauer und den Bewegungsumfang zu MZP 1

Die Zyklusdauer (s. Abb. 65) ist durch die Vor-Beanspruchung zu MZP 1 nicht erhöht ($t_{(19)}$=1,446; p=.082; d=0,307). Der Bewegungsumfang (s. Abb. 66) ist jedoch durch die Vor-Beanspruchung zu MZP 1 signifikant reduziert (139,9 vs. 133,3°) ($t_{(19)}$=1,959; p=.033; d=0,444). Einer der beiden Parameter, die in einem direkten Zusammenhang mit den Kraftkapazitäten der Kinetoren gebracht werden können, verändert sich demnach.

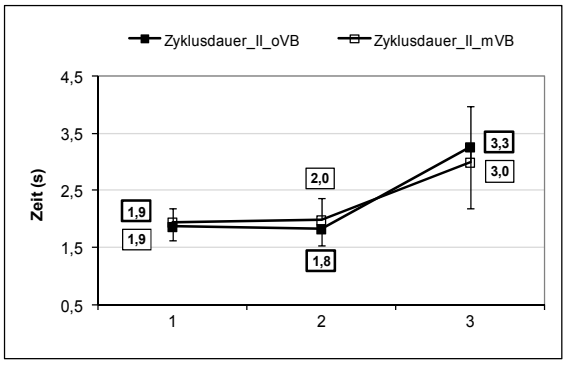

Abb. 65. Zyklusdauer im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

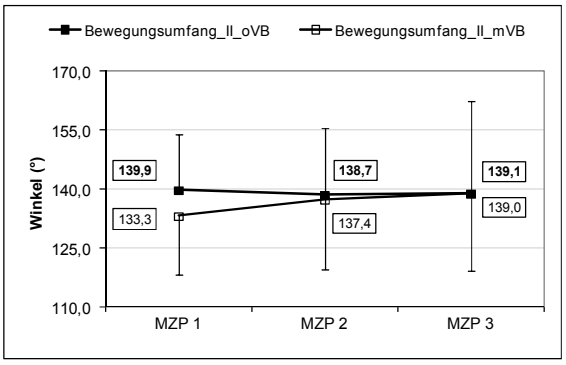

Abb. 66. Bewegungsumfang im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

Einfluss der Vor-Beanspruchung auf den Range des Abspreiz- und Rotationswinkels

Der Range des Abspreizwinkels (s. Abb. 67) ist während der Ellenbogenflexion zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung nicht höher als zum MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung. Die Werte unterscheiden sich nicht signifikant ($t_{(19)}$=0,954; p=.176; d=0,138).

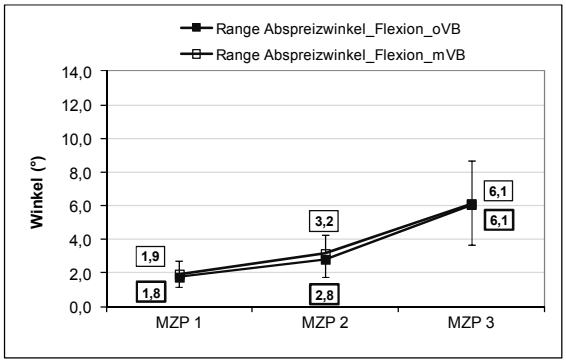

Abb. 67. Range des Abspreizwinkels während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

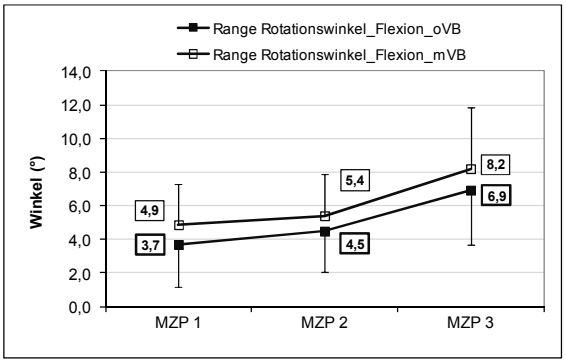

Abb. 68. Range des Rotationswinkels während der Ellenbogenflexion im Experiment II mit und ohne Vor-Beanspruchung.

Der Range des Rotationswinkels (s. Abb. 68) ist während der Ellenbogenflexion zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung nicht höher als zum MZP 1 ohne Vor-

Beanspruchung. Die Werte unterscheiden sich nicht signifikant ($t_{(19)}$=1,617; p=.061; d=0,477). Das Signifikanzniveau wird jedoch nur knapp verfehlt und die Effektstärke weist auf einen mittleren Effekt hin[36]. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die Vor-Beanspruchung zu einer tendenziellen Erhöhung des Ranges für den Rotationswinkel führte.

3.3.6 Diskussion der Ergebnisse des Experiments II unter Einbeziehung der Ergebnisse des Experiments I

Replikation

Die Replikation der kinematischen Parameter kann als gelungen bezeichnet werden.

Es bestätigt sich im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung, dass die Winkelreproduktion bezüglich der Ellenbogenflexionen und -extensionen relativ unabhängig von der Beanspruchung ist. Die Standardabweichung nahm zwar von 14,0 auf 23,4° zu, was für eine höhere Variabilität bei der Umsetzung des vorgegebenen Umfangs spricht, der Bewegungsumfang veränderte sich jedoch nicht im Beanspruchungsverlauf. Die Hypothese 2 konnte auch im Experiment 2 nicht bestätigt werden.

> Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung entgegen der Erwartung nicht dazu, dass der Bewegungsumfang abnimmt.

Betrachtet man die individuellen Veränderungen, so ließen sich Zunahmen des Bewegungsumfangs zwischen 1 und 40° (10 Vpn) und Abnahmen zwischen 1 und 41° (10 Vpn) finden.

Die Zyklusdauer nahm in der zweiten Beanspruchungshälfte signifikant um +1,5 s zu, was vor allem auf die Zunahme der Flexionsdauer zurückgeführt werden kann. Die Hypothese 1 konnte erneut bestätigt werden.

> Die Abnahme der Leistungsfähigkeit der Kinetoren führt bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung dazu, dass die Bewegungsdauer zunimmt.

[36] Effektstärken von 0,80 werden als starke Effekte, Effektstärken von 0,50 als mittlere Effekte und Effektstärken von 0,20 als schwache Effekte interpretiert (Bortz, 2005).

Die Zunahme lag deutlich über der im Experiment I (+0,7 s). Die Extensionsdauer nahm insgesamt nur um 0,1 s zu, so dass sich bestätigt, dass die konzentrische Bewegungsphase stärker durch die Abnahme der Kraftkapazitäten beeinflusst ist als die exzentrische. Das kann zu großen Teilen dadurch erklärt werden, dass bei der gewählten Bewegungsaufgabe Gravitationsmomente während der exzentrischen Bewegungsphase unterstützend wirken.
Die Einhaltung des vorgegebenen Bewegungsumfangs scheint eine höhere Priorität im Vergleich zur Realisierung vorgegebener zeitlicher Parameter zu haben. Die Priorisierung, die nicht auf die Instruktion zurückgeführt werden kann, kann damit erklärt werden, dass die Realisierung eines bestimmten Bewegungsumfangs unter anderem auch bei Alltagsbewegungen für die Lösung bestimmter Aufgaben (z.B. Erreichen eines bestimmten Bewegungsziels) unbedingt notwendig ist. Im Krafttraining wird ebenfalls häufig explizit auf die Ausführung bestimmter Bewegungsumfänge hingewiesen, was bei den krafttrainingserfahrenen Versuchspersonen den gefundenen Effekt bedingen kann. Für andere Bewegungsaufgaben können aber auch andere Merkmale, wie eine bestimmte Bewegungsgeschwindigkeit des Endgliedes der kinematischen Kette, zielrelevant sein, so dass die Bedeutung des Bewegungsumfangs aufgabenspezifisch ist. Bei mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben (Säge-, Hammer- und Hebeaufgaben) konnte ein konstanter Bewegungsumfang des Endgliedes der kinematischen Kette und eine konstante Zyklusdauer festgestellt werden (Côté et al., 2002; Côté et al., 2005; Gates & Dingwell, 2008; van Dieën et al., 1998). Die Aufrechterhaltung beider Parameter gelang unter der Ausnutzung kinematischer Freiheitsgrade. Bei einer Hammerbewegung kann der Bewegungsumfang des Endgliedes der kinematischen Kette jedoch bei konstanter Zyklusdauer auch reduziert sein (Côté et al., 2008). Der Hammer wurde in der Ausholbewegung weniger zurück und weniger hoch geführt. Damit wird eine Reduktion der reaktiven Kräfte beim Aufprall des Hammers verbunden, die bei verringerter vorliegender Greifkraft eventuell vom motorischen System intendiert ist (Côté et al., 2008). Bei einer Sägebewegung scheint aufgrund der höheren notwendigen Kraft beim Zersägen von Holz der Bewegungsumfang von größerer Bedeutung zu sein als bei einer Hammerbewegung (Côté et al., 2008). Die Bewegungsfrequenz blieb bei beiden Aufgaben unverändert, weshalb ihr eine übergeordnete Rolle zugeschrieben wird (Côté et al., 2008). Da eine Ausnutzung kinema-

tischer Freiheitsgrade bei einer eingelenkigen Bewegungsaufgabe nicht möglich ist, muss sich bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung mindestens einer der kraftabhängigen Parameter verändern. Es konnte gezeigt werden, dass sich der Bewegungsumfang verändert, wenn die Zyklusdauer vorgegeben wird und dass dabei Bereiche mit schlechten Arbeitsbedingungen ausgespart werden (Klass et al., 2004). Die eigenen Befunde decken sich dagegen mit den Untersuchungsergebnissen von Corcos et al. (2002), die keine Veränderung des Bewegungsumfangs und eine Zunahme der Flexionsdauer fanden. Ihre Vorgabe betraf im Unterschied zur eigenen Untersuchung eine höchstmögliche Bewegungsgeschwindigkeit und es wurden lediglich 11 Ellenbogenflexionen und -extensionen nach einer Vor-Beanspruchung der Kinetoren ausgeführt. Die aufgeführten Untersuchungsergebnisse verdeutlichen, dass die Priorisierung von Bewegungsparametern stark von der Bewegungsaufgabe abhängig ist. Bei der gewählten eingelenkigen Bewegungsaufgabe, bei der durch die Instruktion keine Priorisierung erfolgte, scheint der Bewegungsumfang eine hohe Bedeutung zu haben, wofür einige mögliche Gründe genannt wurden. Individuell unterschiedliche Veränderungen räumlicher und zeitlicher Parameter, die in der eigenen und in anderen Untersuchungen gefunden wurden (Gates & Dingwell, 2008), werden darauf zurückgeführt, dass verschiedene Menschen die Ermüdung unterschiedlich kompensieren (Gates & Dingwell, 2008). Darüber hinaus kann ein unterschiedliches Ausmaß der Ermüdung vorliegen, da bei der Verwendung des Abbruchkriteriums „subjektive Erschöpfung“ der Zeitpunkt des Abbruchs von verschiedenen Faktoren abhängig ist (z.B. Motivation, Erfahrung mit Missempfinden oder erschöpfenden Zuständen) (Gates & Dingwell, 2008).

Es bestätigt sich im Experiment II, dass zum MZP 2 keiner der beiden Parameter, die direkt in Beziehung zu den Kraftkapazitäten der Kinetoren gesetzt werden können, verändert war. Der durch die neuromuskuläre Beanspruchung veränderte Funktionsstatus der verschiedenen peripheren und zentralen Teilsysteme hatte in der ersten Beanspruchungshälfte demnach noch keine negative Auswirkung auf die Winkelreproduktion in einer bestimmten Bewegungsfrequenz. Die Anforderungen der Bewegungsaufgabe an die zentralnervösen und neuromuskulären Teilsysteme konnten noch erfüllt werden (in Anlehnung an das Drei-Faktoren-Modell von Olivier (Olivier, 1996; Olivier, 1997; Olivier et al., 2001). Damit ist eine Bedingung erfüllt, um Veränderungen im Bewegungsab-

lauf und der EMG-Parameter im Hinblick auf erfolgreiche intra- und intermuskuläre Kompensationen diskutieren zu können.
Im Experiment II konnte entgegen den Befunden im Experiment I ein Hinweis auf einen Drift aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern gefunden werden. Die aufgestellte Hypothese 4 konnte zwar nicht bestätigt werden, da sich oberer und unterer Umkehrwinkel zu MZP 1 und MZP 3 aufgrund gegenläufiger Trends in beiden Beanspruchungsphasen nicht unterschieden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung, entgegen der Erwartung, nicht aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern.

Anhand der post hoc Einzelvergleiche zeigte sich jedoch, dass sich beide Winkel in der zweiten Beanspruchungshälfte signifikant in die gleiche Richtung veränderten. In dieser Phase lag damit ein geringfügiger Drift von ca. 4° vor, der jedoch als Ausgleich von Veränderungen, die in der ersten Beanspruchungshälfte stattfanden und für die Fehler in der Bewegungsausführung als Erklärung in Frage kommen, interpretiert werden kann. Aufgrund dieser Annahme und des sehr geringen Drifts kann eingeschätzt werden, dass die Winkelreproduktion sehr gut gelang und Bewegungsumfänge in Gelenken nicht unbedingt besser kontrolliert werden können, als der Gelenkwinkelbereich, in dem sie realisiert werden, was in Experimenten ohne hohe neuromuskuläre Beanspruchung und ohne visuelle Kontrolle gefunden wurde (Brown et al., 2003, Nougier et al., 1996). Die eigenen Ergebnisse sprechen dafür, dass die Wahrnehmung der Gelenkwinkel und die motorische Kontrolle während des gesamten Beanspruchungsversuchs nicht eingeschränkt waren. Beanspruchungsbedingte Einschränkungen auf zentraler Ebene können für diese Bewegungsaufgabe daher nicht nur theoriegeleitet (Bigland-Ritchie, Furbush et al., 1986; im Überblick Bigland-Ritchie & Woods, 1984; Enoka & Duchateau, 2008; Klass et al., 2004) weitestgehend ausgeschlossen werden. Eine Aussage über eine mögliche Verschlechterung der Propriozeption, die als eine Ursache für einen Drift gesehen wird (Brown et al., 2003; Nougier et al., 1996), ist anhand der eigenen Untersuchungsergebnisse nicht möglich, da eine visuelle Kontrolle der Bewegungsausführung möglich war und diese Einschränkungen auf propriozeptiver Ebene kompensieren kann (Brown et al., 2003; Nougier et al., 1996; im Über-

blick Sarlegna & Sainburg, 2009). Ein Ansteuern von Bereichen, in denen günstigere Arbeitsbedingungen, ein höherer Komfort, eine höhere Stabilität oder verbesserte Wahrnehmungs- und Kontrollmöglichkeiten vorliegen (Brown et al., 2003), scheint ebenfalls nicht zu erfolgen. Der Erklärungsansatz für das Driften von Brown et al. (2003), für den die Autoren selbst keine bestätigenden Hinweise fanden, kann daher nicht bestätigt werden. Bei der gestellten Bewegungsaufgabe könnte ein Drift in Richtung einer stärkeren Ellenbogenflexion bessere Bedingungen bedeuten, da über eine längere Zeitdauer in Bereichen geringerer Gravitationsmomente gearbeitet werden würde und eine kürzere Zeitdauer in Bereichen mit relativ stark gestrecktem Ellenbogengelenk, in denen für die Ellenbogenflexoren relativ schlechte Arbeitsbedingungen vorliegen.
Es bestätigt sich im Experiment II, dass die Stabilisierung des Schultergelenks mit zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung immer schlechter gelingt. Der Range nahm sowohl für den Abspreiz- als auch den Rotationswinkel signifikant und in der Höhe vergleichbar mit dem Experiment I zu (+4,1 und +3,1° (Exp. II) vs. +4,2 und +3,9° (Exp.I)). Die Hypothese 3 konnte somit erneut bestätigt werden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung nehmen die Bewegungsumfänge in den gemäß der Bewegungsaufgabe zu stabilisierenden Gelenken zu.

Das bedeutet, dass der Arm während eines Bewegungszyklus immer schlechter in einem bestimmten „mittleren“ Abspreiz- und Rotationswinkel stabilisiert werden konnte. Der Range des Abspreizwinkels nahm in beiden Beanspruchungshälften signifikant zu, wobei die Zunahme in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker war als in der ersten (+0,9 vs. 3,2°). Der Range des Rotationswinkels veränderte sich im Gegensatz zum Experiment I, in dem nur in der ersten Beanspruchungshälfte eine signifikante Veränderung festgestellt wurde, erst in der zweiten Beanspruchungshälfte. Der Range des Rotationswinkels war in beiden Experimenten zu allen Messzeitpunkten signifikant größer als der Range des Abspreizwinkels. Dies kann zum großen Teil auf die Reibungsmomente zurückgeführt werden, die durch die Auflage des Oberarms auf der Curlbank entstehen und den Abspreizbewegungen entgegenwirken.

Eine Zunahme des Ranges um +3 bis +4° kann als gering eingeschätzt werden, wenngleich die Bedeutung für Verletzungen oder die erfolgreiche Realisierung einer Bewegungsaufgabe in anderen Zusammenhängen schwer zu beurteilen ist. Die Einschätzung der Höhe der gefundenen Bewegungsumfänge ist dadurch erschwert, dass es keine Vergleichswerte gibt. Befunde zur Stabilisation von Bewegungen liegen generell kaum vor. Es gibt vor allem qualitative Aussagen, die auf eine Verringerung der Stabilisation schließen lassen (Zunahme der Variabilität von Gelenktrajektorien, Abnahme der Qualität von arbeits- und sportspezifischen Bewegungsaufgaben) (Kaminsky 1960; Pollmann & Willimczik, 2001; van Dieën et al., 1998).

Die Zunahme der Bewegungsumfänge in einem zu stabilisierenden Gelenk kann zum einen darauf zurückgeführt werden, dass sich die motorische Kontrolle beanspruchungsbedingt verschlechtert. Dieser Faktor wird jedoch, wie bereits erläutert sowohl theoriegeleitet als auch auf der Basis des nicht gefundenen Drifts aufgrund von Amplitudenfehlern und aufgrund der möglichen visuellen Kontrolle weitestgehend ausgeschlossen. Auch eine starke Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren wird nicht als Hauptursache in Betracht gezogen, was bereits im Zusammenhang mit dem Experiment I diskutiert wurde (s. Kapitel 3.2.4) und wofür sich in den eigenen EMG-Daten Bestätigung findet (geringe Aktivierung der Stabilisatoren bei Beanspruchungsbeginn, geringe iEMG-Zunahme im Beanspruchungsverlauf; s. Diskussion der neuromuskulären Beanspruchung der Stabilisatoren). Daher wird angenommen, dass intra- und intermuskuläre Kompensationen zu einer Erhöhung von Kraftschwankungen führten, was sich in einer Zunahme des Ranges zeigt. Kraftschwankungen werden neben Veränderungen der Leistungsfähigkeit beteiligter Muskeln generell als eine Ursache für die Variabilität kinematischer Parameter gesehen (Selen et al., 2007). Bei isometrischen Muskelaktionen nehmen Kraftschwankungen, die teilweise als Tremor bezeichnet werden, mit zunehmender Beanspruchung zu (Gamet & Maton, 1989; Hunter & Enoka, 2003; Kouzaki et al., 2004; Rudroff et al., 2005). Dabei können die Zunahmen in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker sein als in der ersten (Hunter et al., 2002, 2003; Rudroff et al., 2005). Die Ursachen für die Zunahme werden einerseits in der Schwierigkeit gesehen, intramuskuläre Kompensationen so genau anzupassen, dass der Kraftoutput tatsächlich konstant bleibt (Abnahme der Entladungsrate bereits aktiver Einhei-

ten bei Rekrutierung neuer Einheiten) (Christensen et al., 1995). Auch die Synchronisation, die mit zunehmender Beanspruchung zunehmen kann (Boonstra et al., 2008; Gandevia, 2001; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991), gilt auf intramuskulärer Ebene als ein Faktor, der Kraftschwankungen erhöht (Kouzaki et al., 2004). Andererseits kommen intermuskuläre Kompensationen als Erklärungsansatz in Frage, da die Kraftschwankungen deutlich zunehmen, wenn Muskeln vorrangig aktiv sind, die am stärksten ermüdungsanfällig sind (Kouzaki et al., 2004). Die Kompensationen führen damit zu einer Ausführungsvariabilität, sichern aber gleichzeitig die Ergebniskonstanz, so dass die Zunahme der Bewegungsumfänge in dem zu stabilisierenden Gelenk als funktionale Variabilität und Anpassung an veränderte Bedingungen betrachtet werden kann (Button et al., 2006; im Überblick Hamill et al., 2006; Loosch, 1997).

Darüber hinaus kann als Ursache für die Zunahme von Kraftschwankungen eine Zunahme des Rauschens (als Gegensatz zur funktionalen Variabilität) nicht ausgeschlossen werden (im Überblick Newell et al., 2006; Müller & Sternad, 2004; Schmidt & Lee, 2005). Das Rauschen führt in dem mit vielen Freiheitsgraden ausgestatteten Bewegungssystem dazu, dass der gleiche Befehl nicht immer zu den gewünschten Muskelaktionen (Impulsen) führt und unsystematische Schwankungen auftreten (Müller & Sternad, 2004; Schmidt & Lee, 2005). Die Variabilität der Impulse wird in Anlehnung an die „Impulse-Variability“-Theorie auf die beiden variablen Komponenten einer Muskelaktion „variability in force“ und „variability in duration“ zurückgeführt (Schmidt & Lee, 2005). Der Gültigkeitsbereich der „Impulse-Variability“-Theorie umfasst einzelne Impulse ohne Korrekturmöglichkeit („open-loop“ Kontrolle). Dennoch finden sich Anhaltspunkte für die Erklärung von Bewegungsphänomenen bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung. Für die „variability in force“ wird angenommen, dass sie mit ansteigender Belastungsintensität bis ca. 65% MVC linear zunimmt und bei weiterem Anstieg der Intensität wieder abnehmen kann (im Überblick Schmidt & Lee, 2005; Sherwood & Schmidt, 1980). In den eigenen Experimenten betrug die Belastungsintensität 50% MVC. Die Intensität bleibt im Beanspruchungsverlauf bei deduktiver Beanspruchungsermittlung zwar konstant, bei induktiver Beanspruchungsermittlung nimmt sie jedoch zu (s. Kapitel 2.2.1). Grund dafür ist, dass sich der Kraftoutput einzelner motorischer Einheiten beanspruchungsbedingt verringert oder Einheiten ganz ausfallen und intra-

muskuläre Kompensationen notwendig werden (s. Kapitel 2.2.3.2). Da die Leistungsfähigkeit der Kinetoren dadurch kontinuierlich abnimmt, entsprechen die 50% MVC am Ende des Beanspruchungsversuchs der momentan möglichen maximalen Kraft. Auf dieser Basis kann eine Zunahme der „variability in force“ bei zunehmender Beanspruchung angenommen werden. Der zunehmende Range von Abspreiz- und Rotationswinkel kann daher auch durch eine Zunahme des Rauschens bedingt sein. Da nur drei Messzeitpunkte ausgewertet wurden, kann keine Aussage darüber getroffen werden, ob der Range sich in späten Beanspruchungsphasen stabilisierte oder sogar Reduktionen auftraten, die auf geringere Spielräume für die Kraftproduktion bei höheren Intensitäten und/oder eine genauere Ansteuerung von Kräften auf der Basis der Frequenzierung im Vergleich zur Rekrutierung zurückgeführt werden (Sherwood & Schmidt, 1980). Da im Beanspruchungsverlauf vor allem eine Rekrutierung und nur eingeschränkt eine Erhöhung der Entladungsrate stattfindet, kann letzterer Erklärungsansatz nur für die Zunahme der Belastungsintensität bei Erhöhung des Kraftoutputs (ohne beanspruchungsbedingte Reduktion der Entladungsrate) angenommen werden.

Als weitere mögliche Ursache für die Zunahme der Variabilität soll das aktive Suchen nach optimalen Lösungen genannt werden. Darunter wird eine Strategie verstanden, um Aktionsräume zukunftsorientiert auszuloten und neu zu erschließen (Loosch, 1997). Bei zunehmender Beanspruchung wird eventuell nach Gelenkwinkeln gesucht, in denen bessere Arbeitsbedingungen vorliegen und die das Aufrechterhalten der Leistung bei Abnahme der Leistungsfähigkeit ermöglichen. Da fraglich ist, welcher Instanz im Bewegungssystem ein aktives Suchen zugeschrieben werden kann, wird dieser Erklärungsansatz nicht weiter verfolgt.

Neben der Zunahme der Bewegungsumfänge im Schultergelenk wurde ein mit dem Experiment I vergleichbarer Drift der Bewegung aus der Sagittalebene heraus gefunden, der auf eine systematische Veränderung der Stellung des Schultergelenks zurückgeführt werden kann. Am Beanspruchungsende lag wie im Experiment I eine stärkere Adduktion (+1,4°) und Innenrotation (+4,8°) als zu Beanspruchungsbeginn vor. Die Hypothese 5 konnte ebenfalls erneut bestätigt werden.

> Bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung driftet die Bewegung aufgrund einer Veränderung der Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks.

Für die Abspreizbewegung zeigte sich im Experiment II in der ersten Beanspruchungshälfte eine deutlichere und signifikante Zunahme der Abduktion (+1,5°). Daher lag in beiden Beanspruchungsphasen ein gegensätzliches Verhalten des Abspreizwinkels vor. Da die Abnahme des Abspreizwinkels in der zweiten Beanspruchungshälfte identisch mit der im Experiment I war (-2,9°), war die Adduktionsbewegung beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 aufgrund dieses Verhaltens geringer als im Experiment I (+1,4 vs. +2,4°). Der mittlere Rotationswinkel nahm dagegen bei Betrachtung der drei Messzeitpunkte linear zu und das Ausmaß der Innenrotation entsprach dem des Experiments I.
Für die Ursachen eines Drifts aufgrund einer veränderten Gelenkstellung des zu stabilisierenden Gelenks gibt es in der vorliegenden Literatur kaum Anhaltspunkte. Diskutiert werden eine Einschränkung der motorischen Kontrolle und eine Einnahme von Positionen, mit denen Vorteile für das Bewegungssystem verbunden sind (Brown et al., 2003). Der letztgenannte Punkt wurde im Zusammenhang mit dem Drift aufgrund von Amplitudenfehlern bereits erwähnt und kann als Ursache für den gefundenen Drift nicht ganz ausgeschlossen werden. Eine Einschränkung der motorischen Kontrolle und eine Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren werden dagegen, wie bereits diskutiert, als Ursachen weitestgehend ausgeschlossen. Des Weiteren können Fehler in der Bewegungsausführung den Drift bedingen. So sehen Brown et al. (2003) eine Erklärung für die nicht exakte Beibehaltung der Position des proximalen Gelenks, die zum Drift führte, in einer Doppelaufgabe. Es könnte sein, dass auch in der eigenen Untersuchung die Reproduktion der oberen und unteren Umkehrwinkel und der Zyklusdauer so viel Aufmerksamkeit forderte, dass Fehler bei der Stabilisierung des Schultergelenks auftraten und nicht wahrgenommen wurden. Die Angaben zu den Wahrnehmungsschwellen zeigen jedoch, dass eine Wahrnehmung der gefundenen geringen Veränderungen möglich ist. Im Schulter- und Ellenbogengelenk können sehr geringe passive Winkelveränderungen von ca. 0,2° bei einer Bewegungsgeschwindigkeit von 2 bis 80°/s wahrgenommen werden (Hall & McCloskey, 1983). Bei aktiver Muskelaktion ist von noch geringeren Schwellen auszugehen (Taylor & McCloskey, 1992). Mög-

licherweise hatte die Stabilisierung des Schultergelenks und damit die Ausführung der Ellenbogenflexionen und -extensionen in der Sagittalebene eine untergeordnete Bedeutung. Die Fragebogenauswertung bestätigt diese Vermutung. In den Experimenten I und II dachten insgesamt 8 Versuchspersonen gar nicht an die Einhaltung der Sagittalebene, 4 Versuchspersonen ordneten ihr die 4. und damit letzte Priorität zu, 19 Versuchspersonen ordneten ihr die 3. Priorität zu und nur 7 Versuchspersonen gaben ihr die Priorität 1 oder 2. Die Einhaltung der Zyklusdauer hatte in der Mehrzahl die höchste Priorität, gefolgt von der Einhaltung der Umkehrwinkel.

Während über die Ursachen des Drifts nur spekuliert werden kann, so kann er grundsätzlich auf eine veränderte intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren zurückgeführt werden. Daher werden zunächst die neuromuskuläre Beanspruchung und intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren und Kinetoren im Beanspruchungsverlauf anhand der EMG-Daten diskutiert. Erst anschließend wird versucht, einen Zusammenhang zu den Veränderungen des mittleren Abspreiz- und Rotationswinkels herzustellen und Ursachen für die gefundenen Veränderungen zu benennen. Dabei können die Veränderungen in der ersten Beanspruchungshälfte, d.h. die Zunahme der Innenrotation (Experiment I und II) und die Zunahme der Abduktion (Experiment II), vor dem Hintergrund stattfindender und erfolgreicher intra- und intermuskulärer Kompensationen diskutiert werden. In der zweiten Beanspruchungshälfte nahm wie im Experiment I die Innenrotation weiter zu, während die Abspreizbewegung sich in eine Adduktion umkehrte, deren Ausmaß in beiden Experimenten für diese Phase vergleichbar war. Die Erklärungsansätze, die auf der Basis der Ergebnisse des Experiments I entwickelt wurden, können aufgrund der gelungenen Replikation überprüft werden.

Anmerkungen zur Umsetzung der Bewegungsaufgabe bei geringer neuromuskulärer Beanspruchung

Die Zyklusdauer wurde im Gegensatz zum Experiment I zum MZP 1 und MZP 2 gut eingehalten. Der Bewegungsumfang wurde im Gegensatz zum Experiment I jedoch nicht gut realisiert. Die Vorgabe von 160° pro Zyklus wurde um über 20° verfehlt, so dass Flexion und Extension um 10° zu kurz ausgeführt wurden. Da die Aneignungsbedingungen, die zeitlichen Abläufe von Aneignungsphase II

und Beanspruchungsversuch, welche Einfluss auf die Behaltensleistung haben könnten, und die Instruktionen nicht verändert wurden, müssen die Ursachen woanders liegen. Unterschiede bestanden lediglich in der Applikation der Elektroden, was durchaus Einfluss auf die Winkelreproduktion haben kann. Die Fixierung der Elektroden durch Fixiervlies kann vor allem bei gestrecktem Ellenbogengelenk zu unangenehmen Empfindungen führen. Gleiches trifft für einen möglichen Kontakt der Elektroden bei gebeugtem Ellenbogengelenk zu. Die Umkehrwinkel machen deutlich, dass der reduzierte Bewegungsumfang im Experiment II dadurch zustande kam, dass beide Umkehrwinkel des Experiments I nicht erreicht wurden. Der obere Umkehrwinkel war größer (+5 - 7°), was näher an der Vorgabe von 60° liegt und der untere Umkehrwinkel war geringfügig kleiner (-1 - 5°), was noch weniger der Vorgabe von 140° entsprach. Beide Veränderungen passen zu dem Erklärungsansatz, der auf der Applikation der Elektroden basiert.
Die Realisierung der Umkehrwinkel entsprach wie in Experiment I nicht den Vorgaben. Mögliche Erklärungen wurden im Kapitel 3.2.4 bereits erörtert.
Die Neutral-Nullstellung bezüglich der Abspreiz- und Rotationswinkel im Schultergelenk wurde anhand von Beobachtungen und der gemessenen mittleren Winkel zu MZP 1 wie im Experiment I zufriedenstellend realisiert. Von einer Einhaltung der Neutral-Nullstellung während eines Bewegungszyklus kann jedoch wie im Experiment I nicht ausgegangen werden. Der Range für den Abspreizwinkel betrug zu MZP 1 2,2°, der für den Rotationswinkel 4,8°.

Abschließend sei noch angemerkt, dass es nicht gelungen ist, im Experiment II die Streuungen für die Wiederholungszahl durch einen Ausschluss von weiblichen Versuchsteilnehmern zu reduzieren. Die Wiederholungszahlen streuten in beiden Experimenten relativ stark und vergleichbar (33,2 ± 9,8 (Exp. I); 35,5 ± 11,5 (Exp. II oVB). Der stärkste Einflussfaktor auf die Streuung der Wiederholungszahl scheint nicht die Maximalkraft, sondern der realisierte Bewegungsumfang im Beanspruchungsversuch zu sein. Es zeigt sich, dass die Streuungen für den Bewegungsumfang in beiden Experimenten vergleichbar waren (z.B. zum MZP 1: 13,1° (Exp. I) und 14,0° (Exp. II oVB) und dass die Männer mit den meisten Wiederholungen im Experiment II einen unterdurch-

schnittlichen Bewegungsumfang realisierten und keine unterdurchschnittliche Maximalkraft hatten.

Diskussion der neuromuskulären Beanspruchung der Kinetoren im Beanspruchungsverlauf

Es wurde davon ausgegangen, dass für die Kinetoren die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zunimmt und sich die Zunahme vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase zeigt (Hypothesen 6 - 8). Die Beanspruchungszunahme wurde anhand der Abnahme der MF und der Zunahme des iEMGs überprüft. Für die Hypothesenprüfung wurden nur die Veränderungen während der Ellenbogenflexion herangezogen, da während dieser Bewegungsphase stärkere Effekte aufgrund höherer Anforderungen an die Kraftfähigkeiten der Kinetoren zu erwarten waren (s. Kapitel 3.3.4.8).

Für die drei Kinetoren BB LH, BB SH und BR ließ sich während der Ellenbogenflexion, wie erwartet, eine Abnahme der MF und eine Zunahme des iEMGs feststellen. Die Abnahmen der MF waren in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker als in der ersten (-11,3 vs. -19,9 Hz (Mittelwerte aller drei Kinetoren)). Die absoluten Abnahmen betrugen für den BB LH -28,1 Hz, für den BB SH -35,6 Hz und für den BR -30,0 Hz. Die relativen Abnahmen (in Relation zu den initialen Werten) betrugen für den BB LH -33,5%, für den BB SH -33,4% und für den BR -29,2%. Abnahmen um -30 Hz wurden für den BB in anderen Studien bei verschiedenen Belastungsintensitäten und isometrischer Muskelaktion gefunden (15, 30 und 60% MVC) (Guêvel et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992, 1993). Bei 60 und 25% MVC und isometrischer Muskelaktion wurden teilweise geringere Abnahmen gefunden (Gamet & Maton, 1989; Nagata et al., 1990). Geringere Abnahmen wurden auch bei maximalen dynamischen Ellenbogenflexionen (um ca. -5 - 11 Hz) (Linnamo et al., 2000) und bei submaximalen dynamischen Ellenbogenflexionen und -extensionen mit einer Belastungsintensität von 7 kg (um -19,6 Hz) gefunden (Potvin & Bent, 1997). Höhere absolute Abnahmen sind nicht bekannt, so dass die absoluten Abnahmen für die beiden Bizepsköpfe beim Vergleich mit den publizierten Werten im oberen Bereich liegen. Gleiches trifft für die relativen Abnahmen zu, da vergleichbare (Guêvel et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992; Potvin & Bent, 1997;

Williams et al., 2002) und geringere Abnahmen (Gamet & Maton, 1989; Nagata et al., 1990) gefunden wurden. Nur in einer Studie mit 30% MVC und isometrischer Muskelaktion waren höhere relative Abnahmen zu finden (um -43,2%) (Krogh-Lund & Jørgensen, 1993).

Die gefundenen absoluten und relativen Abnahmen des BR lagen beim Vergleich mit den publizierten Werten im Mittelfeld. Hier wurden stärkere Abnahmen bei 30% MVC (um -57,7 Hz/-51,2%) und 60% MVC (um -46,0 Hz/-51,1%) gefunden (Guêvel et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993), aber auch vergleichbare bei 15% MVC (Krogh-Lund & Jørgensen, 1992) und geringere bei 25% MVC (um -19 Hz/-26,8%) (Gamet & Maton, 1989).

Die Abnahme der MF weist relativ eindeutig auf eine Abnahme der Leistungsfähigkeit hin, was durch verschiedene Studien anhand der Messung von Kraftparametern bestätigt werden konnte (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979; Mannion & Dolan, 1996; im Überblick Orizio, 2000). Die stärkere Abnahme der MF in der zweiten Beanspruchungshälfte weist auf die zunehmende neuromuskuläre Beanspruchung hin.

Nach JASA ist eine notwendige Bedingung für die Annahme einer abnehmenden Leistungsfähigkeit anhand der Abnahme der Frequenzparameter, dass die Amplitudenparameter parallel zunehmen. Die Zunahme des iEMGs während der Ellenbogenflexion konnte für alle drei Kinetoren bestätigt werden. Die Zunahmen des iEMGs betrugen für den BB LH +40,1% iEMG_MVC, für den BB SH +29,0% iEMG_MVC und für den BR +33,4% iEMG_MVC. Die Zunahmen des iEMGs, die vor allem auf intramuskuläre Kompensationen zurückgeführt werden können, waren in der zweiten Beanspruchungshälfte geringer als in der ersten (+19,2 vs. +15,0% iEMG_MVC (Mittelwerte aller drei Kinetoren)). Ein Abflachen der Amplituden-Zeit-Kurve wurde auch von anderen Autoren bei dynamischen Muskelaktionen gefunden (Kellis, 1999; Potvin & Bent, 1997). Eine abnehmende Amplitudenzunahme weist in dem Fall, in dem eine Abnahme der Belastungsintensität ausgeschlossen werden kann, auf eine maximale neuromuskuläre Beanspruchung hin. Die amplitudenreduzierenden Faktoren, zu denen die Abnahme der Entladungsrate und der Aktionspotentialamplitude (und eventuell der Faserleitgeschwindigkeit) und der Ausfall von motorischen Einheiten gehören, nehmen im Beanspruchungsverlauf zu. Darin kann ein Grund dafür gesehen werden, dass am Beanspruchungsende nicht 100%

iEMG_MVC, sondern nur 81,4% iEMG_MVC (BB SH), 85,6% iEMG_MVC (BR) und 89,6% iEMG_MVC (BB LH) erreicht wurden. Die initialen iEMG-Werte während der Flexion lagen für alle drei Kinetoren bei ca. 50% iEMG_MVC, was darauf hinweist, dass im Vergleich zum Maximalkrafttest für alle drei Kinetoren, wie gewünscht, eine mittlere Aktivität vorlag.

Zusammenfassend können die Veränderungen der Frequenz- und Amplitudenparameter der Kinetoren eindeutig auf die Abnahme der Leistungsfähigkeit und stattfindende intramuskuläre Kompensationen zurückgeführt werden. Ein Einfluss eines sich im Beanspruchungsverlauf verändernten Gelenkwinkels auf die EMG-Parameter kann ausgeschlossen werden, da sich weder der Bewegungsumfang noch die Umkehrwinkel der Ellenbogenflexionen und -extensionen beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 veränderten. Der geringfügige Drift von ca. 4° in der zweiten Beanspruchungshälfte scheint vernachlässigbar. Für die Frequenzparameter konnte gezeigt werden, dass frei wählbare Bewegungsumfänge und -geschwindigkeiten keinen Einfluss auf die Abnahme im Beanspruchungsverlauf haben (Potvin & Bent, 1997). Für die Amplitudenparameter konnte zumindest für den BB gezeigt werden, dass in dem Bereich zwischen 60 - 140° Ellenbogeneinschlusswinkel kein starker Einfluss des Gelenkwinkels auf die Amplituden-Kraft-Beziehung zu erwarten ist (im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009).

Auch während der Ellenbogenextension nahm für alle drei Kinetoren die MF signifikant ab und das iEMG signifikant zu. Die Veränderungen der MF und vor allem des iEMGs waren während der Ellenbogenextension jedoch geringer. Die absoluten Abnahmen der MF betrugen für den BB LH -24,0 Hz, für den BB SH -28,4 Hz und für den BR -27,5 Hz. Für alle drei Kinetoren ließ sich eine signifikante Interaktion „Beanspruchung*Bewegungsphase“ finden (Fs≥3,374; ps≤.045; η^2s≥.151[37]). Die Unterschiede in der MF-Abnahme lassen sich darauf zurückführen, dass die MF-Abnahme während der Flexion in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker war als während der Extension (Fs≥8,487; ps≤.009; η^2s≥.309). In der ersten Beanspruchungshälfte unterschieden sich die Abnahmen nicht (Fs≤0,821; ps≥.376; η^2s≤.041). In der gesichteten Literatur wurde eine stärkere Frequenzabnahme während der Flexion nur bei maximaler

[37] Der Vergleich der MF- und iEMG-Veränderungen von Flexion und Extension hat explorativen Charakter. Die p-Werte wurden nicht adjustiert.

Belastungsintensität gefunden (Linnamo et al., 2000; Molinari et al., 2006), nicht aber bei submaximaler (Potvin, 1997), was für eine hohe neuromuskuläre Beanspruchung in der zweiten Hälfte des Beanspruchungsversuchs spricht.
Die Zunahmen des iEMGs betrugen während der Ellenbogenextension für den BB LH +28,0 iEMG_MVC, für den BB SH +25,7 iEMG_MVC und für den BR +24,5 iEMG_MVC. Für den BB LH und BR ließ sich eine signifikante Interaktion „Beanspruchung*Bewegungsphase“ finden (Fs≥4,884; ps≤.024; η^2s≥.204). Für den BB SH wurde das Signifikanzniveau knapp verfehlt (F=3,695; p=.057; η^2=.163). Die Unterschiede bzw. tendenziellen Unterschiede in der iEMG-Zunahme im Fall des BB SH können darauf zurückgeführt werden, dass die iEMG-Zunahme während der Flexion in der ersten Beanspruchungshälfte stärker war als während der Extension (Fs≥11,636; ps≤.003; η^2s≥.380). In der zweiten Beanspruchungshälfte unterschieden sich die Zunahmen nicht mehr (Fs≤2,4; ps≥.138; η^2s≤.112), was auf stärkere Effekte amplitudenreduzierender Faktoren aufgrund der hohen Beanspruchung während der Flexion zurückgeführt werden kann. Die Ergebnisse bestätigen, dass die Zunahme der Amplitudenparameter während der exzentrischen Bewegungsphase geringer ist als während der konzentrischen, was auf eine stärkere Beeinträchtigung der Reiz-Kontraktionskopplung bei Muskelverkürzung und einer damit verbundenen stärkeren kompensatorischen Aktivitätserhöhung zurückgeführt wird (Potvin, 1997). Auch die initialen Amplitudenwerte sind während der Extension deutlich geringer, was vorliegende Befunde bestätigen (Potvin, 1997). Die MF-Werte zu MZP 1 sind erwartungsgemäß für die beiden Bewegungsphasen vergleichbar, da während der exzentrischen Phase trotz geringerer notwendiger Aktivierung bevorzugt FT-Fasern mit hohen Faserleitgeschwindigkeiten rekrutiert werden (Christensen et al., 1995; im Überblick Nakazawa et al., 1993; Potvin, 1997).
Die Hypothesen 6 - 8 konnten bestätigt werden.

> Für den BB LH, BB SH und BR nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu. Die Beanspruchungszunahme zeigt sich, wie erwartet, ausgeprägter in der konzentrischen Bewegungsphase.

Diskussion der neuromuskulären Beanspruchung der Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf

Es wurde davon ausgegangen, dass nicht nur für die Kinetoren sondern auch für die Stabilisatoren die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zunimmt und sich die Zunahme vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase zeigt (Hypothesen 9 - 12). Die Beanspruchungszunahme sollte analog zu den Kinetoren anhand der Abnahme der MF und der Zunahme des iEMGs überprüft werden.

Es zeigte sich jedoch, dass eine Auswertung der Frequenzparameter nicht möglich war. Während der ersten beiden Messzeitpunkte lag die EMG-Aktivität weitestgehend unter 10% der Aktivität beim Maximalkrafttest, wodurch die Reliabilität der Frequenzparameter stark eingeschränkt ist, da sich das Signal-Rausch-Verhältnis bei geringer Muskelaktivität negativ verändert und die gemessenen Signale stark durch Rauschen beeinflusst sind (Clancy et al., 2004; Potvin, 1997; Potvin & Bent, 1997; Zazula et al., 2004) (s. Kapitel 3.3.4.6). Die Überprüfung der Hypothesen 9 - 12 basierte daher nur auf der Auswertung der iEMG-Daten. Für die vier Stabilisatoren DL CL, DL AC, DL SP und LT ließ sich während der Ellenbogenflexion, wie erwartet, eine Zunahme des iEMGs feststellen. Die Zunahmen des iEMGs betrugen für den DL CL +57,3% iEMG_MVC, für den DL AC +12,3% iEMG_MVC, für den DL SP +16,1% iEMG_MVC und für den LT +13,3% iEMG_MVC. Für den DL AC, DL SP und LT nahm das iEMG in beiden Beanspruchungshälften signifikant zu, wobei die Zunahmen in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker waren als in der ersten (+4,0 vs. +9,9% iEMG_MVC (Mittelwerte aller drei Stabilisatoren)). Die geringen initialen Werte dieser drei Stabilisatoren von 10,1 bis 15,9% iEMG_MVC weisen auf eine sehr geringe Aktivierung im Vergleich zum Maximalkrafttest (Abduktion und Adduktion) hin. Die geringe iEMG-Zunahme in der ersten Beanspruchungshälfte spricht ebenfalls für eine geringe Belastungsintensität und für eine sehr geringe Beanspruchungszunahme. Grund dafür ist, dass eine geringe Amplitudenzunahme in der ersten Beanspruchungshälfte nicht durch intramuskuläre Kompensationen bedingt sein muss, sondern auf periphere amplitudenerhöhende Faktoren (Zunahme der Aktionspotentialdauer und der Hyperpolarisationsamplitude) zurückgeführt werden kann (Dimitrova & Dimitrov, 2003; Kallenberg & Hermens, 2008). Das iEMG des DL CL veränderte

sich in der ersten Beanspruchungshälfte nicht signifikant. Daher kann angenommen werden, dass für den DL CL die Beanspruchung während der ersten Beanspruchungshälfte nicht zunahm, weder aufgrund einer Zunahme der relativen Belastungsintensität noch aufgrund notwendig werdender intramuskulärer Kompensationen. Von einer geringen Beanspruchung im Vergleich zum Maximalkrafttest (Abduktion) kann jedoch nicht ausgegangen werden, da er mit 41,7% iEMG_MVC relativ hohe Werte hatte.

Bei isometrischen Ellenbogenflexionen wurden für den DL CL geringere Werte von 22 - 25% (Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005) und von 5% (Rudroff et al., 2007) gefunden. Für den DL SP wurden ebenfalls geringere Werte von 3% gefunden (Rudroff et al., 2007). Die Unterschiede sind durch die unterschiedlichen Bewegungsaufgaben, die für die Normalisierung gewählt wurden, zu erklären. Die höheren Werte wurden gefunden, wenn an submaximalen Schulterflexionen relativiert wurde. Die geringeren Werte stammen aus einer Studie, bei der an maximalen Schulterflexionen und -extensionen normalisiert wurde. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Werte von DL CL und DL SP dagegen an maximalen Abduktionen relativiert. Wobei geplant war, zur Normierung die Werte der maximalen Adduktion heranzuziehen, da beide Muskeln eine Adduktionsfunktion haben. Es zeigte sich jedoch, dass die Aktivität in fast allen Fällen bei der Abduktion höher war, was auf eine Co-Kontraktion zurückgeführt wird, welche die Abspreizbewegung in der Frontalebene (Unterbindung von Ante- und Retroversion) stabilisiert (s. Kapitel 3.3.4.6). Daher war eine eindeutige Funktionszuschreibung für beide Muskeln während der Maximalkrafttests nicht möglich, weshalb an den maximalen Werten relativiert wurde. Ein Vergleich initialer Amplitudenwerte ist aufgrund der Normalisierungsproblematik, die vor allem bei Muskeln besteht, für die unbekannt ist, bei welcher Bewegungsaufgabe sie maximal aktiviert werden und für die unterschiedliche Bewegungsaufgaben zu Normalisierung gewählt werden, eingeschränkt.

Vergleicht man die iEMG-Zunahmen der Stabilisatoren mit vorliegenden Befunden bei isometrischen Ellenbogenflexionen mit relativ geringer Belastungsintensität (15 und 20% MVC), so wurden für den DL CL deutlich geringere Zunahmen von ca. +10% gefunden (von 25 auf 36% bei Normalisierung an submaximalen Schulterflexionen, von 5,1 auf 14,3% bei Normalisierung an maximalen Schulterflexionen) (Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2007). Teil-

weise wurden auch sehr geringe Zunahmen von 2% gefunden (von 22 auf 24% bei unbekannter Normalisierung) (Rudroff et al., 2005). Die iEMG-Zunahme des DL CL von +57,3% iEMG_MVC kann daher als relativ hoch eingeschätzt werden und spricht für eine starke Beanspruchungszunahme dieses Stabilisators in der zweiten Beanspruchungshälfte. Relativiert man die Zunahmen jedoch an den Ausgangswerten, um den Effekt der Normalisierung zu reduzieren, so betragen die Zunahmen für den DL CL, die in der Literatur gefunden wurden +44%, +180% und +9% und die Zunahme in der eigenen Untersuchung +137%. Die Zunahme kann auf dieser Basis ebenfalls als hoch, aber nicht als ungewöhnlich eingeschätzt werden. Im Zusammenhang mit der Diskussion der Abspreiz- und Rotationswinkel wird die Beanspruchungshöhe des DL CL an späterer Stelle noch einmal kritisch hinterfragt. Für den DL SP wurde dagegen eine mit anderen Studienergebnissen fast vergleichbare Zunahme von +13% gefunden (von 3,4 auf 16,4% bei Normalisierung an maximalen Schulterflexionen) (Rudroff et al., 2007). Die relative Zunahme lag bei Rudroff et al. (2007) mit +382% jedoch deutlich über der, die im Experiment II gefunden wurde (+159%). Für die anderen Stabilisatoren liegen keine Werte zum Vergleich vor. Es wird deutlich, dass die Einschätzung der Beanspruchungshöhe anhand der Amplitudenparameter nicht einfach ist und die Bewegungsaufgabe, die zur Normalisierung der Amplitudenparameter herangezogen wird, großen Einfluss nimmt. Handlungsrichtlinien zur Quantifizierung der Beanspruchungshöhe liegen nicht vor.

Die stärkere Zunahme der iEMG-Werte aller Stabilisatoren in der zweiten Beanspruchungshälfte weist eindeutig darauf hin, dass die neuromuskuläre Beanspruchung zunahm. Die Ursache der Beanspruchungszunahme kann für die Stabilisatoren anhand der EMG-Parameter jedoch nicht eindeutig identifiziert werden. Eine Erhöhung des Kraftoutputs kommt als zugrundeliegender Faktor genauso in Frage wie die Notwendigkeit intramuskulärer Kompensationen. Frequenzparameter können aufgrund der geringen Aktivierung nicht zur Eingrenzung herangezogen werden, wobei der Informationsgehalt auch eingeschränkt gewesen wäre. Grund dafür ist, dass auf eine alleinige Erhöhung des Kraftoutputs nur geschlossen werden kann, wenn Amplituden- und Frequenzparameter gleichzeitig zunehmen (JASA). Dies ist jedoch bei Betrachtung der relativ weit auseinanderliegenden Messzeitpunkte nicht zu erwarten, da die frequenz-

reduzierenden Faktoren relativ stark sind und dazu führen, dass bei ansteigender Belastungsintensität nicht immer Frequenzzunahmen gefunden werden (im Überblick Farina et al., 2002; Farina, Merletti & Stegeman, 2004; Gamet et al., 1993; Gamet et al., 1996; im Überblick Gerdle et al., 1990; Rainoldi et al., 1999) und auch bei relativ geringen (konstanten) Intensitäten (2,5 - 30% MVC) lineare Frequenzabnahmen ab Beginn der Bewegungsaufgabe gefunden werden (Gerdle et al., 1990; Gamet & Maton, 1989; Guêvel et al., 2000; Kallenberg & Hermens, 2008; Krogh-Lund & Jørgensen, 1991, 1992, 1993; Kouzaki et al., 2004; Mannion & Dolan, 1996). Für die eigenen Daten kann eine Zunahme der Beanspruchung aufgrund der Zunahme der Belastungsdauer bei konstanter Belastungsintensität und eine Amplitudenzunahme aufgrund intramuskulärer Kompensationen letztlich nicht ausgeschlossen werden. Eine Zunahme des Kraftoutputs kann, muss jedoch nicht stattgefunden haben.

Eine Ursache für eine Erhöhung des Kraftoutputs könnte zum einen darin liegen, dass Gelenkmomente zunehmen, denen entgegen gewirkt werden muss, z.B. durch eine veränderte intermuskuläre Koordination der zweigelenkigen Bizepsköpfe. Die Zunahme des Ranges für den Abspreiz- und Rotationswinkel deutet auf zunehmende Gelenkmomente am Schultergelenk hin. Andere Ursachen könnten in einer erhöhten Co-Kontraktion oder in „fehlerhaften“ Kraftherhöhungen liegen. Eine plausible Erklärung für letzteres ließe sich in der Einnahme von Positionen finden, mit denen Vorteile für das Bewegungssystem verbunden sind (Brown et al., 2003), wobei deutlich wird, dass sich das „fehlerhaft“ auf die gestellte Bewegungsaufgabe bezieht.

Auch während der Ellenbogenextension konnte für drei der Stabilisatoren eine signifikante Zunahme des iEMGs festgestellt werden. Die Zunahmen betrugen für den DL AC +6,3% iEMG_MVC, für den DL SP +14,5% iEMG_MVC und für den LT +6,7% iEMG_MVC. Für den DL AC kann die Zunahme nur auf eine Zunahme während der zweiten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden. Für den DL SP und LT nahm das iEMG während der Ellenbogenextension in beiden Beanspruchungshälften zu. Für den DL CL war in der ersten Beanspruchungshälfte eine Abnahme des iEMGs festzustellen (-9% iEMG_MVC), auf die eine Zunahme in der zweiten Beanspruchungshälfte folgte (+22,1% iEMG_MVC). Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 ließ sich aufgrund der gegensätzlichen Trends keine signifikante Zunahme feststellen. Für den DL CL,

DL AC und LT ließen sich signifikante Interaktionen „Beanspruchung*Bewegungsphase“ feststellen (Fs≥6,051; ps≤.015; η^2s≥.242[38]). Der Unterschied in der iEMG-Zunahme lässt sich für den DL AC darauf zurückführen, dass die iEMG-Zunahme während der Flexion in der ersten Beanspruchungshälfte stärker war als während der Extension (F=7,146; p=.015; η^2=.273). In der zweiten Beanspruchungshälfte unterschieden sich die Zunahmen nicht (F=1,057; p=.317; η^2=.053). Für den LT waren die iEMG-Zunahmen während der Flexion in beiden Beanspruchungshälften stärker als während der Extension (Fs≥17,257; ps≤.001; η^2s≥.476). Für den DL CL war die iEMG-Abnahme während der Flexion in der ersten Beanspruchungshälfte schwächer als während der Extension und die iEMG-Zunahme während der Flexion in der zweiten Beanspruchungshälfte stärker als während der Extension (Fs≥10,747; ps≤.004; η^2s≥.361). Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 war die iEMG-Zunahme während der Flexion stärker als während der Extension (F=21,185; p<.001; η^2=.527). Für den DL SP ließ sich keine signifikante Interaktion „Beanspruchung*Bewegungsphase“ feststellen (F=0,292; p=.618; η^2=.015). Die iEMG-Zunahmen waren für diesen Muskel während Flexion und Extension vergleichbar. Außer für den DL SP zeigte sich somit, dass die Beanspruchung der Stabilisatoren ähnlich wie die der Kinetoren während der Extension geringer war als während der Flexion. Dies weist darauf hin, dass ein Zusammenhang zwischen der Beanspruchung der Kinetoren und der Stabilisatoren besteht, was Michel (2003) anhand einer Vor-Beanspruchungsstudie bereits zeigen konnte.

Die Hypothesen 9 - 12 konnten auf der Basis der iEMG-Werte teilweise bestätigt werden.

> Für den DL CL, DL AC, DL SP und LT nimmt die neuromuskuläre Beanspruchung während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen zu. Die Beanspruchungszunahme zeigt sich, wie erwartet, außer für den DL SP ausgeprägter in der konzentrischen Bewegungsphase.

[38] Der Vergleich der iEMG-Veränderungen von Flexion und Extension hat explorativen Charakter. Die p-Werte wurden nicht adjustiert.

Diskussion des Einflusses der neuromuskulären Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren im Beanspruchungsverlauf

Aufgrund vorliegender experimenteller Befunde wurde angenommen, dass die Beanspruchung des BR sich von der des BB (beide Köpfe) unterscheidet. In einigen Studien wurden stärkere Frequenzabnahmen und Amplitudenzunahmen für den BR im Vergleich zum BB gefunden (Gamet & Maton, 1989; Guével et al., 2000; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990), was auf eine relativ höhere Beanspruchung des BR hinweist, die teilweise auf seinen relativ höheren FT-Faseranteil zurückgeführt wird (Guével et al., 2000; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993). Dabei sind die Unterschiede in der Muskelfaserzusammensetzung nach einer Untersuchung von Johnson et al. (1973), die in der gesichteten Literatur wiederholt zitiert wird, nicht sehr groß (ca. 60% vs. 50 - 58%[39]) und auch die EMG-Befunde bestätigen nicht immer eine höhere Beanspruchung des BR (Hunter et al.. 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1992; Linnamo et al., 2000; Rudroff et al., 2007; Williams et al., 2002). Experimentelle Befunde mit differenzierter Betrachtung der beiden Bizepsköpfe liegen nur sehr wenige vor. Diese sind im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe von BR und BB SH nicht eindeutig. Hunter et al. (2003) fanden eine stärkere Zunahme des Amplitudenparameters für den BR im Vergleich zum BB SH. Bei Rudroff et al. (2005) verhielt es sich umgekehrt. Hunter et al. (2002) und Hunter und Enoka (2003) berichten dagegen nicht von Unterschieden beider Muskeln. BR und BB LH scheinen in diesen Studien insgesamt vergleichbar beansprucht zu werden, so dass die nicht eindeutigen Ergebnisse zum Vergleich von BR und BB SH auch auf den Vergleich von BB LH und BB SH übertragen werden können (Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2003; Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005). In weiteren Untersuchungen ließen sich keine Hinweise auf eine unterschiedliche Beanspruchung der beiden Bizepsköpfe finden (Holtermann et al., 2008; Rudroff et al., 2007; Williams et al., 2002). Aufgrund der gefundenen Veränderung der mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel im Experiment I wurde jedoch angenommen, dass sich die Beanspruchung der beiden Bizepsköpfe unterscheidet. Da die Bewegungsaufgabe Einfluss auf die Richtung der Beanspruchungsunterschiede nimmt und die in der gesichteten Literatur publizierten

[39] Der geringere Wert bezieht sich auf tiefliegende Muskelfasern, der höhere Wert auf oberflächliche Muskelfasern.

Befunde und theoretischen Überlegungen eine Einschätzung des Effekts der gewählten Bewegungsaufgabe nicht zuließen, wurden keine gerichteten Hypothesen für die Vergleiche der Beanspruchungszunahme der drei Ellenbogenflexoren formuliert.
Die Überprüfung der Hypothesen zur intermuskulären Koordination der Kinetoren erfolgte nur anhand Abnahme der MF, da die Amplitudenzunahme bei sehr hoher Beanspruchung durch amplitudenreduzierende Faktoren beeinflusst ist (was die eigenen Daten bestätigen), so dass eine Aussage über die Beanspruchungszunahme anhand der Amplitudenparameter nur eingeschränkt möglich ist. Die Verläufe der iEMG-Zunahme fließen jedoch unterstützend in die Diskussion mit ein.

1) BR und BB LH
Es zeigte sich, dass die Abnahme der absoluten MF-Werte während der Ellenbogenflexion für den BR und BB LH nicht unterschiedlich war (-30,0 Hz und -28,1 Hz). Auch während der Ellenbogenextension konnte keine signifikante Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ gefunden werden. Die Hypothese 13 konnte nicht bestätigt werden.

> BR und BB LH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen, entgegen der Erwartung, nicht unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich in der konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphase.

Auffällig war, dass die Frequenzwerte des BR deutlich höher waren als die des BB LH (+18,9 Hz zum MZP 1; +16,5 Hz zum MZP 2; +17,0 Hz zum MZP 3) und der Haupteffekt „Muskel“ signifikant wurde. Die eigenen Ergebnisse bestätigen damit vorliegende Befunde (Gamet & Maton, 1989; Guêvel et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990). Da die Faserleitgeschwindigkeit als stärkster Einflussfaktor auf die Frequenzparameter gilt (s. Kapitel 3.3.3), kann eine Erklärung für die höheren Werte darin gesehen werden, dass beim BR mehr Fasern mit hohen Faserleitgeschwindigkeiten, also FT-Fasern, rekrutiert wurden. Eine höhere relative Belastungsintensität und ein höherer FT-Faseranteil könnten einer relativ hohen Rekrutierung von FT-Fasern zugrunde liegen.

Über den tatsächlichen FT-Faseranteil der Versuchspersonen kann keine Aussage gemacht werden. Bei der Angabe der Muskelfaserzusammensetzung wird sich meist auf die Untersuchung von Johnson et al. (1973) gestützt. In dieser wurden verschiedene Muskeln bei nur 6 Versuchspersonen untersucht. Die Unterschiede für den BR und BB (zwischen BB LH und BB SH wird nicht differenziert) fallen, wie bereits erwähnt, relativ gering aus und das vor allem für die oberflächlichen Fasern des BB, die mittels O-EMG abgeleitet werden können (60 vs. 58%). Daher können die großen Unterschiede in den Frequenzwerten nicht auf Basis der Muskelfaserzusammensetzung erklärt werden. Zudem kann die Standardabweichung als relativ hoch eingeschätzt werden (12% (BR) und 8 - 10% (BB) (Johnson et al., 1973)), so dass davon ausgegangen werden kann, dass sich die Muskelfaserzusammensetzung eines Muskels bei verschiedenen Menschen beachtlich unterscheiden kann.

Anhaltspunkte für eine relativ höhere Belastungsintensität des BR gibt es ebenfalls kaum. Für die Ellenbogenflexoren gibt es Hinweise darauf, dass der BB (zwischen BB LH und BB SH wird nicht differenziert) bei relativ gestrecktem Ellenbogengelenk (130 bis 170°) im Vergleich zum BR stärker aktiviert wird als bei relativ gebeugtem (Howard et al., 1986; Nakazawa et al., 1993; van Bolhuis & Gielen, 1997; van Zuylen et al., 1988), da er in diesen Bereichen relativ gesehen die besten Arbeitsbedingungen hat (im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; Leedham & Dowling, 1995). Bei mehr gebeugtem Ellenbogengelenk (55 bis 90°) ist die Aktivität des BR im Vergleich zum BB höher (Howard et al., 1986; Nakazawa et al., 1993; van Bolhuis & Gielen, 1997). Da während des Beanspruchungsversuchs ein Bereich zwischen 50 bis 125° realisiert wurde, könnte daher tendenziell eine höhere relative Belastungsintensität für den BR im Vergleich zum BB LH vorgelegen haben.

Bezieht man die Frequenzabnahmen im Beanspruchungsverlauf in die Diskussion mit ein, so sprechen diese dagegen, dass eine unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzung und Belastungsintensität für den BB LH und BR vorlagen und diese hauptsächlich die Frequenzwert-Unterschiede bestimmten. Bei einem höheren FT-Faseranteil und einer relativ höheren Belastungsintensität wäre eine stärkere Frequenzabnahme für den BR zu erwarten gewesen. Bei Muskeln mit höherem FT-Faseranteil (und folglich höheren initialen Frequenzen) findet man ausgeprägtere Frequenzabnahmen, was auf die stärkere Ermüdung der

FT-Fasern im Vergleich zu den ST-Fasern zurückgeführt wird (stärkere Abnahme der Faserleitgeschwindigkeit aufgrund der Einschränkung der Erregungsleitung; Ausfall von FT-Fasern) (Komi & Tesch, 1979; Kouzaki et al., 1999; im Überblick Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1982; im Überblick Potvin & Bent, 1997; Rainoldi et al., 2008). Aufgrund publizierter Befunde kann des Weiteren davon ausgegangen werden, dass die Abnahme der Frequenzparameter und der Faserleitgeschwindigkeit pro Zeit abhängig von der Belastungsintensität ist und dass bei maximalen und hohen submaximalen Belastungsintensitäten die Frequenzabnahme sehr schnell und stark erfolgt (Dimitrova et al., 2009; im Überblick Farina et al., 2002; Lowery et al., 2002; Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004; Moritani et al., 1986; Rainoldi et al., 1999). Die Abnahme im gesamten Beanspruchungsverlauf ist weniger gut zur Einschätzung der Belastungsintensität geeignet, da teilweise ein Abflachen der Kurve in späten Beanspruchungsphasen gefunden wird (Kouzaki et al., 1999; Merletti et al., 1990; Merletti et al., 2004) und nicht immer stärkere Abnahmen bei höheren Intensitäten auftreten (Mannion & Dolan, 1996; Merletti et al., 2004). Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die Abnahme nur bis zu bestimmten Grenzwerten erfolgt, die durch die Aktivität von ST-Fasern bestimmt werden (Wretling et al., 1997).

Zusammenfassend kann eine unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzung und Belastungsintensität von BR und BB LH anhand publizierter experimenteller Befunde und anhand der Frequenzabnahme in der eigenen Untersuchung weitestgehend ausgeschlossen werden. Daher müssen die Ursachen für die unterschiedlich hohen Frequenzwerte woanders liegen. Ein Faktor, der diskutiert wird, sind Gewebeeffekte, denn je größer der Abstand der rekrutierten Einheiten zu den Elektroden ist, desto geringer ist die Frequenz (Basmajian & De Luca, 1985; Freiwald et al., 2007; Hagberg & Ericson, 1982; Hodson-Tole & Wakeling, 2009; Kamen, 2004; Merletti et al., 2004; Orizio, 2000). Es liegen jedoch keine Anhaltspunkte für den Abstand bei BR und BB LH vor, so dass die Bedeutung dieses Faktors nicht eingeschätzt werden kann. Letztlich bleibt offen, welche Faktoren die unterschiedlichen Frequenzwerte von BR und BB LH bestimmten.

Da synergistisch wirksame Muskeln häufig unterschiedlich hohe initiale Frequenzwerte haben, ist fraglich, ob für die Einschätzung der Beanspruchungs-

zunahme im Beanspruchungsverlauf die absoluten oder relativen Frequenzabnahmen besser geeignet sind. In den meisten Fällen werden nur die absoluten Abnahmen angegeben und diskutiert. Teilweise werden aber auch nur die relativen Abnahmen publiziert. Daher wird die Überprüfung der relativen Abnahmen noch ergänzt. Die Abnahme betrug für den BR -29,2% (-11,1% zu MZP 2) und für den BB LH -33,5% (-10,5% zu MZP 2). Die Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ wird signifikant (F=5,016; p=.021; η^2=.209), was auf die stärkere Abnahme der relativen MF des BB LH in der zweiten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden kann (Interaktion „Beanspruchung*Muskel für die Faktorenstufen MZP 2 und MZP 3: F=11,522; p=.003; η^2=.377[40]). Anhand vorliegender Befunde wäre für den BR eine stärkere relative Abnahme zu erwarten gewesen, da sowohl die absoluten als auch die relativen Abnahmen für den BR stärker waren, wenn Unterschiede in der Frequenzabnahme von BR und BB gefunden wurden (Gamet & Maton, 1989; Guêvel et al., 2002; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990). Wretling et al. (1997) konnten bei isokinetischen maximalen Knieextensionen bestätigend zeigen, dass die relative Frequenzabnahme für den Muskel der vorderen Oberschenkelmuskulatur am größten war (-17 vs. 12 und 6%) und auch am längsten andauerte (bevor ein Plateau erreicht wurde), der initial die höchsten Werte hatte (92 vs. 79 und 76 Hz) und für den der relativ höchste FT-Faseranteil angenommen wird. Welche Faktoren dazu führten, dass die relative Frequenzabnahme für den BB LH stärker war als für den BR und ob die geringfügig stärkere relative Abnahme als höhere Beanspruchung interpretiert werden kann, kann nicht beantwortet werden.

Die Interpretation der Frequenzabnahmen kann durch die Analyse der iEMG-Zunahmen unterstützt werden. Die Zunahmen unterschieden sich nicht für den BR und BB LH, was vorliegende Befunde bestätigt (Hunter & Enoka, 2003; Hunter et al., 2003; Hunter et al., 2002; Rudroff et al., 2005). Damit lassen sich auch anhand der iEMG-Zunahmen keine Hinweise auf eine unterschiedlich hohe Beanspruchung beider Muskeln im Beanspruchungsverlauf finden. Insgesamt kann daher von einer vergleichbaren Beanspruchung von BR und BB LH ausgegangen werden.

[40] Der Vergleich der relativen MF-Veränderungen hat explorativen Charakter. Die p-Werte wurden nicht adjustiert.

2) BR und BB SH

Es zeigte sich, dass die Abnahme der absoluten MF-Werte während der Ellenbogenflexion für den BR und BB SH unterschiedlich war (-30,0 Hz und -35,6 Hz). Die signifikante Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ kann auf die stärkere Abnahme der MF des BB SH im Vergleich zum BR im gesamten Beanspruchungsverlauf zurückgeführt werden. Für die erste Beanspruchungshälfte konnte kein Unterschied in der Frequenzabnahme festgestellt werden, für die zweite Beanspruchungshälfte nur eine tendenziell stärkere für den BB SH (-22,0 Hz vs. -18,6 Hz), wobei von einem starken Effekt (η^2=.232) auszugehen ist.

Während der Ellenbogenextension unterschied sich die Abnahme der MF im Beanspruchungsverlauf nicht für den BR und BB SH.

Die Hypothese 14 konnte bestätigt werden.

> BR und BB SH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich vor allem in der konzentrischen Bewegungsphase.

Auffällig war, dass sich die initialen Frequenzwerte von BR und BB SH nicht unterschieden. Dies wäre anhand der Daten von BR und BB LH zu erwarten gewesen.

Der Unterschied in der Abnahme der MF beider Muskeln war relativ gering und das auch im Vergleich zu vorliegenden Befunden. Wurde ein Unterschied in der Frequenzabnahme von BR und BB gefunden, hatte der BR häufig eine um ca. 10 Hz stärkere Abnahme (bei 25, 30 und 60% MVC und isometrischer Muskelaktion) (Gamet & Maton, 1989; Krogh-Lund & Jørgensen, 1993; Nagata et al., 1990). Guêvel et al. (2002) berichten dagegen von einem Unterschied von 24 Hz (bei 60% MVC und isometrischer Muskelaktion). Geht man davon aus, dass die Höhe der Frequenzabnahme in einem Zusammenhang zur Abnahme der Leistungsfähigkeit steht und das auch bei dynamischen Muskelaktionen, was gezeigt werden konnte (Gerdle et al., 2000; Komi & Tesch, 1979; Mannion & Dolan, 1996; im Überblick Orizio, 2000), kann angenommen werden, dass die Leistungsfähigkeit des BB SH geringfügig stärker abnahm als die des BR.

Diese Annahme kann anhand der relativen Frequenzabnahmen noch gestützt werden. Die etwas höhere Abnahme des BB SH von -33,4% unterscheidet sich

zwar nicht signifikant von der des BR von -29,2% (Interaktion „Beanspruchung*Muskel“: F=2,938; p=.089; η^2=.134). Da das Signifikanzniveau relativ knapp verfehlt wird und die Effektgröße auf einen mittleren bis starken Effekt hinweist, kann jedoch von einer tendenziell stärkeren Abnahme der relativen MF-Werte des BB SH im Vergleich zum BR ausgegangen werden, was auf die stärkeren Veränderungen während der zweiten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden kann (Interaktion „Beanspruchung*Muskel für die Faktorenstufen MZP 2 und MZP 3: F=3,426; p=.080; η^2=.153).

Bezieht man die iEMG-Zunahmen in die Interpretation mit ein, so kann die stärkere Beanspruchung des BB SH vorsichtig bestätigt werden. Vorsichtig daher, weil für die globale Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ während der Ellenbogenflexion das Signifikanzniveau knapp verfehlt wird. Da jedoch von einem starken Effekt (η^2=.144) ausgegangen werden kann, wurde geprüft, ob sich eine Tendenz für unterschiedliche Zunahmen bei Betrachtung der einzelnen Beanspruchungsphasen finden lässt. Sowohl die gefundene stärkere Zunahme des iEMGs des BB SH in der ersten Beanspruchungshälfte (+20,0 vs. +14,5% iEMG_MVC), welche die Befunde von Rudroff et al. (2005) bestätigt, als auch die geringere Zunahme in der zweiten Beanspruchungshälfte (+9,0 vs. +18,9% iEMG_MVC) können als höhere Beanspruchung interpretiert werden. Grund dafür ist, dass eine stärkere Amplitudenzunahme bei Muskeln mit höherem FT-Faseranteil (Moritani et al., 1982) und bei höheren Belastungsintensitäten (im Überblick Disselhorst-Klug et al., 2009; Moritani et al., 1982) gefunden wurde und diese auf eine höhere Notwendigkeit intramuskulärer Kompensationen hinweist. Eine Abnahme oder eine reduzierte Zunahme der Amplitudenparameter in späten Beanspruchungsphasen weisen dagegen auf die Einflüsse amplitudenreduzierender Faktoren hin, die im Zusammenhang mit einer sehr hohen Beanspruchung stehen. Voraussetzung für diese Annahme ist, dass die Belastungsintensität nicht reduziert ist. Dies kann aufgrund der tendenziell stärkeren Abnahme der MF für den BB SH in der zweiten Beanspruchungshälfte jedoch ausgeschlossen werden.

Zusammenfassend kann von einer höheren Beanspruchung des BB SH im Vergleich zum BR ausgegangen werden.

3) BB LH und BB SH

Es zeigte sich, dass die Abnahme der absoluten MF-Werte während der Ellenbogenflexion auch für den BB LH und BB SH unterschiedlich war (-28,1 Hz vs. -35,6 Hz). Die signifikante Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ kann auf die stärkere Abnahme der MF des BB SH im Vergleich zum BB LH in der ersten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden (-13,6 Hz vs. -9,0 Hz). Für die zweite Beanspruchungshälfte konnte kein Unterschied in der Frequenzabnahme festgestellt werden.

Die Frequenzabnahme unterschied sich auch während der Ellenbogenextension, was auf die stärkere Abnahme der MF des BB SH im Vergleich zum BB LH im gesamten Beanspruchungsverlauf zurückgeführt werden kann.

Die Hypothese 15 konnte bestätigt werden.

> BB LH und BB SH werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich in der konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphase.

Anhand der Frequenzabnahmen kann angenommen werden, dass der BB SH stärker im Beanspruchungsverlauf beansprucht wurde als der BB LH. Fraglich ist auch hier, inwieweit die höheren Frequenzwerte des BB SH im Vergleich zum BB LH (+22,8 Hz zum MZP 1; +18,2 Hz zum MZP 2; +15,3 Hz zum MZP 3) in die Einschätzung der Beanspruchung mit einbezogen werden müssen. In der gesichteten Literatur liegen keine differenzierten absoluten Werte für beide Bizepsköpfe vor, die zum Vergleich herangezogen werden können.

Die relativen Frequenzabnahmen sind für beide Bizepsköpfe gleich stark (-33,5 und -33,4%) (F=2,014; p=.147; η^2=.096), so dass auf alleiniger Basis dieser Werte nicht von einer höheren Beanspruchung des BB SH im Vergleich zum BB LH ausgegangen werden kann.

Die iEMG-Zunahmen stützen dagegen die Annahme einer stärkeren Beanspruchung des BB SH. Die Zunahme ist für den BB LH signifikant stärker als für den BB SH (+40,1 vs. +29,0% iEMG_MVC), was die Befunde von Hunter et al. (2003) bestätigt. Da dafür die tendenziell geringere Zunahme der iEMG-Werte des BB SH in der zweiten Beanspruchungshälfte verantwortlich gemacht werden kann, können die gleichen Erklärungsansätze wie beim Vergleich BR und BB SH herangezogen werden. Eine Auswertung der letzten drei Bewegungs-

zyklen zeigt (s. Abb. 69), dass die tendenziell stärkere Zunahme des BB LH in der zweiten Beanspruchungshälfte darauf zurückgeführt werden kann, dass für diesen Muskel noch eine Aktivitätssteigerung während der letzten drei Zyklen vor dem erschöpfungsbedingten Abbruch möglich war, für den BB SH nicht mehr. Der Interaktionseffekt „Beanspruchung*Muskel“ wird signifikant (F=6,112; p=.005; η^2=.243), was auf eine signifikante Interaktion beim Vergleich des vorletzten und letzten Zyklus zurückgeführt werden kann (F=6,791; p=.017; η^2=.263).

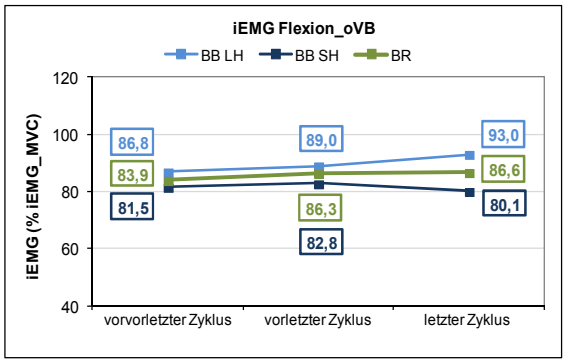

Abb. 69. iEMG der Kinetoren BB LH, BB SH und BR während der letzten 3 Bewegungszyklen der Ellenbogenflexion
im Experiment II ohne Vor-Beanspruchung (= MZP 3).

Zusammenfassend kann von einer höheren Beanspruchung des BB SH im Vergleich zum BB LH ausgegangen werden.

Diskussion des Einflusses der neuromuskulären Beanspruchungen auf die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf

Da die Stabilisatoren an einem Gelenk unterschiedliche Muskelfaserzusammensetzungen haben können und darüber hinaus aufgrund ihrer unterschiedlichen Funktionen unterschiedlich hohe Muskelkräfte beim Entgegenwirken auftretender Gelenkmomente generieren, wurde von einer unterschiedlich hohen Beanspruchung der vier Stabilisatoren DL CL, DL AC, DL SP und LT ausgegangen.

Zur Überprüfung der Hypothese sollte sowohl die Abnahme der MF als auch die Zunahme des iEMGs herangezogen werden. Die Amplitudenparameter wurden hinzugezogen, da diese im unteren submaximalen Intensitätsbereich besser im Hinblick auf Veränderungen der relativen Belastungsintensität, die bei Veränderungen der intermuskulären Koordination der zweigelenkigen Bizepsköpfe erwartet wurden, interpretiert werden können als die Frequenzparameter. Ampli-

tudenreduzierende Effekte wurden aufgrund der nicht maximalen Beanspruchung der Stabilisatoren nicht angenommen. Die Frequenzparameter konnten, wie bereits dargestellt, nicht erhoben werden, weshalb die Hypothesenprüfung lediglich auf der Auswertung der iEMG-Zunahmen beruht. Es zeigte sich, dass die iEMG-Zunahmen während der Ellenbogenflexion und -extension für die vier Stabilisatoren im Beanspruchungsverlauf unterschiedlich waren.
Die Hypothese 16 konnte auf der Basis der iEMG-Werte teilweise bestätigt werden.

> Die Stabilisatoren am Schultergelenk werden während zyklisch ausgeführter Ellenbogenflexionen und -extensionen unterschiedlich stark beansprucht. Das zeigt sich in der konzentrischen und exzentrischen Bewegungsphase.

Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 war es der DL CL, der sich durch eine deutlich stärkere iEMG-Zunahme von den anderen Stabilisatoren unterschied (+57,3 vs. +12,3 (DL AC), +16,1 (DL SP) und +13,3% iEMG_MVC (LT)), was jedoch lediglich auf die starke Zunahme während der zweiten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden kann. Während der ersten Beanspruchungshälfte nahm das iEMG des DL CL gar nicht zu. Hier war es der DL SP, der sich von allen anderen Stabilisatoren durch eine etwas stärkere iEMG-Zunahme unterschied (+5,8 vs. -1,9 (DL CL), +2,8 (DL AC) und +3,3% iEMG_MVC (LT)). Es ist daher möglich, dass für den DL SP eine relativ höhere Belastungsintensität während der ersten Beanspruchungshälfte vorlag. Dies wäre damit erklärbar, dass etwas höhere Momente für die Adduktion, die Außenrotation und/oder die Retroversion notwendig waren oder generiert wurden, da der DL SP diese drei Funktionen hat. Diese Schlussfolgerung ist natürlich sehr vereinfacht, da unter anderem die Muskelfaserzusammensetzung, die Last- und Kraftarme und der Muskelquerschnitt Einfluss auf die Höhe der Beanspruchung nehmen.
Während der zweiten Beanspruchungshälfte unterschied sich nur der DL CL aufgrund seiner deutlich stärkeren Zunahme von den anderen Stabilisatoren (+59,2 vs. +9,4 (DL AC), +10,3 (DL SP) und +10,0% iEMG_MVC (LT)). Möglicherweise nahm die Belastungsintensität für den DL CL stärker zu. Dies wäre damit erklärbar, dass etwas höhere Momente für die Adduktion, die Innenrotation und/oder die Anteversion notwendig waren oder generiert wurden, da der DL CL diese drei Funktionen hat.

Vergleicht man die prozentualen iEMG-Zunahmen, um den Einfluss der Normalisierung zu reduzieren, ist die Zunahme für den DL SP mit +159% am höchsten, gefolgt von der Zunahme des DL CL mit +137%, des LT mit +116% und des DL AC mit +77%. Da die Normalisierungs-Problematik nicht ganz ausgeschlossen werden kann, müssen diese Daten ebenfalls bei der Interpretation berücksichtigt werden. Sollte die relativ hohe Aktivität des DL CL zu MZP 1 jedoch nicht normalisierungsbedingt sein, sondern auf einer relativ hohen Belastungsintensität basieren, dann darf die Zunahme im Beanspruchungsverlauf auf fast 100% iEMG_MVC nicht unterschätzt werden.

Zusammenfassende Diskussion von Erklärungsansätzen für die veränderten mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel auf der Basis der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren

Ein Ansatz zur Erklärung veränderter mittlerer Abspreiz- und Rotationswinkel betrifft eine unterschiedlich starke Beanspruchung der zweigelenkigen Köpfe des BB. Aufgrund der zunehmenden Innenrotation im Beanspruchungsverlauf des Experiments I wurde angenommen, dass der relative Kraftbeitrag des BB LH im Beanspruchungsverlauf zunimmt und der des BB SH abnimmt. Da in der zweiten Beanspruchungshälfte eine Adduktionsbewegung hinzukam, wurde davon ausgegangen, dass der Kraftoutput der Adduktoren zu diesem Zeitpunkt zunimmt, da der BB LH gegenteilig eine Abduktionsfunktion hat. Von den abgeleiteten Stabilisatoren haben der DL CL, der DL SP und der LT eine Adduktionsfunktion. Der DL AC hat dagegen eine Abduktionsfunktion. DL CL und LT haben zusätzlich noch eine Funktion für die Innenrotation, so dass sie diese verstärken können.

Da im Experiment II während der ersten Beanspruchungshälfte neben der Innenrotation auch die Abduktion zunahm, bestätigt sich der Erklärungsansatz, dass der relative Kraftbeitrag des BB LH während der ersten Beanspruchungshälfte zunimmt. Für die Zunahme der Adduktion bei weiterhin zunehmender Innenrotation in der zweiten Beanspruchungshälfte bleibt der Erklärungsansatz für die Stabilisatoren ebenfalls bestehen.

Die EMG-Daten deuten tatsächlich darauf hin, dass der BB SH stärker beansprucht wurde als der BB LH, was sich anhand der MF bereits in der ersten Beanspruchungshälfte zeigte. Die höhere Beanspruchung könnte mit einem

reduzierten Kraftoutput einhergehen. In der Folge könnte die Aktivität des BB LH mit dem Ziel der Kompensation erhöht worden sein, was auf Basis der funktionellen Anatomie zu Innenrotations- und Abduktionsmomenten führt. Diese führen in dem Fall, in dem ihnen durch die Stabilisatoren nicht in ausreichendem Maße entgegengewirkt wird, zu einer Zunahme der Innenrotation und Abduktion.

Die gefundene Zunahme der Abduktion allein auf die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren zurückzuführen, was den Erklärungsansatz schwächen würde, scheint dagegen nicht möglich. Grund dafür ist, dass der DL AC, der Abduktionsmomente generiert, im Vergleich zum DL CL geringere iEMG-Werte zu MZP 1 hatte und im Vergleich zum DL SP eine geringere iEMG-Zunahme in der ersten Beanspruchungshälfte zeigte. Auch die prozentuale Zunahme war am geringsten. Daher kann von einer geringen Beanspruchung für einen von zwei Stabilisatoren mit Abduktionsfunktion (ein weiterer Muskel mit Abduktionsfunktion ist der m. supraspinatus) ausgegangen werden und damit von geringen Abduktionsmomenten, die durch diesen Muskel generiert werden. Dagegen kann insgesamt von relativ hohen Adduktionsmomenten der Stabilisatoren ausgegangen werden.

Die EMG-Daten liefern damit Hinweise darauf, dass eine unterschiedlich starke Beanspruchung von BB LH und BB SH dazu führt, dass sich die Stellung des Schultergelenks verändert und die Ellenbogenflexionen und -extensionen driften.

Es muss jedoch kritisch angemerkt werden, dass auf der Basis der EMG-Daten nicht auf die Muskelkräfte und resultierenden Gelenkmomente geschlossen werden kann. Zum einen besteht zwischen EMG-Amplitude und Muskelkraft keine eindeutige Beziehung. Zum anderen nimmt die Normalisierungsproblematik Einfluss, wenn die Muskeln, die verglichen werden, unterschiedlich stark während der Bewegungsaufgabe, die zur Normalisierung herangezogen wird, aktiviert werden. Die Normierung der iEMG-Werte erfolgte für den DL AC an der Abduktion und für den LT an der Adduktion und damit an den Bewegungsaufgaben, bei denen sie erwartungsgemäß die höchste Aktivierung zeigten. Die Werte während des Beanspruchungsversuchs können daher relativ eindeutig im Hinblick auf ihre Ab- und Adduktionsfunktion diskutiert werden. Die Aussage, dass der DL AC geringe Abduktionsmomente im Vergleich zum Maximalkraft-

test generiert, scheint gerechtfertigt zu sein. Die Aktivierungshöhe von DL CL und DL SP kann dagegen nicht in einen direkten Bezug zu ihrer Aktivierung während einer maximalen Adduktion gesetzt werden. Ihre Aktivierung während des Beanspruchungsversuchs muss vielmehr in Relation zu einer starken Co-Kontraktion während einer Abduktionsbewegung gesehen werden. Grund dafür ist, dass beide Muskeln bei der maximalen Abduktion höher aktiviert wurden als bei der maximalen Adduktion, so dass ihre Funktion bei isometrischen Ab- und Adduktionen nicht eindeutig zu sein scheint. Die Normierung erfolgte daher an den maximalen Werten (s. Kapitel 3.3.4.6). Das bedeutet, dass die relativ geringen Werte des DL SP, die während des Beanspruchungsversuchs gemessen wurden, dahingehend interpretiert werden müssen, dass dieser Muskel insgesamt geringe Gelenkmomente generierte und damit indirekt auch geringe Adduktionsmomente. Der DL CL hingegen generierte vergleichsweise höhere Gelenkmomente und damit indirekt auch höhere Adduktionsmomente. Zu beachten ist des Weiteren, dass die resultierenden Gelenkmomente von der Aktivität aller Muskeln abhängen, die eine Funktion an dem Gelenk haben, weshalb die Aussagekraft bezüglich eines resultierenden Moments eingeschränkt ist, wenn nicht alle Muskeln abgeleitet und verglichen werden. Die EMG-Daten einzelner Muskeln können insgesamt nur Hinweise auf die intermuskuläre Koordination liefern.

Nicht nur die gefundene Zunahme der Abduktion, sondern auch die Zunahme der Innenrotation in der ersten Beanspruchungshälfte kann vor allem auf eine unterschiedliche Beanspruchung von BB LH und BB SH zurückgeführt werden, da zum einen der DL CL keine iEMG-Zunahme zeigte, was darauf hinweist, dass für diesen Muskel keine intramuskulären Kompensationen notwendig waren und damit eine geringe (wenn nicht sogar im Vergleich zum MZP 1 reduzierte) Belastungsintensität vorlag. Zum anderen war für den LT lediglich eine geringe Zunahme festzustellen (+3,3%), die auf periphere amplitudenerhöhende Faktoren und intramuskuläre Kompensationen zurückgeführt werden kann und nicht auf eine Zunahme des Kraftoutputs. Andere Innenrotatoren (m. subscapularis und m. pectoralis) konnten nicht abgeleitet werden, so dass keine Aussage über die Aktivität aller Muskeln mit einer Funktion für die Innenrotation möglich ist.

Die Adduktionsbewegung in der zweiten Beanspruchungshälfte kann vor allem auf der Basis der iEMG-Zunahme des DL CL erklärt werden. Die deutliche Zunahme bis auf 99% iEMG_MVC weist auf eine hohe Beanspruchung dieses Muskels in dieser Beanspruchungsphase hin. Da sich in der ersten Beanspruchungshälfte keine Anhaltspunkte für intramuskuläre Kompensationen finden ließen, scheint es unwahrscheinlich, dass diese starke Zunahme ausschließlich durch intramuskuläre Kompensationen (bei konstanter Belastungsintensität) bedingt ist. Daher deuten die Daten auf eine Zunahme des Kraftoutputs dieses Muskels hin. Zusätzlich generiert der DL CL auch Innenrotations- und Anteversionsmomente, so dass die Innenrotation, die auf eine kompensierende Aktivität des BB LH zurückgeführt werden kann, verstärkt wird, was sich in der weiteren Zunahme der Innenrotation in der zweiten Beanspruchungshälfte widerspiegelt. Die anderen Stabilisatoren haben untereinander vergleichbare iEMG-Zunahmen in der zweiten Beanspruchungshälfte, die stärker sind als in der ersten Beanspruchungshälfte. Als Ursachen für die Zunahme kommen sowohl intramuskuläre Kompensationen, die in dieser Phase die peripheren amplitudenerhöhenden Faktoren verstärken, und eine Erhöhung des Kraftoutputs in Frage. Es scheint nicht so zu sein, dass den Adduktionsmomenten von DL CL, DL SP und LT stark entgegengewirkt wird, da die Zunahme der iEMG-Werte des DL AC nicht auffällig ist.

Zusammenfassend kommt für die Veränderung der Stellung des Schultergelenks im Beanspruchungsverlauf eine beanspruchungsbedingt veränderte intermuskuläre Koordination sowohl der Stabilisatoren als auch der zweigelenkigen Bizepsköpfe in Frage.

Offen bleibt, warum den Abduktions- und Innenrotationsmomenten während der ersten Beanspruchungshälfte, die auf eine relativ höhere Aktivität des BB LH im Vergleich zum BB SH zurückführbar sind, scheinbar nicht durch die Stabilisatoren entgegengewirkt wird. Die geringen iEMG-Werte der Stabilisatoren DL AC, DL SP und LT zu Beanspruchungsbeginn sprechen zunächst für die Generierung relativ geringer Gelenkmomente durch diese Muskeln. Dies lässt darauf schließen, dass der Stabilisationsaufwand tatsächlich gering war. Zudem deutet die geringe Zunahme während der ersten Beanspruchungshälfte auf periphere amplitudenerhöhende Faktoren und intramuskuläre Kompensationen hin, nicht aber auf eine Zunahme des Kraftoutputs. Dies spricht gegen ein

intendiertes Entgegenwirken. Nicht ganz ausgeschlossen werden kann, dass die Stabilisierung des Schultergelenks eventuell eine untergeordnete Rolle spielte und dass die relativ geringfügigen Veränderungen der Gelenkstellung nicht wahrgenommen wurden, wenngleich die publizierten Angaben zu den Wahrnehmungsschwellen dagegen sprechen.

Über die Ursache, warum der Kraftoutput des DL CL in der zweiten Beanspruchungshälfte erhöht wurde, kann ebenfalls nur spekuliert werden. Eine Erklärung könnte darin gefunden werden, dass eine Adduktion und Innenrotation vom Bewegungssystem gewünscht war. Eventuell sind damit bessere Arbeitsbedingungen für die Kinetoren verbunden oder angenehmere Empfindungen beim Heben der Last, wenn diese näher am Körper gehoben wird. Die Zunahme des Kraftoutputs kann jedoch auch in einem Zusammenhang mit der Funktion dieses Muskels für die Anteversion stehen. Wenn Anteversionsmomente vom motorischen System gezielt generiert werden, könnte das eine Zunahme des Kraftoutputs des DL CL erklären. Daher wurde geprüft, ob eine Anteversion stattfand. Dazu wurde der Oberarmwinkel zur Horizontalebene bestimmt. Die Maximalwerte wurden für diesen Winkel während eines Bewegungszyklus im oberen Umkehrwinkel gemessen, die Minimalwerte im unteren Umkehrwinkel, wenn der Oberarm vollständig auf der Curlbank auflag (= keine aktive Anteversion). Der Range, als Differenz zwischen den Minimal- und Maximalwerten, betrug zum MZP 3 16,8°, was darauf hinweist, dass eine Anteversion stattfand. Beeinflusst wird der Oberarmwinkel zur Horizontalebene theoretisch auch durch eine Rumpfextension, die jedoch aufgrund des Versuchsaufbaus als gering eingeschätzt wird. Da beide Bizepsköpfe Gelenkmomente für die Anteversion generieren, könnte die Anteversion allein auf die hohe Aktivierung des BB (beide Köpfe) zurückgeführt werden. Da die Anteversion jedoch auch dazu eingesetzt werden kann, die Hantel zu heben, kann sie auch intendiert sein. Für den letzteren Erklärungsansatz spricht, dass die Anteversion im Beanspruchungsverlauf signifikant zunahm (von 10,6° zu MZP 1 über 12,1° zu MZP 2) (Haupteffekt „Beanspruchung“: $F_{(1,2;\ 23,4;\ \text{G-G-Korr})}$=38,702, p<.001, η^2=.671), was zusammen mit der relativ starken iEMG-Zunahme des DL CL in der zweiten Beanspruchungshälfte für eine Intention spricht. Die hohe Aktivierung des DL CL zum MZP 1 könnte auch auf eine intendierte Anteversion zurückgeführt werden. Andererseits können die hohen iEMG-Werte zu MZP 1

auch darauf basieren, dass dieser Muskel beim für die Normalisierung der iEMG-Daten verwendeten Maximalkrafttest relativ geringer aktiviert wurde als die anderen Muskeln. Dieses methodische Problem kann nicht ganz ausgeschlossen werden. Die kinematischen Daten sprechen jedoch insgesamt dafür, dass der DL CL tatsächlich im Vergleich zu den anderen Stabilisatoren relativ hoch beansprucht wurde.

Diskussion der intermuskulären Kompensation der Kinetoren

Das grundlegende Forschungsinteresse galt den kurzfristigen Anpassungen im motorischen System, den Regulationsprozessen und Kompensationen, die stattfinden, wenn hoch beanspruchende Bewegungsaufgaben ausgeführt werden. Die Ergebnisse der Experimente I und II zeigen, dass sich der Bewegungsablauf der gewählten eingelenkigen Bewegungsaufgabe im Beanspruchungsverlauf veränderte. Vor allem der Drift der Bewegung aufgrund einer veränderten Stellung des Schultergelenks kann vor dem Hintergrund stattfindender Regulationsprozesse und Kompensationen diskutiert werden. Eine Einschränkung der motorischen Kontrolle und eine Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren können als Ursache für den Drift weitestgehend ausgeschlossen werden, was bereits im Zusammenhang mit den kinematischen Daten diskutiert wurde. Nicht ausgeschlossen werden kann, dass die Stabilisierung des Schultergelenks eine untergeordnete Rolle spielte oder mit der Veränderung der Stellung bestimmte Ziele verfolgt wurden. Es lassen sich jedoch auch Hinweise darauf finden, dass intermuskuläre Kompensationen unter den Kinetoren ein Faktor hinter der zunehmenden Abduktion und Innenrotation in der ersten Beanspruchungshälfte sein kann. Die EMG-Parameter zeigen, dass die zweigelenkigen Köpfe des BB unterschiedlich stark beansprucht werden. Da BB LH und BB SH unterschiedliche Momente am Schultergelenk generieren, kann die unterschiedliche Beanspruchung die gefundenen Veränderungen von mittlerem Abspreiz- und Rotationswinkel bedingen. Der Kompensationsbegriff wurde zum einen verwendet, weil eine Abnahme der Leistungsfähigkeit des BB SH und eine Zunahme des relativen Kraftbeitrags des BB LH (= Kompensation des BB SH) zu den gefundenen Veränderungen im Bewegungsablauf passen. Zum anderen können die Veränderungen auf Kompensationen zurückgeführt werden, weil zum MZP 2 Bewegungsumfang und Zyklusdauer noch unver-

ändert waren. Unbeantwortet bleibt jedoch, inwieweit die Leistungsfähigkeit des BB SH tatsächlich schon zum MZP 2 reduziert war. Da der BB SH auch im Vergleich zum BR stärker beansprucht wurde, könnte zusätzlich auch der BR kompensatorisch aktiviert worden sein, was jedoch keinen Einfluss auf das Schultergelenk hat.
Auf der Basis der kinematischen Parameter und der EMG-Parameter finden sich daher Hinweise darauf, dass eine intermuskuläre Kompensation zwischen synergistisch wirksamen Kinetoren stattfand. Die Veränderung der intermuskulären Koordination der Stabilisatoren kann dagegen in keinen direkten Zusammenhang mit einer Kompensationsfunktion gebracht werden.

Diskussion der Vor-Beanspruchung
Die intermittierenden isometrischen Supinationsbewegungen, die mit maximaler Belastungsintensität ausgeführt wurden, führten zu einer signifikanten Reduktion der Wiederholungen um -28% (von 35,5 ± 11,5 auf 25,6 ± 11,5 Wiederholungen). Diese Abnahme weist eindeutig auf eine Vor-Beanspruchung der Ellenbogenflexoren hin. Es gelang, die Dauer der Pause zwischen Vor-Beanspruchung und Beanspruchungsversuch kürzer als 20 s zu halten (18,0 ± 4,9 s), so dass Erholungsprozesse stark eingeschränkt waren (keine pH-Wert-Zunahme und Erholung KP-Level um ca. 30% (Yoshida, 2002)).

Durch die gewählte Bewegungsaufgabe sollte der BB LH stärker vor-beansprucht werden als der BB SH, um den Einfluss einer unterschiedlich hohen Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Kompensation zwischen synergistisch wirksamen Kinetoren und auf die Stabilisierung des Schultergelenks gezielt untersuchen zu können. Um zu überprüfen, ob die stärkere Vor-Beanspruchung des BB LH gelungen ist, wurden die Abnahmen der MF von BB LH und BB SH während der Vor-Beanspruchung verglichen. Es ließ sich jedoch kein Unterschied in der Abnahme der absoluten MF-Werte finden (-17,7 vs. -18,8 Hz), weshalb nicht von einer unterschiedlichen Vor-Beanspruchung der beiden Bizepsköpfe ausgegangen werden kann.
Die Hypothese 17 wurde nicht bestätigt.

> Supinationsbewegungen führen, entgegen der Erwartung, nicht zu einer höheren Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH.

Da der BB SH auch während der Vor-Beanspruchung höhere MF-Werte im Vergleich zum BB LH hatte, wurden die relativen Abnahmen zusätzlich ausgewertet. Hier zeigte sich eine signifikante Interaktion „Beanspruchung*Muskel“ (F=18,461; p<.001; η^2=.493). Die Abnahme der relativen MF war für den BB LH stärker als für den BB SH (-22,7% vs. -17,8%), was als Hinweis auf eine höhere Beanspruchung des BB LH gedeutet werden könnte. Bezieht man die iEMG-Werte in die Diskussion mit ein, so findet sich eine tendenziell stärkere Abnahme für den BB SH im Vergleich zum BB LH (-12,3% vs. -8,1%). Dieses Ergebnis spricht für eine höhere Beanspruchung des BB SH im Vergleich zum BB LH. Es wird auf jeden Fall deutlich, dass der BB SH während der Supinationsbewegung ebenfalls hoch beansprucht wurde. Auch die initialen iEMG-Werte deuten auf eine vergleichbare Beanspruchung zu Beanspruchungsbeginn hin. Für beide Bizepsköpfe ließ sich eine mittlere Aktivität (im Vergleich zum Maximalkrafttest) feststellen.

Zusammenfassend kann nicht von einer stärkeren Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH ausgegangen werden. Die gewählte Bewegungsaufgabe eignet sich daher nicht für eine differenzierte Beanspruchung beider Bizepsköpfe. Ein Grund dafür könnte darin liegen, dass die Aktivierung von BB LH und BB SH während einer Supinationsbewegung sehr individuell ist und abhängig von der Ausführung (u.a. Ellenbogeneinschlusswinkel, Stellung Radioulnargelenk, Belastungsintensität) (s. Kapitel 3.3.2) (Brown et al., 1993; im Überblick Naito et al., 1994; Pérot et al., 1996). Die publizierten Untersuchungsergebnisse, waren auch nicht so eindeutig, dass sicher von einer relativ höheren Aktivierung des BB LH ausgegangen werden konnte. Untersuchungen zur Beanspruchung beider Köpfe während erschöpfender Supinationen lagen gar nicht vor. Dennoch sollte der Versuch erfolgen, den BB LH durch intermittierende isometrische Supinationen höher zu beanspruchen als den BB SH. Ein weiterer Grund dafür, dass das nicht gelungen ist, könnte darin bestehen, dass zusätzlich zur Supination Ellenbogenflexionsmomente generiert wurden. Durch den Versuchsaufbau und die Instruktion wurde versucht, Ellenbogenflexionsmomente auf ein Minimum zu reduzieren (s. Kapitel 3.3.4.4). Die Auswertung der iEMG-Werte für den BR bestätigt, dass dies gelungen ist. Die Werte betrugen für diesen Ellenbogenflexor zum MZP 1 der Vor-Beanspruchung 12,8 ± 9,3% iEMG_MVC und nahmen während der Supinations-

aufgabe tendenziell ab (um -2,5% iEMG_MVC) ($t_{(19)}$=2,042; p=.055; d=0,457). Die Abnahme kann aufgrund der angenommenen geringen Belastungsintensität für diesen Muskel nicht auf beanspruchungsbedingte amplitudenreduzierende Faktoren zurückgeführt werden, sondern auf eine Reduktion des Kraftoutputs.

Aufgrund der Annahme einer vergleichbaren Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH, konnten die aufgestellten Hypothesen zu den Effekten einer stärkeren Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH (Hypothesen 18 - 25) nicht überprüft werden. Dennoch wurden die Ergebnisse des Beanspruchungsversuchs mVB im Sinne einer Exploration ausgewertet. Ziel war es, zusätzliche Hinweise über den Zusammenhang von Veränderungen der Schulterstellung und der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren zu gewinnen. Da die Vor-Beanspruchung einen Effekt auf den mittleren Abspreizwinkel hatte, wurden im zweiten Schritt die Effekte auf die intermuskuläre Koordination untersucht. Die Interpretation der Daten wird genutzt, um die bestehenden Erklärungsansätze zu den Ursachen einer veränderten Gelenkstellung zu überprüfen.

Effekte der Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH auf den mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel

Die Abnahme des mittleren Abspreizwinkels war ohne Vor-Beanspruchung stärker als mit Vor-Beanspruchung (-1,9 vs. +0,1°), was auf eine stärkere Abnahme während der zweiten Beanspruchungshälfte zurückgeführt werden kann (-3,1 vs. -1,7). Die Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH führte demnach zu einer Reduktion der Adduktionsbewegung in der zweiten Beanspruchungshälfte. Die Abduktionsbewegung in der ersten Beanspruchungshälfte war dagegen vergleichbar.

Die Zunahme des mittleren Rotationswinkels im Beanspruchungsverlauf war unabhängig von der Vor-Beanspruchung.

Effekte der Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Koordination der Kinetoren

Die Vor-Beanspruchung der Bizepsköpfe führte dazu, dass sich die MF-Abnahmen von BB LH und BB SH im Beanspruchungsversuch nicht mehr unterschie-

den. Von einer stärkeren Beanspruchung des BB LH während des Beanspruchungsversuchs ist daher auf Grundlage der Frequenzparameter nicht auszugehen. Die geringeren Frequenzparameter für beide Köpfe zum MZP 1 (BB LH: t=4,386; p<.001; d=0,701; BB SH: t=3,554; p=.001; d=0,723) sind auf beanspruchungsbedingte Abnahmen der Faserleitgeschwindigkeit, eine Zunahme der Synchronisation, eine Zunahme von Aktionspotentialdauer und Hyperpolarisationsamplitude und eventuell auf den Ausfall von FT-Fasern zurückzuführen. Die geringere Abnahme der MF für beide Köpfe im Beanspruchungsversuch mVB bestätigt, dass die Abnahme nur bis zu bestimmten Grenzwerten erfolgt, die durch die Aktivität von ST-Fasern bestimmt werden (Wretling et al., 1997).

Die Vor-Beanspruchung beeinflusste die iEMG-Zunahmen beider Bizepsköpfe nicht unterschiedlich, so dass sowohl ohne als auch mit Vor-Beanspruchung die Zunahme des iEMGs für den BB LH stärker war als für den BB SH (oVB: +40,1 vs. +29,0% iEMG_MVC; mVB: +22,9 vs. +12,3% iEMG_MVC). Anhand der Amplitudenparameter kann demnach von einer höheren Beanspruchung des BB SH auch während des Beanspruchungsversuchs mVB ausgegangen werden. Voraussetzung für diese Annahme ist, dass eine höhere Beanspruchung mit stärkeren Effekten amplitudenreduzierender Faktoren einhergeht, wovon ausgegangen wird (s. Kapitel 3.3.3.3). Darauf weist auch die geringere Amplitudenzunahme beider Köpfe während des Beanspruchungsversuchs mVB im Vergleich zum Beanspruchungsversuch oVB hin. Für den BB SH war in der zweiten Beanspruchungshälfte im Gegensatz zum BB LH gar keine Zunahme des iEMGs mehr festzustellen (+8,0 vs. +0% iEMG_MVC). Beim erschöpfungsbedingten Abbruch lagen für den BB SH mit 61,7% iEMG_MVC um ca. -20% geringere Werte vor als ohne Vorbeanspruchung.

Die Auswertung hebt die Bedeutung einer gemeinsamen Analyse von Frequenz- und Amplitudenparametern hervor. Eventuell eignen sich die MF-Abnahmen aufgrund der Grenzwertproblematik bei hohen Beanspruchungen nicht dazu, Beanspruchungsunterschiede festzustellen.

Effekte der Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren

Die signifikante Dreifachinteraktion „B*VB*Muskel“ weist darauf hin, dass sich die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren aufgrund der Vor-Beanspruchung veränderte. Die Erklärung des globalen Interaktionseffekts auf der Grundlage von Einzelvergleichen gelingt bei Adjustierung des Signifikanzniveaus nicht. Da die Auswertung explorativen Charakter hat, wurden diejenigen Vergleiche näher analysiert, die im Falle eines Verzichts auf die Adjustierung signifikant geworden wären und die aufgrund der Effektstärken auf einen starken Effekt hinweisen. Hier zeigte sich, dass die Vor-Beanspruchung für den DL SP im Vergleich zu den anderen Stabilisatoren zu einer stärkeren iEMG-Zunahme und damit zu einer stärkeren Zunahme der Beanspruchung im Beanspruchungsverlauf führte. Für den DL CL und den DL AC ließ sich auf deskriptiver Ebene sogar ein reduzierender Effekt der Vor-Beanspruchung auf die iEMG-Zunahme feststellen. Für den LT ließ sich kein Einfluss feststellen.

Betrachtet man die beiden Beanspruchungshälften, so hatte die Vor-Beanspruchung während der ersten Beanspruchungshälfte einen Effekt auf die iEMG-Zunahmen von DL SP und DL AC. Für den DL SP nahm das iEMG mit Vor-Beanspruchung im Vergleich zum DL AC (für den sich kein Einfluss feststellen ließ) stärker zu als ohne Vor-Beanspruchung. In der zweiten Beanspruchungshälfte hatte die Vor-Beanspruchung einen Effekt auf die intermuskuläre Koordination des DL CL mit allen anderen Stabilisatoren. Für den DL CL nahm das iEMG im Vergleich zu den anderen Stabilisatoren ohne Vor-Beanspruchung stärker zu als mit Vor-Beanspruchung. Auch für den DL AC führte die Vor-Beanspruchung auf deskriptiver Ebene dazu, dass das iEMG weniger stark zunahm. Die Unterschiede waren jedoch geringer. Für den DL SP ließ sich auf deskriptiver Ebene sogar ein erhöhender Effekt der Vor-Beanspruchung auf die iEMG-Zunahme feststellen. Für den LT ließ sich kein Einfluss feststellen.

Überprüft man die Effekte der Vor-Beanspruchung auf die iEMG-Zunahmen für jeden Muskel einzeln (zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“), so zeigt sich, dass die Vor-Beanspruchung nur beim DL CL einen Effekt auf die iEMG-Zunahme im Beanspruchungsverlauf hatte und zu einer tendenziell reduzierten Zunahme in der zweiten Beanspruchungshälfte führte (+59,1 vs. +32,9% iEMG_MVC). Die

Effekte der Vor-Beanspruchung zeigen sich für die anderen Stabilisatoren nur in den Interaktionseffekten der dreifaktoriellen Varianzanalyse (mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“ und dem Faktor „Muskel“).

Analysiert man die iEMG-Zunahmen der Stabilisatoren während des Beanspruchungsversuchs mVB analog zur Auswertung des Beanspruchungsversuchs oVB mittels einer zweifaktoriellen Varianzanalyse (mit dem Messwiederholungsfaktor „Beanspruchung“ und dem Faktor „Muskel“) so zeigt sich, dass die iEMG-Zunahmen auch während des Beanspruchungsversuchs mVB während der Ellenbogenflexion für die vier Stabilisatoren unterschiedlich waren.
Beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 unterschied sich lediglich die Zunahme des DL CL nicht von der des DL SP (+39,3 vs. +24,9% iEMG_MVC). Zwischen allen anderen Muskeln waren Unterschiede feststellbar. Die Zunahme des DL AC war geringer als die der anderen Stabilisatoren (+7,9 vs. +39,3 (DL CL), +24,9 (DL SP) und +13,8% iEMG_MVC (LT)) und die Zunahme des LT war geringer als die des DL CL und des DL SP.
Während der ersten Beanspruchungshälfte war die Zunahme des DL AC geringer als die des DL SP und des LT (+2,5 vs. +9,2 und +4,5% iEMG_MVC) und die Zunahme des LT war geringer als die des DL SP.
Während der zweiten Beanspruchungshälfte war dagegen die Zunahme des DL AC und LT geringer als die des DL CL (+5,4 und +9,2 vs. +32,9% iEMG_MVC).
Die Daten weisen darauf hin, dass der DL CL und der DL SP mit Vor-Beanspruchung eine vergleichbare iEMG-Zunahme hatten, was darauf zurückzuführen ist, dass die iEMG-Zunahme für den DL SP aufgrund der Vor-Beanspruchung stärker und für den DL CL schwächer wurde. Eine Ursache für die reduzierte Aktivität des DL CL könnte in einer reduzierten Belastungsintensität liegen, die wiederum auf reduzierte Momente für die Adduktion, die Innenrotation und/oder die Anteversion zurückzuführen wäre. Die Ursache für eine erhöhte Aktivität des DL SP muss dagegen in einer Zunahme der Momente für die Adduktion, Außenrotation und/oder Retroversion gesucht werden. Erhöhte Momente für die Adduktion können weitestgehend ausgeschlossen werden, da zum einen die Aktivität des DL CL reduziert war und zum anderen die Adduktionsbewegung mit Vor-Beanspruchung geringer ausfiel als ohne Vor-Beanspruchung. Even-

tuell wurde der DL SP höher aktiviert, um der Innenrotation oder der Anteversion entgegenzuwirken.

Ergänzende Diskussion von Erklärungsansätzen für die veränderten mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel auf der Basis der Effekte der Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren

Es bestätigt sich bei der Auswertung der Daten vom Beanspruchungsversuch mVB, dass die gefundene Abduktion während der ersten Beanspruchungshälfte vor allem auf eine unterschiedliche Beanspruchung der beiden Bizepsköpfe zurückgeführt werden kann, da die iEMG-Werte der Stabilisatoren nicht für hohe Abduktionsmomente sprechen. Die Vor-Beanspruchung führte dazu, dass die Beanspruchungszunahme eines Muskels mit Adduktionsfunktion (DL SP) in der ersten Beanspruchungshälfte stärker wurde, während die des Stabilisators mit Abduktionsfunktion (DL AC) unverändert blieb. Für die stärkere Beanspruchungszunahme des DL SP kommt aufgrund der geringen Aktivierung zum MZP 1 (die vergleichbar war mit der ohne Vor-Beanspruchung) vor allem eine Zunahme des Kraftoutputs in Frage.

Die geringere Adduktionsbewegung in der zweiten Beanspruchungshälfte (-3,1 (oVB) vs. -1,7° (mVB)) ist möglicherweise auf die reduzierte Aktivität des DL CL während des Beanspruchungsversuchs mVB zurückzuführen. Da es jedoch auch Hinweise darauf gibt, dass die Aktivität des DL SP zunahm, ist fraglich, ob die Adduktionsmomente der Stabilisatoren insgesamt reduziert waren. Bei Einzelvergleichen der Effekte der Vor-Beanspruchung auf die iEMG-Zunahmen für jeden Muskel zeigte sich jedoch, dass nur die Veränderung für den DL CL so stark war, dass das Signifikanzniveau fast erreicht wurde. Die Effektstärke von η^2=.167 deutet auf einen starken Effekt bei diesem Muskel hin, so dass für den DL CL von einer geringeren Zunahme des iEMGs aufgrund der Vor-Beanspruchung ausgegangen werden kann. Für die anderen Stabilisatoren zeigt sich der Effekt der Vor-Beanspruchung lediglich in den Interaktionseffekten der dreifaktoriellen Varianzanalyse (mit den Messwiederholungsfaktoren „Beanspruchung“ und „Vor-Beanspruchung“ und dem Faktor „Muskel“). Auf dieser Basis bestätigt sich, der nach der Auswertung der Daten vom Beanspruchungsversuch oVB gefundene Erklärungsansatz, dass die Zunahme

der Adduktionsbewegung während der zweiten Beanspruchungshälfte vor allem durch eine hohe Aktivität des DL CL bedingt ist. Verringert sich die Aktivität des DL CL wie während des Beanspruchungsversuchs mVB, ist die Adduktionsbewegung reduziert.

Effekte der Vor-Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Kompensation der Kinetoren

Aufgrund der Annahme, dass der BB SH auch während des Beanspruchungsversuchs mVB stärker beansprucht wurde als der BB LH, kann auch für den Beanspruchungsversuch mVB ein reduzierter Kraftoutput für den BB SH und eine kompensatorische Aktivierungserhöhung des BB LH angenommen werden.

Darüber hinaus wurde erwartet, dass der BR zum MZP 1 mit Vor-Beanspruchung stärker aktiviert wird als zum MZP 1 ohne Vor-Beanspruchung, um eine reduzierte Leistungsfähigkeit beider Bizepsköpfe zu kompensieren. Die intermuskuläre Kompensation wurde anhand der iEMG-Werte überprüft. Es ließ sich für den BR jedoch keine Aktivitätszunahme zum MZP 1 feststellen, so dass keine Hinweise auf eine kompensatorische Aktivitätserhöhung dieses synergistisch wirksamen Kinetors gefunden werden konnten. Eventuell war eine Kompensation zum Beginn des Beanspruchungsversuchs nicht notwendig, da der Bewegungsumfang zum MZP 1 um 6,6° reduziert war ($t_{(19)}$=1,959; p=.033, d=0,444). Da die Leistung mit und ohne Vor-Beanspruchung zum MZP 2 vergleichbar war (aufgrund eines nicht reduzierten Bewegungsumfangs und einer nicht erhöhten Zyklusdauer), wurde überprüft, ob zu diesem Zeitpunkt eine kompensatorische Aktivitätserhöhung des BR feststellbar war. Auch das war nicht Fall ($t_{(19)}$=1,117; p=.139, d=0,308). Lediglich die geringere iEMG-Zunahme im Beanspruchungsversuch mVB in der zweiten Beanspruchungshälfte im Vergleich zur Zunahme im Beanspruchungsversuch oVB (+18,9 vs. +10,7% iEMG_MVC) weist, unter der Annahme, dass bei höherer Beanspruchung die amplitudenreduzierenden Faktoren größere Effekte haben, auf eine höhere Beanspruchung des BR mit Vor-Beanspruchung und eine Kompensation durch diesen Kinetor hin. Die Abnahme der MF weist jedoch eher auf eine geringere Beanspruchung des BR mit Vorbeanspruchung als ohne Vor-Beanspruchung hin. Unerwartet ist, dass während der ersten Beanspruchungs-

hälfte keine stärkere MF-Abnahme und in der zweiten Beanspruchungshälfte sogar eine geringere MF-Abnahme gefunden wurde. Die geringere Abnahme in der zweiten Beanspruchungshälfte ist ein mögliches Indiz dafür, dass die Bewegungsaufgabe früher als ohne Vor-Beanspruchung abgebrochen wurde. Eventuell führte die Vor-Beanspruchung der beiden Bizepsköpfe zu einem höheren Anstrengungs- oder Missempfinden.
Wirklich eindeutige Hinweise auf stattfindende intermuskuläre Kompensationen zwischen den Kinetoren konnten insgesamt nicht gefunden werden.

Diskussion der Bedeutung der Befunde
Es ließen sich in den Experimenten I und II Veränderungen im Bewegungsablauf und der intermuskulären Koordination finden, die darauf hinweisen, dass Regulationsprozesse und Kompensationen während zunehmender neuromuskulärer Beanspruchungen stattfinden. Die gefundenen Veränderungen im Bewegungsablauf können dabei in einen Zusammenhang mit Anpassungen auf intra- und intermuskulärer Ebene gebracht werden. So können intramuskuläre Kompensationen für die Zunahme von Kraftschwankungen und in der Folge für die Zunahme des Ranges von Abspreiz- und Rotationswinkel verantwortlich sein. Dass intramuskuläre Kompensationen bei den Kinetoren bereits in der ersten und bei den Stabilisatoren v.a. in der zweiten Beanspruchungshälfte stattfanden, darauf deuten die iEMG-Zunahmen und die MF-Abnahmen eindeutig hin.
Für die Veränderungen des mittleren Abspreiz- und Rotationswinkels und den Drift der Bewegung aus der Sagittalebene heraus kommt sowohl eine veränderte intermuskuläre Koordination der zweigelenkigen Kinetoren als auch der Stabilisatoren als Erklärung in Frage. Da die EMG-Parameter dahingehend interpretiert werden können, dass der BB SH stärker beansprucht wurde als der BB LH (und der BR) und die kinematischen Parameter dafür sprechen, dass der BB LH relativ höhere Kräfte generierte als der BB SH, kann von einer stärkeren Abnahme der Leistungsfähigkeit des BB SH und einer kompensierenden Aktivitätserhöhung des BB LH (und des BR) ausgegangen werden. Auf der Ebene der Kinetoren ließen sich demnach Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen finden, die in der ersten Beanspruchungshälfte als erfolgreich eingestuft werden können, da Bewegungsumfang und Zyklusdauer unverändert waren.

Auf der Ebene der Stabilisatoren scheinen Regulationsprozesse stattzufinden, die nicht als intermuskuläre Kompensation interpretiert werden können. Für die Erhöhung des relativen Kraftbeitrags des DL CL in der zweiten Beanspruchungshälfte kommen dagegen andere Erklärungsansätze, wie bessere Arbeitsbedingungen und ein verringertes Missempfinden durch den resultierenden Drift und die Generierung von Anteversionsmomenten zur Unterstützung der Bewegungsaufgabe (= Heben der Last) in Frage.

Hinweise auf eine Kompensation synergistisch wirksamer Kinetoren nach Vor-Beanspruchung einzelner Muskeln konnten nicht gefunden werden.

Für die Theorieweiterentwicklung und -bildung ist bedeutsam, dass mit zunehmender Beanspruchung intramuskuläre Kompensationen und Veränderungen der intermuskulären Koordination stattfinden. Es kann davon ausgegangen werden, dass die zentrale Aktivierung von Kinetoren und Stabilisatoren an einen veränderten neuromuskulären Funktionszustand angepasst wird. Auf der Ebene der Kinetoren können unterschiedlich starke Beanspruchungen für die Anpassungen, die als intermuskuläre Kompensationen bezeichnet werden können, verantwortlich gemacht werden. Auf der Ebene der Stabilisatoren können verschiedene Ziele mit den Anpassungen verbunden sein. Fehler in der Aktivierung der Stabilisatoren können jedoch auch nicht ausgeschlossen werden. Dass Stattfinden intramuskulärer Kompensationen ist für die Kinetoren unumstritten und kann auch für die Stabilisatoren angenommen werden.

Diskutiert man die Befunde vor dem Hintergrund der GMP-Theorie, so kann angenommen werden, dass das motorische System die Parameterauswahl an den aktuellen neuromuskulären Funktionszustand anpasst, was die Parameterregulations-Hypothese von Olivier (1996) bestätigt. Bei abnehmender Leistungsfähigkeit eines Muskels muss der Parameter „Gesamtkraft“, nicht absolut (da die Muskelkraft konstant bleiben kann) sondern relativ zur momentanen Leistungsfähigkeit, erhöht werden. Kurz vor dem erschöpfungsbedingten Abbruch müssen 100% der momentan möglichen maximalen Kraft generiert werden, um eine submaximale Belastungsintensität von 50% MVC noch realisieren zu können. Zu diesem Zweck müssen Rekrutierung und Frequenzierung von motorischen Einheiten angepasst werden. Inwieweit die Veränderung relativer Kräfte verschiedener Muskeln als Parameter- oder bereits Programmanpassung interpretiert werden muss, bleibt offen, da die GMP-Theorie nicht

genau klärt, ob das Programm direkte Befehle an bestimmte Muskeln enthält und auch die „relative force“ als invariante Variable eines Programms in Frage gestellt wird (Schmidt, 2003).

Vor dem Hintergrund der Equilibriumspunkt-Theorie können vor allem die Befunde zum Bewegungsablauf diskutiert werden. Es zeigte sich, dass die Umkehrwinkel trotz zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung unverändert blieben, was dahingehend interpretiert werden kann, dass Equilibriumspunkte angesteuert werden. Die Anpassung der Muskelkraft und Gelenkmomente, die notwendig ist, um die Equilibriumspunkte bei zunehmender neuromuskulärer Beanspruchung zu erreichen, kann nach dem Synergieverständnis von Latash auf die „error compensation“ auf Ebene der Synergien zurückgeführt werden. Latash geht generell davon aus, dass Kenntnisse über den neuromuskulären Funktionszustand und ein Eingreifen eines „controllers“ nicht notwendig sind. Die Anpassung der intramuskulären Koordination basiert nach dem Verständnis der Equilibriumspunkt-Theorie auf der Reflexauslösung bei einem Ausfall von motorischen Einheiten und damit verbundener Kraftreduktion. Die intermuskuläre Koordination kann dagegen auf die „error compensation“ auf der Ebene der Muskelsynergien zurückgeführt werden. Die genaue Ansteuerung von Positionen kann theoretisch jedoch nur gelingen, wenn entweder die Reflexaktivitäten unbeeinflusst von der Beanspruchung sind und/oder eine ständige Anpassung von λ stattfindet, da λ durch Faktoren, die sich beanspruchungsbedingt verändern können, beeinflusst ist. Zu diesen gehören die Kontraktionsgeschwindigkeit, sensorische Informationen anderer Muskeln und Rezeptoren und die reflexbedingte Aktivierungsvorgeschichte (Feldman, 2010; Latash, 2008; im Überblick Latash, 2010a). Da die Ellenbogenflexionen aus der Sagittalebene heraus drifteten, werden nicht die genauen Zwischen- und Endpositionen im Bezugssystem („frame of reference“) angesteuert. Dies kann dahingehend interpretiert werden, dass eine exakte Einstellung der λs aller beteiligter Muskeln nicht gelungen ist. Die intermuskuläre Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren wird im Rahmen der Equilibriumspunkt-Theorie nicht diskutiert, so dass der Drift nicht weiter erklärt werden kann.

Weder mit Hilfe der GMP-Theorie noch der Equilibriumspunkt-Theorie können zum derzeitigen Zeitpunkt die gefundenen Koordinationsveränderungen auf Ebene der Kinetoren und Stabilisatoren erklärt werden. Dafür müssten die

Theorien zunächst um umfassende Erklärungen der intermuskulären Koordination verschiedener Muskelgruppen auf der Basis physiologischer Grundlagen erweitert werden. Im zweiten Schritt müsste der Einflussfaktor „neuromuskuläre Beanspruchungen“ integriert werden.

Für die Bewegungs- und Sportpraxis ist bedeutsam, dass unterschiedlich starke Beanspruchungen von zweigelenkigen Kinetoren und Veränderungen der intermuskulären Koordination von Stabilisatoren zu einer Verringerung der Stabilisation eines zu stabilisierenden Gelenks und damit zu einem Drift der Bewegung führen können. Es wird angenommen, dass dies auf alle Bewegungsaufgaben übertragbar ist, bei denen Stabilisatoren und zweigelenkige Kinetoren beteiligt sind. Die gefundenen Veränderungen sind insgesamt nur relativ gering, aber systematisch. Die Effektstärken weisen durchweg auf starke Effekte hin. Bei dem mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel können 32 bis 52% der Gesamtvarianz und bei dem Range des Abspreiz- und Rotationswinkels können 29 bis 72% der Gesamtvarianz durch den Faktor „Beanspruchung“ erklärt werden.
Inwieweit mittlere Winkelveränderungen von 1,4 bis 4,8° und Zunahmen des Ranges um +3,1 bis +4,2° (+65 bis +186%, in Relation zu den initialen Werten) zu Verletzungen oder Schädigungen führen können, kann nicht pauschal beantwortet werden. Bei geschlossenen kinematischen Ketten und auch bei Veränderungen der Haltung über einen langen Zeitraum (z.B. im Arbeitsalltag) können derartige Veränderungen von Gelenkstellungen eventuell tatsächlich kritisch sein. Generell werden bestimmte Haltungen in einen Zusammenhang mit den sogenannten „repetitive stress injuries“ gebracht (Côté et al., 2005; Voge & Dingwell, 2003). Das Verletzungs- und Schädigungsrisiko muss für jede Bewegungsaufgabe und die involvierten aktiven und passiven Strukturen neu abgeschätzt werden. Bei Formbewegungen (Turnen, Tanz), bei denen die Bewegungsausführung auch unter hoher neuromuskulärer Beanspruchung unverändert sein soll, können derartige Winkelveränderungen bereits eine sichtbare Technikverschlechterung bedeuten.
Auch für das motorische Lernen haben beanspruchungsbedingte Veränderungen der intermuskulären Koordination praktische Bedeutung, wenn Bewegungen im Wettkampf oder Alltag unter hohen Beanspruchungen erbracht

werden müssen. Bewegungserfahrungen unter hohen Beanspruchungen könnten sinnvoll sein, um einerseits intermuskuläre Kompensationen zu erlernen. Voraussetzung dafür ist, dass sie erlernbar sind, was zu prüfen ist. Andererseits könnte in Trainingsinterventionen gezielt an der Reduktion der Effekte einer veränderten intermuskulären Koordination gearbeitet werden, wenn diese identifiziert sind. Um Interventionen entwickeln zu können, wären Erkenntnisse über die Ursachen für Veränderungen der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren hilfreich. Generell sollte zweigelenkigen Kinetoren besondere Aufmerksamkeit gewidmet werden, da sich die Beanspruchung dieser auf den Bewegungsablauf auswirken kann. Hinweise darauf, dass die Stabilisatoren sehr hoch beansprucht werden und der Kraftoutput zum Stabilisieren nicht mehr ausreichend ist, konnten dagegen nicht gefunden werden. Die EMG-Daten sprechen eher dafür, dass der Kraftoutput einiger Stabilisatoren zunimmt und nicht dafür, dass die Leistungsfähigkeit der Stabilisatoren abnimmt.

4 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit unmittelbaren systematischen Effekten von neuromuskulären Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und auf die intermuskuläre Koordination, welche dem Bewegungsablauf zugrunde liegt. Zunächst wurden die theoretischen Grundlagen zur motorischen Kontrolle allgemein und bei hohen neuromuskulären Beanspruchungen behandelt. Anschließend erfolgte die Darstellung vorliegender experimenteller Befunde zum Einfluss neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf und die intermuskuläre Koordination. Auf der Basis dieser Kenntnisse erfolgte die Hypothesengenerierung und Diskussion der Ergebnisse. In den Experimenten I und II wurden die Effekte neuromuskulärer Beanspruchungen auf den Bewegungsablauf einer eingelenkigen Winkelreproduktionsaufgabe unter konkreten Zeit- und Stabilisationsanforderungen (Bizepscurls) und auf die intermuskuläre Koordination ausgewählter Kinetoren und Stabilisatoren untersucht. Ziel war es, Hinweise auf die kurzfristigen Anpassungen bei neuromuskulären Beanspruchungen, die Regulationsprozesse und Kompensationen im motorischen System zu gewinnen, denen das grundlegende Forschungsinteresse galt.

Der Bewegungsablauf der Ellenbogenflexionen und -extensionen wurde videometrisch erfasst, die intermuskuläre Koordination der Kinetoren m. biceps long head (BB LH), m. biceps short head (BB SH), m. brachioradialis (BR) und der Stabilisatoren m. deltoideus clavicularis (DL CL), m. deltoideus acromialis (DL AC), m. deltoideus spinalis (DL SP), m. latissimus dorsi (LT) mit Hilfe der Oberflächen-Elektromyographie. Abhängige Variablen waren die Zyklusdauer, der Bewegungsumfang und der obere und untere Umkehrwinkel für die Ellenbogenflexion- und extension; der Range des Abspreiz- und Rotationswinkels und der mittlere Abspreiz- und Rotationswinkel im Schultergelenk; die Median Frequency (MF) und das integrierte EMG (iEMG) der Kinetoren und Stabilisatoren. Die Prüfung der Unterschiedshypothesen erfolgte durch ein- und mehrfaktorielle Varianzanalysen.

Da bei der Erfassung der Beanspruchungshöhe von Muskeln Validitätsprobleme bestehen, wurden die derzeitigen Erkenntnisse zur Interpretation von EMG-Daten zusammengefasst.

Der gefundene Drift der Ellenbogenflexionen und -extensionen aufgrund einer Veränderung der Stellung des Schultergelenks (Adduktion um 2,4°; Innen-

rotation um 4,8°) war ein bedeutsames Ergebnis des Experiments I. Grund für die hohe Bedeutung ist, dass als Erklärungsansätze nicht nur eine verschlechterte motorische Kontrolle und eine Abnahme der Kraftkapazitäten der Stabilisatoren in Frage kommen, sondern auch eine veränderte intermuskuläre Koordination der zweigelenkigen Bizepsköpfe und der Stabilisatoren, die als Kompensation und Anpassung interpretiert werden kann. So kann die zunehmende Innenrotation theoretisch dadurch erklärt werden, dass der relative Kraftbeitrag des BB SH im Beanspruchungsverlauf abnimmt und der des BB LH, welcher eine Funktion für die Innenrotation hat, kompensatorisch zunimmt. Die Zunahme der Adduktion in der zweiten Beanspruchungshälfte kann dagegen auf eine Erhöhung des Kraftoutputs der Adduktoren zurückgeführt werden.

Die Erklärungsansätze zu der veränderten intermuskulären Koordination wurden im Experiment II untersucht, welches bezüglich der Untersuchung des Bewegungsablaufs eine Replikation darstellt. Um den Einfluss einer unterschiedlich hohen Beanspruchung von BB LH und BB SH auf die intermuskuläre Kompensation zwischen synergistisch wirksamen Kinetoren und die Stabilisierung des Schultergelenks besser untersuchen zu können, wurde das Studiendesign um einen Untersuchungstag mit einer Vor-Beanspruchungsaufgabe erweitert. An diesem sollte der BB LH durch eine hoch beanspruchende Supinationsbewegung stärker vor-beansprucht werden als der BB SH. Dies ist nicht gelungen, wofür verschiedene Erklärungsansätze diskutiert wurden. Die Hypothesen zu den Effekten einer stärkeren Vor-Beanspruchung des BB LH im Vergleich zum BB SH (Hypothesen 18 - 25) konnten daher nicht überprüft werden.

Die kinematischen Daten konnten im Experiment II im Beanspruchungsversuch oVB repliziert werden. Es wurde erneut ein Drift der Bewegung aufgrund einer zunehmenden Adduktion (um 1,4°) und Innenrotation (um 4,8°) festgestellt. Die Adduktion fiel beim Vergleich von MZP 1 und MZP 3 geringer aus als im Experiment I, da in der ersten Beanspruchungshälfte eine Abduktion (um 1,5°) stattfand. Eine gleichzeitige Zunahme von Innenrotation und Abduktion in der ersten Beanspruchungshälfte stärkt den Erklärungsansatz bezüglich der Erhöhung des relativen Kraftbeitrags des BB LH, da dieser Muskel eine Funktion für beide Bewegungen hat. Passend konnten anhand der EMG-Daten Hinweise auf eine höhere Beanspruchung des BB SH im Vergleich zum BB LH gefunden werden. Die MF des BB SH nahm um 7,5 Hz stärker ab als die des BB LH und

die Zunahme des iEMGs fiel um 11,1% iEMG_MVC geringer aus. Auf der Grundlage einer kombinierten Betrachtung der kinematischen Parameter und der EMG-Parameter kann daher angenommen werden, dass der relative Kraftbeitrag des BB SH im Beanspruchungsverlauf abnahm und der des BB LH zunahm. Die Zunahme des relativen Kraftbeitrags des BB LH kann für die erste Beanspruchungshälfte als erfolgreiche Kompensation interpretiert werden, da Bewegungsumfang und Zyklusdauer noch unverändert waren.

Vergleicht man die EMG-Parameter von BB SH und BR, so kann davon ausgegangen werden, dass sich auch der relative Kraftbeitrag des BR erhöhte, was jedoch aufgrund der Eingelenkigkeit des BR nicht in einen Zusammenhang mit einer veränderten Schulterstellung gebracht werden kann.

Einschränkend muss angemerkt werden, dass sich lediglich Hinweise auf intermuskuläre Kompensationen finden ließen. Zunächst reiht sich die vorliegende Arbeit in die Untersuchungen ein, die Unterschiede in den Veränderungen der EMG-Parameter verschiedener Muskeln finden. Da diese dahingehend interpretiert werden können, dass unterschiedliche Beanspruchungshöhen vorliegen, könnten theoretisch intermuskuläre Kompensationen notwendig werden (bei Leistungseinbußen der am höchsten beanspruchten Muskeln) und möglich sein (durch Muskeln, die bisher relativ gering beansprucht wurden). In der vorliegenden Arbeit werden die kinematischen Daten unterstützend zur Einschätzung, ob intermuskuläre Kompensationen stattfinden, hinzugezogen. Ob der relative Kraftbeitrag des BB LH tatsächlich erhöht wurde und ob der Grund dafür die Kompensation der abnehmenden Leistung des BB SH war, bleibt letztlich jedoch offen.

Die EMG-Daten stärken auch den Erklärungsansatz, dass die gefundene Adduktion in der zweiten Beanspruchungshälfte auf eine Erhöhung des Kraftoutputs der Adduktoren zurückgeführt werden kann. Dabei scheint vor allem eine Aktivitätserhöhung des DL CL eine große Bedeutung zu haben (Zunahme iEMG +57,3% iEMG_MVC), wofür verschiedene Erklärungsansätze diskutiert wurden. Der Zusammenhang zwischen der Aktivität des DL CL und der Adduktion bestätigte sich durch die Auswertung des Beanspruchungsversuches mVB, da sowohl die iEMG-Zunahme des DL CL als auch die Adduktionsbewegung mit Vor-Beanspruchung im Vergleich zum Beanspruchungsversuch

oVB reduziert waren (Unterschied 26,2% iEMG_MVC und 1,4° in der zweiten Beanspruchungshälfte).

In der vorliegenden Arbeit ließen sich demnach Hinweise auf eine unterschiedlich starke Beanspruchung synergistisch wirksamer Kinetoren finden, auf die das motorische System mit intermuskulären Kompensationen reagiert. Aufgrund der Zweigelenkigkeit der Kinetoren kann dadurch die Stabilisation des zu stabilisierenden Gelenks beeinflusst sein. Hinweise auf eine Kompensation synergistisch wirksamer Kinetoren nach Vor-Beanspruchung einzelner Muskeln konnten dagegen nicht gefunden werden. Des Weiteren ließen sich Hinweise darauf finden, dass eine Veränderung der intermuskulären Koordination der Stabilisatoren die Gelenkstabilisation negativ beeinflussen kann. Als Ursachen für diese Veränderung wurden eine Verschlechterung der motorischen Kontrolle und eine starke Reduktion der Leistungsfähigkeit der Stabilisatoren theoriegeleitet und aufgrund der eigenen experimentellen Daten weitestgehend ausgeschlossen. So spricht die Einhaltung der Umkehrwinkel gegen eine generelle Einschränkung der motorischen Kontrolle und die iEMG-Zunahme der Adduktoren bei gleichzeitiger Adduktion für eine Kraftzunahme dieser Muskelgruppe. Die gefundenen Veränderungen werden daher als Anpassung und nicht als beanspruchungsbedingte Einschränkung peripherer und zentraler Funktionssysteme interpretiert.

Es bestätigte sich, dass Befunde zum Bewegungsablauf Hinweise auf die intermuskuläre Koordination von Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren liefern können und dass eine gemeinsame Auswertung von kinematischen Parametern und EMG-Parametern sehr bedeutsam ist. Dabei wurde deutlich, dass Interpretationsspielräume bestehen. Grund dafür ist, dass die Beanspruchungshöhen verschiedener Muskeln nicht exakt quantifizierbar sind, da einerseits ungeklärt ist, ob die relativen oder absoluten EMG-Frequenzabnahmen bei unterschiedlichen initialen Werten aussagekräftiger sind und andererseits die Normalisierung Einfluss auf die Höhe der EMG-Amplitudenparameter nimmt. Intermuskuläre Vergleiche und Vergleiche mit Daten anderer publizierter Untersuchungen sind dadurch erschwert. Des Weiteren können die Ursachen für eine Beanspruchungszunahme nicht direkt erfasst werden, da die EMG-Parameter nicht direkt in Beziehung zur Muskelkraft gesetzt werden können. So kann in vielen Fällen nur darüber spekuliert werden, ob eine Zunahme des

Kraftoutputs oder intramuskuläre Kompensationen oder beide Faktoren zusammen zu einer Veränderung der EMG-Parameter führten. Die Daten zum Bewegungsablauf, Plausibilitätsüberlegungen und genaue Kenntnisse zur Interpretation von EMG-Daten können die Ursachenzuschreibung hilfreich unterstützen. Da aufgrund methodischer Einschränkungen jedoch meistens nicht alle beteiligten Muskeln elektromyographisch untersucht werden (wie auch in der vorliegenden Arbeit), können Zusammenhänge unentdeckt bleiben.

Neben dem Drift der Bewegung aufgrund einer Veränderung der Stellung des Schultergelenks wurden weitere Ergebnisse diskutiert. So scheint bei der gewählten Bewegungsaufgabe die Einhaltung des Bewegungsumfangs eine derart große Bedeutung zu haben, dass er konstant gehalten wurde, während die Zyklusdauer in der zweiten Beanspruchungshälfte zunahm.

Des Weiteren wurde kein Drift der Ellenbogenflexionen und -extensionen aufgrund von systematischen Amplitudenfehlern gefunden. Das spricht dafür, dass unter hohen neuromuskulären Beanspruchungen nicht nur der Bewegungsumfang, sondern auch der Gelenkwinkelbereich in dem er realisiert wird, gut kontrolliert werden kann.

Eine Verschlechterung der Stabilisierung des Schultergelenks zeigte sich nicht nur in der Veränderung der mittleren Abspreiz- und Rotationswinkel, sondern auch in der Zunahme des Ranges beider Winkel (3,1 bis 4,2°). Die Ursache für diese Zunahme wird vor allem in der Zunahme von Kraftschwankungen und Rauschen gesehen.

Insgesamt zeigte sich, dass die Effekte der neuromuskulären Beanspruchung während der konzentrischen Bewegungsphase stärker waren als während der exzentrischen. Dies kann bei der gewählten Bewegungsaufgabe darauf zurückgeführt werden, dass während der Ellenbogenextension Gravitationsmomente unterstützend wirkten.

Abschließend wurde die Bedeutung ausgewählter Befunde für die Theorieweiterentwicklung und -bildung und die Bewegungs- und Sportpraxis diskutiert. Im Vordergrund standen die reduzierte Gelenkstabilisation und die Veränderungen der intermuskulären Koordination der Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren, die teilweise als Kompensation interpretiert werden können.

5 Ausblick

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit weisen darauf hin, dass neuromuskuläre Beanspruchungen einerseits dazu führen können, dass zweigelenkige Kinetoren unterschiedlich stark beansprucht werden und in der Folge intermuskuläre Kompensationen stattfinden. Andererseits kann sich die intermuskuläre Koordination von Stabilisatoren verändern. Aufgrund beider Faktoren kann die Stabilisation eines zu stabilisierenden Gelenks eingeschränkt sein und die Bewegung driften. Eine Generalisierung der Befunde auf andere Bewegungsaufgaben wird zwar angenommen, sollte jedoch in Replikationsstudien überprüft werden. Dazu sollte die intermuskuläre Koordination von zweigelenkigen Kinetoren und Stabilisatoren an verschiedenen eingelenkigen und auch mehrgelenkigen Bewegungsaufgaben untersucht werden.

Der Erkenntnisstand zu intermuskulären Kompensationen wird insgesamt als defizitär angesehen. Daher sind Forschungsdesigns zu entwickeln, die eine Interpretation gefundener Veränderungen im Hinblick auf intermuskuläre Kompensationen erlauben. Eine kombinierte Auswertung von EMG-Daten und kinematischen Parametern scheint generell notwendig, was sich bei der eigenen Auswertung bestätigte. Eine Überprüfung von Zusammenhangshypothesen könnte in zukünftigen Forschungsvorhaben die Interpretation unterstützen. Wird ein Zusammenhang zwischen einer relativ höheren Beanspruchung eines Kinetors A und einer Bewegung, die durch einen synergistisch wirksamen Kinetor B ausgeführt werden kann, gefunden, weist das darauf hin, dass Kinetor B kompensatorisch aktiviert wurde. Auf das Experiment II der vorliegenden Arbeit bezogen, könnte der Zusammenhang zwischen der relativ höheren Beanspruchung des BB SH und der Innenrotation (und Abduktion), für die der BB LH eine Funktion hat, untersucht werden. Post hoc Analysen der vorliegenden Daten könnten zur Hypothesengenerierung genutzt werden.

Die Auswertung individueller Veränderungen könnte im Hinblick auf das Auffinden von Zusammenhängen ebenfalls aufschlussreich sein, wenn wie Gates und Dingwell (2008) annehmen, verschiedene Menschen Beanspruchungen unterschiedlich kompensieren. Denn bei der Auswertung von Mittelwerten können generell mögliche Trends aufgrund von einem gegensätzlichen Verhalten unentdeckt bleiben (Bates et al., 2004). Ein schwerwiegender Kritikpunkt der Analyse individueller Daten ist jedoch die fehlende Generalisier-

barkeit, weshalb häufig sowohl Mittelwerte als auch individuelle Daten präsentiert werden (Bates et al., 2004). Eine weitere Auswertungsmöglichkeit besteht in der Bildung von Klassen (Bates et al., 2004), was zum Beispiel Türk-Noack und Thorhauer (2001) nutzten, um verschiedene Kompensationsmöglichkeiten nach einer Vor-Beanspruchung unterscheiden zu können (s. Kapitel 2.4.1.1).

Da intermuskuläre Kompensationen kurzzeitig sein können, was die Befunde zu den alternierenden Aktivitäten synergistisch wirksamer Muskeln zeigen (s. Kapitel 2.4.1.1), ist die Auswertung der Daten über den gesamten Beanspruchungsverlauf eine weitere Möglichkeit, um den Erkenntnisstand zu intermuskulären Kompensationen zu erweitern. In Anlehnung an Voge und Dingwell (2003) könnten auffällige kurzzeitige Veränderungen der Frequenz- und Amplitudenparameter einzelner Muskeln in einen Zusammenhang gebracht werden und dahingehend geprüft werden, ob intermuskuläre Kompensationen stattgefunden haben. Es zeigte sich auch in der Untersuchung von Voge und Dingwell (2003), dass dabei die Einbeziehung kinematischer Daten notwendig ist.

Der Ansatz der Vor-Beanspruchung wird generell als ein wichtiger Ansatz zum Erkenntnisgewinn im Bereich der intermuskulären Kompensationen angesehen. Gelingt die Vor-Beanspruchung einzelner Kinetoren, kann eine generelle Bestätigung für das Stattfinden intermuskulärer Kompensationen gefunden werden, wenn Parameter der Bewegungsaufgabe, die in einem direkten Zusammenhang mit den Kraftkapazitäten der Kinetoren stehen, unverändert sind. Die Vor-Beanspruchung zweigelenkiger Kinetoren wird als besonders interessant eingeschätzt, da dadurch die Effekte intermuskulärer Kompensationen auf die Stabilisation von zu stabilisierenden Gelenken untersucht werden können. Da die Elektromyostimulation als Verfahren zur Vor-Beanspruchung kritisch eingeschätzt wird (s. Kapitel 3.3.2), sollten verschiedene Bewegungsaufgaben im Hinblick auf ihre Eignung für die Vor-Beanspruchung von Muskeln überprüft werden.

Die Vorschläge zur Untersuchung von intermuskulären Kompensationen sind übertragbar auf zukünftige grundlagenorientierte Forschungsvorhaben zur Untersuchung von beanspruchungsbedingten Effekten einer veränderten intermuskulären Koordination (die nicht als Kompensationen interpretiert werden kann) auf den Bewegungsablauf. So könnte zum Beispiel der Zusammenhang zwischen der Aktivierungszunahme eines Stabilisators und einer gefundenen

Bewegung überprüft werden. Auf das Experiment II der vorliegenden Arbeit bezogen, könnte der Zusammenhang zwischen der starken iEMG-Zunahme des DL CL und der gefundenen Adduktionsbewegung in der zweiten Beanspruchungshälfte untersucht werden.

Für die grundlagenorientierte Forschung werden nachfolgend noch Anregungen zur Veränderung eines sich an der vorliegenden Arbeit orientierenden Studiendesigns gegeben, wodurch zumindest zu einem Teil Interpretationsprobleme behoben werden könnten. Bei der Auswertung der Daten zeigte sich, dass vor allem die Interpretation der EMG-Daten im Hinblick auf die Beanspruchungshöhe und die Ursachen der Beanspruchungszunahme eine große Herausforderung darstellt.

Die Interpretation der Beanspruchungshöhe der Kinetoren, also der Muskelgruppe, die sehr hoch beansprucht ist, kann dadurch verbessert werden, dass zu mehr Messzeitpunkten Daten erhoben werden. Dadurch kann ein Abflachen der iEMG-Zunahme und auch der MF-Abnahme, was auf eine maximale Beanspruchung und eine Abnahme der Leistungsfähigkeit hinweist, besser erfasst werden. Ein weiterer Vorteil wäre, dass die EMG-Parameter dann auch zu dem Zeitpunkt, zu dem bei einem (oder mehreren) der synergistisch wirksamen Kinetoren die Leistungsfähigkeit abnimmt, in Beziehung zu den kinematischen Parametern gesetzt werden können.

Um die Beanspruchungshöhe von Stabilisatoren mit verschiedenen Funktionen noch besser einschätzen zu können, müssen für zukünftige Forschungsvorhaben die Bewegungsaufgaben, die zur Normalisierung der Amplitudenparameter herangezogen werden, überdacht werden. Die beste Alternative wird in Maximalkrafttests gesehen, bei denen mit größtmöglicher Sicherheit von einer maximalen Beanspruchung des getesteten Muskels ausgegangen werden kann. Die Entwicklung und Durchführung der Tests ist jedoch nicht ganz trivial. Theoretisch müsste bei Muskeln mit mehreren Funktionen eine Bewegungsaufgabe gewählt werden, bei der alle den Funktionen entsprechenden Gelenkmomente gezielt generiert werden. Eine Orientierung bieten klinische Tests (u.a. auch bei SENIAM (Hermens et al., 1999)). Praktisch bringt das einige Schwierigkeiten mit sich, weil entsprechende Vorrichtungen konstruiert werden müssen und die Kontrolle der Ausführung (und damit der generierten Gelenk-

momente) bei isometrischen Maximalkrafttests sowohl für die Versuchsperson als auch den Untersuchungsleiter fast unmöglich ist. So können die Probleme bei der Normalisierung der Amplitudenparameter von DL CL und DL SP in der vorliegenden Arbeit darauf zurückgeführt werden, dass beide Muskeln bei der Abduktion, bei der sie laut funktioneller Anatomie bei dem gegebenen Abspreizwinkel keine Funktion haben, co-kontrahierten, um die Abduktion in der Frontalebene zu stabilisieren. Individuelle Unterschiede bei der Aktivierung von Muskeln bei gegebenen Bewegungsaufgaben, die sich in verschiedenen EMG-Studien zu Muskelfunktionen zeigen (z.B. im Zusammenhang mit der Funktion der Bizepsköpfe für die Supination, Ab-/Adduktion, Innenrotation s. Kapitel 3.2.4 und 3.3.2), erschweren zudem die Auswahl der Bewegungsaufgabe zur Normalisierung. Insgesamt wird eingeschätzt, dass umfangreiche Testreihen notwendig sind, um die richtigen Maximalkrafttests für Muskeln mit mehreren Funktionen zu finden. Ein Nachteil individueller Maximalkrafttests für jeden untersuchten Muskel besteht darin, dass die Testprozedur sehr zeitaufwendig wird.

Um die Interpretationsspielräume bezüglich der Ursachen einer gefundenen Beanspruchungszunahme von Stabilisatoren einzuschränken, sollte versucht werden, alle Stabilisatoren elektromyographisch abzuleiten. Resultierende Gelenkmomente oder Bewegungen können dann besser auf die Aktivität einzelner Muskeln, die synergistisch und antagonistisch wirksam sind, zurückgeführt werden. Erst dann können mit größerer Sicherheit Aussagen darüber gemacht werden, ob und warum der Kraftoutput eines Muskels gesteigert wurde oder ob lediglich intramuskuläre Kompensationen zur Konstanthaltung eines Kraftoutputs erfolgten. Die Einschätzung notwendig werdender intramuskulärer Kompensationen im Beanspruchungsverlauf könnte auch dadurch gestützt werden, dass über Maximalkrafttests die Leistungsfähigkeit der Stabilisatoren direkt im Anschluss an den Beanspruchungsversuch kontrolliert wird. Die kurzen Regenerationszeiten reduzieren jedoch die Aussagekraft, wenn mehrere Stabilisatoren nacheinander getestet werden.

Des Weiteren könnte darüber nachgedacht werden, die Priorität der Stabilisierung des Schultergelenks zu erhöhen, was durch eine Modifikation der Instruktion geschehen kann. In der vorliegenden Arbeit erfolgte durch die Instruktion keine Priorisierung der allgemein verständlich formulierten Technikmerkmale

Bewegungsgeschwindigkeit, Bewegungsumfang, Bewegungsebene, Neutral-Nullstellung des Unterarms. Das führte bei den Versuchspersonen dazu, dass die beiden erstgenannten Merkmale eine höhere Priorität erhielten. Es kann anhand der Fragebogendaten zwar nicht abgeschätzt werden, wie viel Aufmerksamkeit tatsächlich der Stabilisierung des Schultergelenks gewidmet wurde. Es wird jedoch deutlich, dass Potential besteht, diese zu erhöhen. Fehler bei der Generierung von Gelenkmomenten, die bei geringer Aufmerksamkeitszuwendung (wie in den eigenen Untersuchungen) stärker zu erwarten sind und schlechter wahrgenommen werden, könnten dann eher als Faktor für eine verschlechterte Stabilisierung ausgeschlossen werden (was für die vorliegende Arbeit nicht möglich ist).

Auf der Basis der vorliegenden grundlagenorientierten Arbeit können verschiedene praxisorientierte Forschungsansätze, die für die Sportwissenschaft besondere Bedeutung haben, entwickelt werden. Wichtige Fragen der Sport- und Bewegungspraxis, die in einen Zusammenhang mit der vorliegenden Arbeit gebracht werden können, betreffen das motorische Lernen, das Verletzungsrisiko und die Aufrechterhaltung der Leistung bei neuromuskulären Beanspruchungen.

Für den Bereich des motorischen Lernens ist zunächst bedeutsam, dass beanspruchungsbedingte Veränderungen der intermuskulären Koordination stattfinden. Dies spricht für eine Weiterbeschäftigung mit der Forschungsfrage, ob Techniktraining unter hohen konditionellen Belastungen ausgeführt werden soll, wenn im Wettkampf ebensolche auftreten. Bisher konnte noch keine Bestätigung dafür gefunden werden, dass Techniktraining, welches unter konditionellen Belastungsbedingungen ausgeführt wird, gegenüber unbelastet durchgeführtem Techniktraining Vorteile für die Lernleistung hat, die unter konditionellen Belastungsbedingungen erbracht wird (Olivier et al., 2001). Der Grund dafür könnte darin liegen, dass verschiedene beanspruchungsbedingte Veränderungen der intermuskulären Koordination positive und negative Effekte auf das motorische Lernen haben, die sich gegenseitig aufheben. Einen positiven Effekt könnten zum Beispiel Anpassungen intermuskulärer Kompensationen haben. Daher ist zu prüfen, ob sich intermuskuläre Kompensationen im Trainingsprozess verändern (ob sie erlernbar sind) und ob damit Vorteile für die

Ausführung der Bewegungsaufgabe unter hohen Beanspruchungen verbunden sind. Einen negativen Effekt könnten dagegen beanspruchungsbedingte Technikverschlechterungen haben, die auf eine Veränderung der intermuskulären Koordination der Stabilisatoren und eine Verringerung der Stabilisation eines zu stabilisierenden Gelenks zurückzuführen sind. Daher müsste untersucht werden, ob sich eine Verschlechterung der Stabilisation tatsächlich negativ auf die Lernleistung auswirkt oder ob durch eine Verbesserung der Stabilisation (durch Trainingsinterventionen oder Instruktionen während des Lernens) negative Effekte abgeschwächt werden können.

Um Verletzungs- und Schädigungsrisiken minimieren zu können, sollten Bewegungsaufgaben untersucht werden, für die hohe Risiken angenommen werden. Werden beanspruchungsbedingte Veränderungen kinematischer Parameter gefunden, können diese im Hinblick auf ihr Gefährdungspotential diskutiert werden. Die Abschätzung von Verletzungs- und Schädigungsrisiken ist jedoch nicht trivial und kann nur durch die Analyse beteiligter aktiver und passiver Strukturen bei einer Bewegungsaufgabe und anhand von Erkenntnissen zu Verletzungssituationen geschehen. Für Schulterverletzungen/-schädigungen werden zum Beispiel häufige Schulterabduktionen und -flexionen als Ursachen diskutiert (im Überblick Côté et al., 2005). Werden für bestimmte Bewegungsaufgaben im Krafttraining oder Arbeitsalltag gefährdende Veränderungen im Bewegungsablauf gefunden, können im zweiten Schritt Abbruchkriterien definiert werden. Darüber hinaus sollten die Ursachen für die Veränderungen auf Ebene der intermuskulären Koordination identifiziert werden, um Interventionen entwickeln zu können. Das Ziel dieser Interventionen könnte darin bestehen, die Maximalkraft der Kinetoren und Stabilisatoren zu steigern, die am höchsten beansprucht werden, um deren Beanspruchung zu reduzieren. Andere Interventionen könnten in einem Techniktraining bestehen, in dem durch Feedback zum Bewegungsablauf versucht wird, die intermuskuläre Koordination der Stabilisatoren so zu beeinflussen, dass die Stabilisierung von Gelenken aufrechterhalten werden kann.

Da im Sport oder auch im Alltag und der Arbeitswelt Leistungen unter hohen neuromuskulären Beanspruchungen erbracht werden müssen, können sich weitere Forschungsansätze damit beschäftigen, wie ein möglichst langes Aufrechterhalten der Leistung gefördert werden kann. Die Interventionen könnten

denen entsprechen, die im Zusammenhang mit der Reduktion von Verletzungsrisiken genannt wurden. Bedeutsam wären darüber hinaus Erkenntnisse über die Beeinflussung von intermuskulären Kompensationen durch Training und die Effekte möglicher Veränderungen der Kompensationen auf die Leistungserbringung unter hohen neuromuskulären Beanspruchungen, was im Zusammenhang mit dem motorischen Lernen diskutiert wurde.

Einen anderen interessanten Ansatz zur Steigerung der Leistung formulierten Türk-Noack und Thorhauer (2001) und Thorhauer et al. (2001). Dieser besteht darin, dass im Training durch Vor-Ermüdung Muskeldefizite erzeugt werden, die Kompensationsmechanismen auslösen, die wiederum Leistungsreserven im unermüdeten Zustand des Sportlers erschließen helfen. Es soll „die Adaptabilität des muskulären Systems auf wiederholte Ermüdungsreize progressiv genutzt werden, indem temporäre Funktionsdefizite aber auch autonome Regulationsmechanismen erkannt und durch systematisches Training so genutzt werden, dass das Nerv-Muskel-System im nichtermüdeten Zustand mit einer Erhöhung der ursprünglichen Leistungsfähigkeit reagiert“ (Thorhauer et al., 2001, S. 99). Theoretische Grundlagen und Empfehlungen dafür, welche Muskeln vor-ermüdet werden sollen, werden nicht diskutiert. Erkenntnisse darüber, ob eine Leistungssteigerung durch Vor-Ermüdung gelingt, stehen ebenfalls noch aus. Auch hier können zukünftige Forschungsvorhaben anknüpfen.

Für alle drei Bereiche (motorisches Lernen, Verletzungsrisiko, Aufrechterhaltung und Verbesserung der Leistung) sind zunächst detaillierte Erkenntnisse über auftretende Veränderungen im Bewegungsablauf bedeutsam. Verschiedene Bewegungsaufgaben sollten daher untersucht und die gefundenen Veränderungen im Hinblick auf die intermuskuläre Koordination diskutiert werden. Besondere Aufmerksamkeit sollte dabei den Stabilisatoren und zweigelenkigen Kinetoren geschenkt werden und der Frage, ob eine veränderte Koordination dieser zu einer Verringerung der Stabilisation eines zu stabilisierenden Gelenks führt. Für die Entwicklung von Interventionen in allen Bereichen sind Erkenntnisse über die Ursachen der Veränderung der intermuskulären Koordination von Kinetoren und Stabilisatoren bedeutsam.

Die vorliegende Arbeit bietet insgesamt verschiedene Anknüpfungspunkte für zukünftige Forschungsvorhaben. Darüber hinaus werden Forderungen an die

Grundlagenforschung und Theorieentwicklung deutlich. Denn neben der Weiterentwicklung der Theorien zur motorischen Kontrolle sind Untersuchungen zum Zusammenhang von EMG-Daten, Muskelkraft, Beanspruchungshöhe und Abnahme der Leistungsfähigkeit bedeutsam. Die Einflussfaktoren auf das EMG-Signal müssen weiter untersucht werden. Dazu gehören unter anderem auch solche Faktoren wie der Aufmerksamkeitsfokus, der entweder bewegungs- oder effektbezogen sein kann (internaler oder externaler Fokus) (Vance, Wulf, Töllner, McNevin & Mercer, 2004). Eine Erstellung eines Interpretationsleitfadens als Erweiterung von JASA könnte zukünftige Forschungsvorhaben unterstützen.

Alternativen zur Oberflächen-Elektromyographie gibt es kaum. Die technischen Möglichkeiten zur direkten Messung von Muskelkräften durch die Anbringung von Kraftaufnehmern an der Sehne, bestehen zwar, der Anwendung beim Menschen sind jedoch ethische Grenzen gesetzt. Daher wird lediglich die Mechanomyographie als Alternative zur Elektromyographie diskutiert. Unter dem Begriff Mechanomyographie werden verschiedene Methoden zusammengefasst, mit denen auf der Hautoberfläche Schwingungen erfasst werden, für die ein hoher Zusammenhang mit der Aktivierung von motorischen Einheiten angenommen wird (im Überblick Mamaghani, Shimomura, Iwanaga & Katsuura, 2002). Der Zusammenhang zwischen den Amplituden- und Frequenzparametern des Mechanomyogramms und den kontraktilen Eigenschaften des Muskels wird im Vergleich zur Elektromyographie als höher eingeschätzt. Daher wird davon ausgegangen, dass Rückschlüsse auf die Muskelkraft und Ermüdung eindeutiger sind (im Überblick Mamaghani et al., 2002). Die Annahme wird selbst jedoch kritisch gesehen, da auch für die Mechanomyographie nicht geklärt ist, inwieweit die einzelnen Faktoren Rekrutierung, Frequenzierung, Tremor und mechanische Faktoren zum Anstieg der Amplitude im Beanspruchungsverlauf beitragen (im Überblick Mamaghani et al., 2002). Vergleicht man gleichzeitig erhobene elektro- und mechanomyographische Daten, so finden sich vergleichbare Frequenzabnahmen (Tarata, 2003), aber auch Unterschiede, die darin bestehen, dass die MF des Mechanomyogramms im Gegensatz zur MF des Elektromyogramms nicht abnimmt (Mamaghani et al., 2002). Auch Amplitudenzunahmen werden im Beanspruchungsverlauf mit beiden Verfahren gefunden (Mamaghani et al., 2002; Tarata, 2003). Eine Plateaubildung und

Abnahmen der Amplitude in späten Beanspruchungsphasen werden im Mechanomyogramm jedoch deutlicher (bei relativ höheren Belastungsintensitäten: 60% MVC vs. 20% MVC), was die Autoren dahingehend interpretieren, dass die Amplitude des Mechanomyogramms in einem hohen Zusammenhang zur Muskelkraft steht (Mamaghani et al., 2002). Der Vorteil der Mechanomyographie im Vergleich zur Elektromyographie wird anhand der experimentellen Daten und anhand der Nichteindeutigkeit, die bei beiden Methoden bezüglich der Einflusshöhe verschiedener Einflussfaktoren besteht, nicht gesehen. Eine kritische Prüfung beider Methoden im Hinblick auf die Zusammenhänge zwischen Amplituden- und Frequenzparametern und der Muskelkraft scheint notwendig.

Literaturverzeichnis

Abbiss, C.R. & Laursen, P.B. (2005). Models to explain fatigue during prolonged endurance cycling. *Sports Medicine, 35*(10), 865-898.

Akima, H., Foley, J.M., Prior, B.M., Dudley, G.A. & Meyer, R.A. (2002). Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in human. *Journal of Applied Physiology, 92,* 679-684.

Ament, W., Bonga, D.J.J., Hof, A.L. & Verkerke, G.J. (1996). Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. *European Journal of Applied Physiology, 74*, 180-186.

An, K.N., Hui, F.C., Morrey, B.F., Linscheid, R.L. & Chao, E.Y. (1981). Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *Journal of Biomechanics, 14*(10), 659-669.

Anders, C. (1997). Erweiterte elektrophysiologische Kennzeichnung muskulären Ermüdungsverhaltens. In S. Radandt, R. Grieshaber & W. Schneider (Hrsg.), *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen. 4. Erfurter Tage* (S. 313-322). Leipzig: monade Verlag und Agentur.

Asmussen, E. (1979). Muscle fatigue. *Medicine and Science in Sports, 11*(4), 313-321.

Balestra, G., Frassinelli, S., Knaflitz, M. & Molinari, F. (2001). Time-frequency analysis of surface myoelectric signals during athletic movement. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 20*(6), 106-115.

Basmajian, J.V. & De Luca, C.J. (1985). *Muscle alive. Theire functions revealed by Electromyography.* Baltimore: Williams and Wilkins.

Basmajian, J.V. & Latif, A. (1957). Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow. A detailed electromyographic analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery, 39,* 1106-1118.

Bates, B.T., James, C.R. & Dufek, J.S. (2004). Single-subject analysis. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement* (S. 3-28). Champaign: Human Kinetics.

Behnke, R.S. (2001). *Kinetic Anatomy.* Champaign: Human Kinetics.

Bender, R. & Lange, S. (2001). Adjusting for multiple testing – when and how? *Journal of Clinical Epidemiology, 54*(4)*,* 343-349.

Bender, R., Lange, S. & Ziegler, A. (2002). Multiples Testen. *Deutsche medizinische Wochenschrift, 127,* T4-T7.

Benjamini, Y. & Hochberg, Y. (1995). Controlling the false discovery rate: A practical and powerful approach to multiple testing. *Journal of Royal Statistical Society. Series B (Methodological), 57*(1), 289-300.

Bernstein, N. (1967). *The co-ordination and regulation of movement*. Oxford: Pergamon Press.

Bigland-Ritchie, B. (1981a). EMG/force relations and fatigue of human voluntary contractions. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 9*(1)*,* 75-117.

Bigland-Ritchie, B. (1981b). EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. In R. Porter & J. Whelan (Eds.), *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* (S. 130-156). London: Pitman Medical.

Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E. & Vøllestad, N.K. (1986). Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiologica Scandinavica Supplementum, 556,* 137-148.

Bigland-Richtie, B., Furbush, F. & Woods, J.J. (1986). Fatigue of intermittent submaximal voluntary contractions: central and peripheral factors. *Journal of Applied Physiology, 61*(2), 421-429.

Bigland-Ritchie, B. & Woods, J.J. (1984). Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. *Muscle and Nerve, 7*(9)*,* 691-699.

Birbaumer, N. & Schmidt, R.F. (2005). Allgemeine Physiologie der Großhirnrinde. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 187-203). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Birklbauer, J. (2006). *Modelle der Motorik*. Aachen: Meyer und Meyer Verlag.

Biro, A., Griffin, L. & Cafarelli, E. (2007). Reflex gain of muscle spindle pathways during fatigue. *Experimental Brain Research, 177,* 157-166.

Blok, J.H., Stegeman, D.F. & van Oosterom, A. (2002). Three-layer volume conductor model and software package for applications in surface electromyography. *Annals of Biomedical Engineering, 30,* 566-577.

Boerio, D., Jubeau, M., Zory, R. & Maffiuletti, N.A. (2005). Central and peripheral fatigue after electrostimulation-induced resistance exercise*. Medicine and Science in Sports and Exercise, 37*(6), 973-978.

Bonato, P., Boissy, P., Croce, U.D. & Roy, S.H. (2002). Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Transactions in Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 10*(1), 38-47.

Boonstra, T.W., Daffertshofer, A., van Ditshuizen, J.C., van den Heuvel, M.R.C., Hofman, C., Willigenburg, N.W. & Beek, P.J. (2008). Fatigue-related changes in motor-unit synchronisation of quadriceps muscles within and across legs. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 18,* 717-731.

Bortz, J. (2005). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler.* Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Bouisset, S., Lestienne, F. & Maton, B. (1977). The stability of synergy in agonists during the execution of a simple voluntary movement. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 42,* 543-551.

Boutellier, U. & Ulmer, H.V. (2005). Sport- und Arbeitsphysiologie. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 909-932). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Brocket, C., Warren, N., Gregory, J.E., Morgan, D.L. & Proske, U. (1997). A comparison of the effect of concentric versus eccentric exercise on force and position sense at the human elbow joint. *Brain Research, 771,* 251-258.

Brown, L.E., Rosenbaum, D.A. & Sainburg, R.L. (2003). Limb position drift: implications for control of posture and movement. *Journal of Neurophysiology, 90,* 3105-3118.

Bühner, M. & Ziegler, M. (2009). *Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler*. München: Pearson Studium.

Buskies, W. & Boeckh-Behrens, W.U. (1999). Probleme bei der Steuerung der Trainingsintensität im Krafttraining auf der Basis von Maximalkrafttests. *Leistungssport, 39*(3), 4-8.

Button, C., Davids, K. & Schöllhorn, W. (2006). Coordination profiling of movement systems. In K. Davids, S. Bennett & K. Newell (Eds.), *Movement System Variability* (S. 133-152). Champaign: Human Kinetics.

Byström, S.E.G., Mathiassen, S.E., Fransson-Hall, C. (1991). Physiological effects of micropauses in isometric handgrip exercise. *European Journal of Applied Physiology, 63,* 405-411.

Chabran, E., Maton, B. & Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 12,* 67-79.

Christensen, H., Søgaard, K., Jensen, B.R., Finsen, L. & Sjøgaard, G. (1995). Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 5,* 27-36.

Christie, A. & Kamen, G. (2009). Motor unit firing behavior during prolonged 50% MVC dorsiflexion contractions in young and older adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19,* 543-552.

Cifrek, M., Medved, V., Tonkovic, S. & Ostojic, S. (2009). Surface EMG based muscle fatigue evaluation on biomechanics. *Clinical Biomechanics, 24,* 327-340.

Clancy, E.A., Farina, D. & Filligoi, G. (2004). Single-channel techniques for information extraction form the surface EMG signal. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications* (S. 133-168). New Jersey: Wiley & Sons.

Corcos, D.M., Jiang, H.Y., Wilding, J. & Gottlieb, G.L. (2002). Fatigue induced changes in phasic muscle activation patterns for fast elbow flexion movements. *Experimental Brain Research, 142,* 1-12.

Côté, J.N., Feldman, A.G., Mathieu, P.A. & Levin, M.F. (2008). Effects of fatigue on intermuscular coordination during repetitive hammering. *Motor Control, 12,* 79-92.

Côté, J.N., Mathieu, P.A., Levin, M.F. & Feldman, A.G. (2002). Movement reorganization to compensate fatigue during sawing. *Experimental Brain Research, 146*(3)*,* 394-398.

Côté, J.N., Raymond, D., Mathieu, P.A., Feldman, A.G. & Levin, M.F. (2005). Differences in multi-joint kinematic patterns of repetitive hammering in healthy, fatigued and shoulder-injured individuals. *Clinical Biomechanics, 20,* 581-590.

Dillinger, M. (2001). *Konditionelle Belastungen und Ergebniskonstanz* (Dissertation). Zugriff am 04.10.2011 unter http://scidok.sulb.uni-saarland.de/volltexte/2003/91/pdf/Dill.pdf

Dimitrova, N.A., Arabadzhiev, T.I., Hogrel, J.Y. & Dimitrov, G.V. (2009). Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19,* 252-258.

Dimitrova, N.A. & Dimitrov, G.V. (2003). Interpretation of EMG changes with fatigue: facts, pitfalls, and fallacies. *Journal of Elelctromyography and Kinesiology, 13,* 13-36.

Disselhorst-Klug, C., Schmitz-Rode, T. & Rau, G. (2009). Surface electromyography and muscle force: Limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clinical Biomechanics, 24,* 225-235.

Duchateau, J., Le Bozec, S. & Hainaut, K. (1986). Contributions of slow and fast muscles of triceps surae to a cyclic movement. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 55*(5), 476 -481.

Ebenbichler, G.R., Bonato, P., Hoy, S.H., Lehr, S., Posch, M., Kollmitzer, J. & Croce, U.D. (2002). Reliability of EMG time-frequency measures of fatigue during repetitive lifting. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 34*(8), 1316-1323.

Ebner, T.J., Hendrix, C.M. & Pasalar, S. (2009). Past, present, and emerging principles in the neural encoding of movement. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 127-138). New York: Springer.

Edwards, R.H.T. (1981). Human muscle function and fatigue. In R. Porter & J. Whelan (Eds.), *Human muscle fatigue: Physiological mechanisms* (S. 1-18). London: Pitman Medical.

Enoka, R.M. (1995). Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 5*(3), 141-149.

Enoka, R.M. (2002). *Neuromechanics of human movement.* Champaign: Human Kinetics.

Enoka, R.M. & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: What, why, and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology, 586*(1), 11-23.

Enoka, R.M. & Fuglevand, A.J. (2001). Motor unit physiology: Some unresolved issues. *Muscle and Nerve, 24,* 4-17.

Enoka, R.G. & Stuart, D.G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology, 72,* 1631-1648.

Farina, D., Arendt-Nielsen, L., Merletti, R., Indino, B. & Graven-Nielsen, T. (2003). Selectivity of spatial filters for surface EMG detection form the tibialis anterior muscle. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50,* 354-364.

Farina, D., Fosci, M. & Merletti, R. (2002). Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables. *Journal of Applied Physiology, 92,* 235-247.

Farina, D. & Merletti, R. (2000). Comparison of algorithms for estimation of EMG variables during voluntary isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10,* 337-350.

Farina, D., Merletti, R. & Enoka, R.M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG*. Journal of Applied Physiology, 96,* 1486-1495.

Farina, D., Merletti, R. & Stegeman, D.F. (2004). Biophysics of the generation of EMG signals. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications* (S. 81-105)*.* New Jersey: Wiley & Sons.

Feldman, A.G. (2009). Origin and advances of the Equilibrium-Point Hypothesis. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 637-644). New York: Springer.

Feldman, A.G. & Levin, M.F. (2009). The Equilibrium-Point Hypothesis – Past, present and future. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 699-726). New York: Springer.

Feldman, A.G. (2010). How the brain solves redundancy problems. Motor Control, 14, e1-e5.

Felici,F. (2004). Applications in exercise physiology. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.) *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications* (S. 365-379), New Jersey: Wiley & Sons.

Forestier, N. & Nougier, V. (1998). The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. *Neuroscience Letters, 252,* 187-190.

Forestier, N., Teasdale, N. & Nougier, V. (2002). Alteration of the position sense at the ankle induced by muscular fatigue in humans. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 34*(1)*,* 117-122.

Freiwald, J., Baumgart, C. & Konrad, P. (2007). *Einführung in die Elektromyographie.* Balingen: Spitta Verlag.

Freriks, B., Hermens, H.J., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (1999). The recommentations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. In H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, … G. Hägg (Eds.), *Seniam: European recommendations for surface electromyography* (S. 15-56)*.* Enschede: Roessingh Research and Development.

Frick, U. (1993). *Kraftausdauer im Dehnungs-Verkürzungszyklus.* Köln: Sport und Buch Strauss.

Frigo, C. & Crenna, P. (2009). Multichannel SEMG in clinical gait analysis: A review and state-of-the-art. *Clinical Biomechanics, 24,* 236-245.

Frigo, C. & Shiavi, R. (2004). Applications in movement and gait analysis. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications* (S. 381-401). New Jersey: Wiley & Sons.

Fröhlich, M. & Marschall, F. (2001). Entwicklung eines Verfahrens zur Bestimmung der isometrischen und konzentrischen Maximalkraft. In H.A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Hrsg.), *Muskel-Ermüdung. Forschungs-*

ansätze in der Trainingswissenschaft (S. 119-125). Köln: Sport und Buch Strauß.

Fröhlich, M. & Schmidtbleicher, D. (2003). Belastungsintensität und Wiederholungszahl in Abhängigkeit von der Trainingsspezifik im Krafttraining. In G.P Brüggemann & G. Morey-Klapsing (Hrsg.), *Biologische Systeme. Mechanische Eigenschaften und ihre Adaptation bei körperlicher Belastung* (S. 54-58). Hamburg: Czwalina.

Fuglevand, A.J., Winter, D.A. & Patla, A.E. (1993). Models of recruitment and rate coding organization in motor unit pools. *Journal of Neurophysiology, 70,* 2470-2488.

Fuglsang-Frederiksen, A. & Rønager, J. (1988). The motor unit firing rate and the power spectrum of EMG in humans. *Electroencephalograophy and Clinical Neurophysiology, 70,* 68-72.

Furlani, J. (1976). Electromyographic study of the m. biceps brachii in movements at the glenohumeral joint. *Acta anatomica, 96*(2)*,* 270-284.

Gamet, D., Duchene, J., Garapon-Bar, C. & Goubel, F. (1993). Surface electromyogram power spectrum in human quadriceps muscle during incremental exercise. *Journal of Applied Physiology, 74*(6), 2704-2710.

Gamet, D., Duchene, J. & Goubel, F. (1996). Reproducibility of kinetics of electromyogram spectrum parameters during dynamic exercise. *European Journal of Applied Physiology*, *74,* 504-510.

Gamet, D. & Maton, B. (1989). The fatigability of two agonistic muscles in human isometric voluntary submaximal contraction: an EMG study. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *58*(4)*,* 361-368.

Gandevia, S.C. (1998). Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive. *Acta Physiologica Scandinavica, 162,* 275-283.

Gandevia, S.C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews, 81*(4), 1725-1789.

Garland, S.J., Enoka, R.M., Serrano, L.P. & Robinson, G.A. (1994). Behavior of motor units in human biceps brachii during a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology, 76,* 2411-2419.

Garland, S.J. & Gossen, E.R. (2002). The muscular wisdom hypothesis in human muscle fatigue. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 30*(1), 45-49.

Gates, D.H. & Dingwell, J.B. (2008). The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements. *Experimental Brain Research, 187,* 573-585.

Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y. & Arcan, M. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture, 15,* 56-63.

Gerdle, B., Eriksson, N.E. & Brundin, L. (1990). The behaviour of the mean power frequency of the surface electromyogram in biceps brachii with increasing force and during fatigue. With special regard to the electrode distance. *Electromyography and Clinical Neurophysiology, 30*(8), 483-489.

Gerdle, B., Larsson, B. & Karlsson, S. (2000). Criterion validation of surface EMG variables as fatigue indicators using peak torque. A study of repetitive maximum isokinetic knee extensions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 225-232.

Glass, G.V., Peckham, P.D. & Sanders, J.R. (1972). Consequences of failure to meet assumptions underlying the fixed effects analysis of variance and covariance. *Review of Educational Research, 42*(3)*,* 237-288.

Gollhofer, A., Komi, P.V., Fujitsuka, N. & Miyashita, M. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine, 8,* 38-47.

Gollhofer, A., Komi, P.V. & Miyashita, M. (1987). Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: Changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *International Journal of Sports Medicine, 8,* 71-81.

Gollhofer, A., Schmidtbleicher, D. & Horstmann, G. (1989). Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In R. Daugs, K. Leist & H.V. Ulmer (Hrsg.), *Motorikforschung aktuell* (S. 58-67). Clausthal-Zellerfeld: dvs.

Grabiner, M.D., Robertson, R.N. & Campbell, K.R. (1988). Effects of fatigue on activation profiles and relative torque contributions of elbow flexor synergists. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 20*(1), 79-84.

Griffin, L., Garland, S.J. & Ivanova, T. (1998). Discharge patterns in human motor units during fatiguing arm movements. *Journal of Applied Physiology, 85*(5), 1684-1692.

Grimby, L., Hannerz, J., Borg, J. & Hedman, B. (1981). Firing properties of single human motor units on maintained maximal voluntary effort. In R. Porter & J. Whelan (Eds), *Human muscle fatigue: Physiological mechanisms* (S. 157-177)*.* London: Pitman.

Guével, A., Hogrel, J.Y. & Marini, J.F. (2000). Fatigue of elbow flexors during repeated flexion-extension cycles: Effect of movement strategy. *International Journal of Sports Medicine, 21,* 492-498.

Hägg, G.M., Luttmann, A. & Jäger, M. (2000). Methodologies for evaluating electromyographic field data in ergonomics. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10,* 301-312.

Hagberg, M. & Ericson, B.E. (1982). Myoelectric power spectrum dependence on muscular contraction level of elbow flexors. *European Journal of Applied Physiology, 48,* 147-156.

Hall, L.A. & McCloskey, D.I. (1983). Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. *Journal of Physiology, 335,* 519-533.

Hamill, J., Haddad, J.M., Heiderscheit, B.C., van Emmerik, R.E.A. & Li, L. (2006). Clinical Relevance of Variability in Coordination. In K. Davids, S. Bennett & K. Newell (Eds.), *Movement system variability* (S. 153-166). Champaign: Human Kinetics.

Hamill, J. & Knutzen, K.M. (1995). *Biomechanical basis of human movement.* Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Hammarskjöld, E. & Harms-Ringdahl, K. (1992). Effect of arm-shoulder fatigue on carpenters at work. *European Journal of Applied Physiology, 64,* 402-409.

Handwerker, H.O. (2005). Allgemeine Sinnesphysiologie. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 275-294). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Harwell, M.R., Rubinstein, E.N., Hayes, W.S. & Olds, C.C. (1992). Summarizing Monte Carlo results in methodological research: The one- and two-factor fixed effects anova cases. *Journal of Educational Statistics, 17*(4), 315-339.

Hatze, H. (1986). Motion variability – its definition, quantification, and origin. *Journal of Motor Behavior, 18*(1), 5-16.

Heller, M. (2004). *Sportliche Leistungsfähigkeit und zeitabhängiges Frequenzverhalten von Oberflächenmyogrammen* (Dissertation). Zugriff am 11.03.2010 unter http://diglib.uni-magdeburg.de/Dissertationen/2005/marheller.pdf

Henneman, E. (1957). Relation between size of motoneurons and their susceptibility to discharge. *Science, 126,* 1345-1347.

Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. (1965a). Excitability and inhibitability of motoneurones of different sizes. *Journal of Neurophysiology*, *28,* 599-620.

Henneman, E., Somjen, G. & Carpenter, D.O. (1965b). Functional significance of cell size in spinal motoneurones. *Journal of Neurophysiology*, *28,* 560-582.

Hermens, H.J., Bruggen, T.A.M., Baten, C.T.M., Rutten, W.L.C. & Boom, H.B.K. (1992). The median frequency of the surface EMG power spectrum in relation to motor unit firing and action potential properties. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 2*(1), 15-25.

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10*(5), 361-374.

Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., … Hägg, G. (Eds.) (1999). *Seniam: European recommendations for surface electromyography.* Enschede: Roessingh Research and Development.

Hodson-Tole, E.F. & Wakeling, J.M. (2009). Motor unit recruitment for dynamic tasks: current understanding and future directions. *Journal of Comparative Physiology. B, Biochemical, Systemic and Environmental Physiology, 179*(1), 57-66.

Hof, A.L. (1997). The relationship between electromyogram and muscle force. *Sportverletzung Sportschaden, 11*(3), 79-86.

Hoffmann, M. (2001). *Koordination und Ermüdung. Experimentelle Untersuchung zu Veränderungen der Bewegungskoordination unter dem Einfluss von Ermüdung.* München: Herbert Utz Verlag.

Holtermann, A., Grönlund, C., Karlsson, J.S. & Roeleveld, K. (2008). Differential activation of regions within the biceps brachii muscle during fatigue. *Acta Physiologica, 192*(4), 559-567.

Hopkins, K.D. & Weeks, D.L. (1990). Tests for normality and measures of skewness and kurtosis: Their place in research reporting. *Educational and Psychological Measurement, 50,* 717-729.

Howard, J.D., Hoit, J.D., Enoka, R.M. & Hasan, Z. (1986). Relative activation of two human elbow flexors under isometric conditions: A cautionary note concerning flexor equivalence. *Experimental Brain Research, 62,* 199-202.

Houtman, C.J., Stegeman, D.F., van Dijk, J.P. & Zwarts, M.J. (2003). Changes in muscle fiber conduction velocity indicate recruitment of distinct motor unit populations. *Journal of Applied Physiology, 95,* 1045-1054.

Huffenus, A.F. & Forestier, N. (2006). Effects of fatigue of elbow extensor muscles voluntarily induced and induced by electromyostimulation on multi-joint movement organization. *Neuroscience Letters, 403*(1-2), 109-113.

Hultman, E., Sjöholm, H., Sahlin, K. & Edström, L. (1981). Glycolytic and oxidative energy metabolism and contraction characteristics of intact human muscle. In R. Porter & J. Whelan (Eds.), *Human muscle fatigue: physiological mechanisms* (S. 19-34). London: Pitman Medical.

Hultman, E., Spriet, L.L. & Södelund, K. (1987). Energy metabolism and fatigue in working muscle. In D. Macleod, R. Maughan, M. Nimmo, T. Reilly & C. Williams (Eds.), *Exercise. Benefits, Limits and Adaptations* (S. 63-84). London: E. & F.N. Spon.

Hunter, S.K. & Enoka, R.M. (2003). Changes in muscle activation can prolong the endurance time of a submaximal isometric contraction in humans. *Journal of Applied Physiology, 94,* 108-118.

Hunter, S.K., Lepers, R., MacGillis, C.J. & Enoka, R.M. (2003). Activation among the elbow flexor muscles differs when maintaining arm position during a fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology, 94*(6), 2439-2447.

Hunter, S.K., Ryan, D.L., Ortega, J.D. & Enoka, R.M. (2002). Task differences with the same load torque alter the endurance time of submaximal fatiguing contractions in humans. *Journal of Neurophysiology, 88,* 3087-3096.

James, C.R. (2004). Considerations of Movement Variability in Biomechanics Research. In N. Stergiou (Ed.), *Innovative Analyses of Human Movement* (S. 29-62). Champaign: Human Kinetics.

Jansen, R., Ament, W., Verkerke, G.J. & Hof, A.L. (1997). Median power frequency of the surface electromyogram and blood lactate concentration in incremental cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology, 75,* 102-108.

Jaric, S., Blesic, S., Milanovic, S., Radovanovic, S., Ljubisavljevic, M. & Anastasijevic, R. (1999). Changes in movement final position associated with agonist and antagonist muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 80,* 467-471.

Jarmey, C. (2008). *The concise book of muscles.* Chichester: Lotus Publishing.

Jöllenbeck, T. (2001). Possibilities of a non-invasive detection of recruitment order of skeletal muscle – new suggestions in EMG-processing. In J.R. Blackwell (Ed.), *Proceedings of the XIXth International Symposium on*

Biomechanics in Sports (S. 355-358). San Francisco: University of San Francisco.

Jöllenbeck, T. (2004). Wege aus der Sackgasse? Neue methodologische Ansätze zur EMG-gestützten Bewegungsanalyse. In H. Riehle (Hrsg.), *Biomechanik als Anwendungsforschung – Transfer zwischen Theorie und Praxis* (S. 270-277). Hamburg: Czwalina.

Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D. & Appleton, D. (1973). Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles. An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences, 18*(1), 111-129.

Joynt, R., Erlandson, R.F. & Rourke, M. (1988). Computerized synthesis of electromyographic interference patterns. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 69,* 517-523.

Kallenberg, L.A.C. & Hermens, H.J. (2008). Behaviour of a surface EMG based measure for motor control: Motor unit action potential rate in relation to force and muscle fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 18*, 780-788.

Kamen, G. (2004). Electromyographic Kinesiology. In D.G.E. Robertson, G.E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen & S.N. Whittlesey. (Eds.), *Research Methods in Biomechanis* (S. 163-182). Champaign: Human Kinetics.

Kaminsky, *G. (*1960*).* Das Fotografieren von Arbeits- und Bewegungsvorgängen. In G. Kaminsky & H. Schmidtke (Hrsg.), *Arbeitsablauf- und Bewegungsstudien (Grundlagen des Arbeits- und Zeitstudiums, Bd. 5)* (S. 149-159). München: Carl Hanser Verlag.

Karlsson, J.S., Östlund, N., Larsson, B. & Gerdle, B. (2003). An estimation of the influence of force decrease on the mean power spectral frequency shift of the EMG during repetitive maximum dynamic knee extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 13,* 461-468.

Keele, S.W. (1982). Learning and control of coordinated motor patterns: The programming perspective. In J.A. Kelso (Ed.), *Human Motor Behavior* (S. 161-188). Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.

Keeton, R.B. & Binder-Macleod, S.A. (2006). Low-frequency fatigue. *Physical Therapy, 86*(8), 1146-1150.

Kellis, E. (1999). The effect of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 9,* 191-199.

Klass, M., Guissard, N. & Duchateau, J. (2004). Limiting mechanisms of force production after repetitive dynamic contractions in human triceps surae. *Journal of Applied Physiology, 96,* 1516-1521.

Köhler, T. (2004). *Statistik für Psychologen, Pädagogen und Mediziner.* Stuttgart: Kohlhammer GmbH.

Komi, P.A. & Tesch, P. (1979). EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. *European Journal of Applied Physiology, 42,* 41-50.

Konrad, P. (1996). *Analyse von Belastungs- und Beanspruchungsindikatoren im Kunstturntraining – unter besonderer Berücksichtigung neuromuskulärer Messverfahren.* Köln: Sport und Buch.

Kornecki, S. & Zschorlich, V. (1994). The nature of the stabilizing functions of skeletal muscles. *Journal of Biomechanics, 27*(2), 215-225.

Kouzaki, M. & Shinohara, M. (2006). The frequency of alternate muscle activity is associated with the attenuation in muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology, 101,* 715-720.

Kouzaki, M., Shinohara, M. & Fukunaga, T. (1999). Non-uniform mechanical activity of quadriceps muscle during fatigue by repeated maximal voluntary contraction in humans. *European Journal of Applied Physiology, 80,* 9-15.

Kouzaki, M., Shinohara, M., Masani, K. & Fukunaga, T. (2004). Force fluctuations are modulated by alternate muscle activity of knee extensor synergists during low-level sustained contraction. *Journal of Applied Physiology, 97,* 2121-2131.

Krogh-Lund, C. & Jørgensen, K. (1991). Changes in conduction velocity, median frequency, and root mean square-amplitude of the electromyogram during 25% maximal voluntary contraction of the triceps brachii muscle, to limit of endurance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 63*(1)*,* 60-69.

Krogh-Lund, C. & Jørgensen, K. (1992). Modification of myo-electric power spectrum in fatigue from 15% maximal voluntary contraction of human elbow flexor muscles, to limit of endurance: Reflection of conduction velocity variation and/or centrally mediated mechanisms. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 64*(4)*,* 359-370.

Krogh-Lund, C. & Jørgensen, K. (1993). Myo-electric fatigue manifestations revisited: Power spectrum, conduction velocity, and amplitude of human elbow flexor muscles during isolated and repetitive endurance contractions at 30% maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 66*(2)*,* 161-173.

Larsson, B., Månsson, B., Karlberg, C., Syvertsson, P., Elert, J. & Gerdle, B. (1999). Reproducibility of surface EMG variables and Peak torque during three sets of ten dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 9,* 351-357.

Latash, M.L. (2008). *Synergy*. New York: Oxford University Press.

Latash, M.L. (2010a). Motor synergies and the equilibrium-point-hypothesis. *Motor Control, 14,* 294-322.

Latash, M.L. (2010b). Two archetypes of motor control research. *Motor Control, 14,* e41-e53.

Latash, M.L., Scholz, J.P. & Schöner, G. (2002). Motor control strategies revealed in the structure of motor Variability. *Exercise and Sports Sciences Reviews, 30*(1), 26-31.

Latash, M.L., Scholz, J.P. & Schöner, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control, 11,* 276-308.

Le Bozec, S. & Bouisset, S. (2004). Do bimanual isometric push efforts in humans stop as a consequence of postural muscle exhaustion? *Neuroscience Letters, 356,* 61-65.

Lee, W.A., Buchanan, T.S. & Rogers, M.W. (1987). Effects of arm acceleration and behavioural conditions on the organization of postural adjustments during arm flexion. *Experimental Brain Research, 66,* 257-270.

Leedham, J.S. & Dowling, J.J. (1995). Force-length, torque-angle and EMG-joint angle relationships of the human in vivo biceps brachii. *European Journal of Applied Physiology, 70,* 421-426.

Lehmann-Horn, F. (2007). Motorische Systeme. In R.F. Schmidt & F. Lang (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 143-183). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Lehnertz, K. (1986). Die Ermüdung der koordinativen Leistungsfähigkeit. *Leistungssport, 16*(1), 5-10.

Lemay, M.A. & Crago, P.E: (1996). A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist. *Journal of Biomechanics, 29*(10), 1319-1330.

Leonhart, R. (2004). Effektgrößenberechnung bei Interventionsstudien. *Rehabilitation, 43*, 241-246.

Lind, A.R. & Williams, C.A. (1979). The control of blood flow through human forearm muscles following brief isometric contractions. *The Journal of Physiology, 288,* 529-547.

Linke, W.A. & Pfitzer, G. (2005). Kontraktionsmechanismen. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 116-143). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Linnamo, V., Bottas, R. & Komi, P.V. (2000). Force and EMG power spectrum during and after eccentric and concentric fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 10,* 293-300.

Linnamo, V., Moritani, T., Nicol, C. & Komi, P.V. (2003). Motor unit activation patterns during isometric, concentric and eccentric actions at different force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 13,* 93-101.

Linnamo, V., Strojnik, V. & Komi, P.V. (2002). EMG power spectrum and features of the superimposed M-wave during voluntary eccentric and concentric actions at different activation levels. *European Journal of Applied Physiology, 86,* 534-540.

Linssen, W.H., Stegeman, D.F., Joosten, E.M.G., van't Hof, M.A., Binkhorst, R.A. & Notermans, S.L.H. (1993). Variability and interrelationships of surface EMG parameters during local muscle fatigue. *Muscle and Nerve, 16,* 849-856.

Ljubisavlevic, M. & Anastasijevic, R. (1994). Fusimotor-induced changes in muscle spindle outflow and responsiveness in muscle fatigue in decerebrate cats. *Neuroscience, 63*(1), 339-348.

Loosch, E. (1995). Funktionelle Variabilität im Dartwurf. *Sportwissenschaft, 25*(4), 417-425.

Loosch, E. (1997). Variabilität - Phänomen und Prinzip menschlicher Bewegung. *Sportwissenschaft, 27*(3), 294-309.

Lowery, M., Nolan, P. & O´Malley, M. (2002). Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained sub-maximal contraction of the brachioradialis muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 12*(2)*,* 111-118.

Luttmann, A., Jäger, M. & Laurig, W. (2000). Electromyographic indication of muscular fatigue in occupational field studies*. International Journal of Industrial Ergonomics, 25*(6), 645-660.

Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. & Laurig, W. (1996a). Joint analysis of spectrum and amplitude (JASA) of electromyograms applied for the indication of muscular fatigue among surgeons in urology. In A. Mital, H. Krueger, S. Kumar, M. Menozzi & J.E. Fernandez (Eds.), *Advances in occupational ergonomics and safety* (S. 523-528). Cincinatti: International Society for Occupational Ergonomics and Safety.

Luttmann, A., Jäger, M., Sökeland, J. & Laurig, W. (1996b). Electromyographical study on surgeons in urology. II. Determination of muscular fatigue. *Ergonomics, 39*(2), 298-313.

Macefield, G., Hagbarth, K.E., Gorman, R., Gandevia, S.C. & Burke, D. (1991). Decline in spindle support to α-motoneurones during sustained voluntary contractions. *The Journal of Physiology, 440,* 497-512.

Madeleine, P., Jørgensen, L.V., Søgaard, K., Arendt-Nielsen, L. & Sjøgaard, G. (2002). Development of muscle fatigue as assessed by electromyography and mechanomyography during continuous and intermittent low-force contractions: Effect of the feedback mode. *European Journal of Applied Physiology, 87,* 28-37.

Mamaghani, N.K., Shimomura, Y., Iwanaga, K. & Katsuura, T. (2002). Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science, 21*(1), 29-43.

Mannion, A.F. & Dolan, P. (1996). Relationship between myoelectric and mechanical manifestations of fatigue in quadriceps femoris muscle group. *European Journal of Applied Physiology, 74,* 411-419.

Marcora, S.M. & Staiano, W. (2010). Reply to: What limits exercise during high-intensity aerobic exercise? *European Journal of Applied Physiology, 110,* 663-664.

Marschall, F. & Fröhlich, M. (1999). Überprüfung des Zusammenhangs von Maximalkraft und maximaler Wiederholungszahl bei deduzierten submaximalen Intensitäten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 50*(10), 311-315.

Marsden, C.D., Meadows, J.C. & Merton, P.A. (1983). “Muscular wisdom” that minimizes fatigue during prolonged effort in man: Peak rates of motoneuron discharge and slowing of discharge during fatigue. In J.E. Desmedt (Ed.), *Motor Control Mechanisms in Health and Disease. Advances in Neurology, 39* (S. 169-211). New York: Raven Press.

Maton, B. & Gamet, D. (1989). The fatigability of two agonistic muscels in human isometrc voluntary submaximal contraction: An EMG study. II: Motor

unit firing rate and recruitment. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 58*(4)*,* 369-374.

Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E. & Minetto, M.A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. *Clinical Biomechanics, 24,* 122-134.

Merletti, R., Farina, D., Hermens, H., Freriks, B. & Harlaar, J. (1999). European recommendations for signal processing methods for surface electromyography. In H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, … G. Hägg (Eds.), *Seniam: European recommendations for surface electromyography* (S. 57-68)*.* Enschede: Roessingh Research and Development.

Merletti, R. & Hermens, H.J. (2004). Detection and conditioning of the surface EMG signal. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 107-131)*.* New Jersey: Wiley & Sons.

Merletti, R., Knaflitz, M. & De Luca, C.J. (1990). Myoelectric manifestations of fatigue in voluntary and electrically elicited contractions. *Journal of Applied Physiology, 69,* 1810-1820.

Merletti, R., Lo Conte, L.R. & Orizio, C. (1991). Indices of muscle fatigue*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 1,* 20-33.

Merletti, R., Rainoldi, A. & Farina, D. (2001). Surface electromyography for non-invasive characterization of muscle. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 29*(1), 20-25.

Merletti, R., Rainoldi, A. & Farina, D. (2004). Myoelectric manifestations of muscle fatigue. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 233-258)*.* New Jersey: Wiley & Sons.

Merletti, R., Wallinga, W., Hermens, H.J. & Freriks, B. (1999). Guidelines for reporting SEMG data. In H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, … G. Hägg (Eds.), *Seniam: European recommendations for surface electromyography* (S. 103-108)*.* Enschede: Roessingh Research and Development.

Merton, P.A. (1954). Voluntary strength and fatigue. *The Journal of Physiology, 123,* 553-564.

Merton, P.A. (1981). Discussion to firing properties of single human units on maintained maximal voluntary effort. In R. Porter & J. Whelan (Eds), *Human muscle fatigue: Physiological mechanisms* (S. 166)*.* London: Pitman.

Michel, S. (2003). *Externe Elektromyostimulation und lokale Muskelermüdung. Auswirkungen auf ausgewählte Bewegungsparameter der unteren Extremität.* Marburg: Tectum Verlag.

Molinari, F., Knaflitz, M., Bonato & Actis, M.V. (2006). Electrical manifestations of muscle fatigue during concentric and eccentric isokinetic knee flexion-extension movements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 53*(7), 1309-1316.

Moritani, T. & Muro, M. (1987). Motor unit activity and surface elctromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology, 56,* 260-265.

Moritani, T., Muro, M. & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology, 60*(4)*,* 1179-1185.

Moritani, T. Nagata, A. & Muro, M. (1982). Electromyographic manifestations of muscular fatigue. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 14*(3)*,* 198-202.

Moritani, T., Stegeman, D. & Merletti, R. (2004). Basic Physiology and biophysics of EMG signal generation. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 1-26). New Jersey: Wiley & Sons.

Morris, S.L. & Allison, G.T. (2006). Effects of abdominal muscle fatigue on anticipatory postural adjustments associated with arm raising. *Gait and Posture, 24*(3), 342-348.

Müller, H. (2001). *Ausführungsvariabilität und Ergebniskonstanz*. Lengerich: Pabst Science Publishers.

Müller, H. & Loosch, E. (1999). Functional variability and the equifinal path of movement during targeted throwing. *Journal of Human Movement Studies, 36,* 103-126.

Müller, H. & Reiser, M. (1996). Ausführungsvariabilität bei geforderter Ergebniskonstanz. Konsequenzen für die optimale Gestaltung von Bewegungsbahnen. In A. Gollhofer (Hrsg.), *Integrative Forschungsansätze in der Bio & Mechanik (S.* 99-105*).* Sankt Augustin: Academia.

Müller, H. & Sternad, D. (2004). Decomposition of variability in the execution of goal-oriented tasks: Three components of skill improvement. *Journal of Experimental Psychology, 30*(1), 212-233.

Nagata, S., Arsenault, A., Gagnon, D., Smyth, G. & Mathieu, P. (1990). EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Medical and Biological Engineering and Computing, 28*(4), 374-378.

Naito, A., Yajima, M., Fukamachi, H., Ushikoshi, K., Handa, Y., Hoshimiya, N. & Shimizu, Y. (1994). Electrophysiological studies of the biceps brachii activities in supination and flexion of the elbow joint. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine, 173*(2)*,* 259-267.

Nakazawa, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T., Yano, H. & Miyashita, M. (1993). Differences in acitivation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology, 66,* 214-220.

Neumaier, A. (2003). *Koordinatives Anforderungsprofil und Koordinationstraining. Grundlagen, Analyse, Methodik. Training der Bewegungskoordination.* Köln: Sport und Buch Strauß.

Newell, K.M., Deutsch, K.M., Sosnoff, J.J. & Mayer-Kress, G. (2006). Variability in motor output as noise. In K. Davids, S. Bennett & K. Newell (Eds.), *Movement system variability* (S. 3-24). Champaign: Human Kinetics.

Newell, K.M. & Slifkin, A.B. (1998). The Nature of movement variability. In J.P. Piek (Ed.), *Motor Behavior and Human Skill* (S. 143-160). Champaign: Human Kinetics.

Nichols, R. & Ross, K.T. (2009). The implications of force feedback for the λ model. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 663-680). New York: Springer.

Nicol, C. & Komi, P.V. (1996). Neuromuscular fatigue in stretch-shortening cycle (SSC) exercises. In P. Marconnet, B. Saltin, P.V. Komi & J. Poortmans (Eds.), *Human Muscular Function during Dynamic Exercise* (S. 134-147). Basel: Karger.

Noble, E.G., Rice, C.L., Thayer, R.E. & Taylor, A.W. (2004). Evolving concepts of skeletal muscle fibers. In J.R. Poortmans (Ed.), *Principles of Exercise Biochemistry* (S. 36-61). Basel: Karger.

Nougier, V., Bard, C., Fleury, M., Teasdale, N., Cole, J., Forget, R., Paillard, J. & Lamarre, Y. (1996). Control of single-joint movements in deafferented patients: Evidence for amplitude coding rather than position control. *Experimental Brain Research, 109,* 473-482.

Olivier, N. (1996). *Techniktraining unter konditioneller Belastung.* Schorndorf: Karl Hofmann Verlag.

Olivier, N. (1997). Sportliche Bewegung unter konditionaller Belastung. In P. Hirtz & F. Nüske (Hrsg.), *Bewegungskoordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (S. 255-264). Hamburg: Czwalina.

Olivier, N. Augste, C., Keim, M. & Klippel, S. (2001). Techniktraining unter dem Einfluss hoher konditioneller Belastungen. In H.A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Hrsg.), *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (S. 29-57). Köln: Sport und Buch Strauß.

Olivier, N. & Rockmann, U. (2003). *Grundlagen der Bewegungswissenschaft und -lehre.* Schorndorf: Karl Hofmann Verlag.

Orizio, C. (2000). Muscle fatigue monitored by force, surface mechanomyogram and EMG. In B.M. Nigg, B.R. MacIntosh & J. Mester (Eds.), *Biomechanics and biology of movement* (S. 409-433). Champaign: Human Kinetics.

Peikenkamp. K. (2004). Ermüdungsbedingte Veränderungen der Belastung bei der Landung im Beach-Volleyball. In H. Riehle (Hrsg.), *Biomechanik als Anwendungsforschung* (S. 65-71). Hamburg: Czwalina.

Pérot, C., André, L., Dupont, L. & Vanhoutte, C. (1996). Relative contributions of the long and short heads of the biceps brachii during single of dual isometric tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 6*(1), 3-11.

Pérot, C., Gaillard, P. & Goubel, F. (1987). Task dependent behaviour of a bi-functional muscle: An approach by spectral analysis of surface EMG. *Journal de Biophysique et de Biomecanique, 11*, 99-103.

Petrofsky, J. & Laymon, M. (2005). The relationship between muscle temperature, MUAP conduction velocity and the amplitude and frequency

components of the surface EMG during isometric contractions. *Basic and Applied Myology, 15*(2), 61-74.

Philipps, C.A. & Petrofsky, J.S. (1983). Quantitative electromyography: Response of the neck muscles to conventional helmet hoalding. *Aviation, Space and Environmental Medicine, 54,* 452-457.

Piper, H. (1907). Über den willkürlichen Muskeltetanus. *Pflügers Archiv für die gesammelte Physiologie des Menschen und der Tiere, 119,* 301-338.

Piper, H. (1908). Neue Versuche über den willkürlichen Tetanus der quergestreiften Muskeln. *Zeitschrift für Biologie, 50,* 393-420.

Piper, H. (1912). *Elektrophysiologie menschlicher Muskeln.* Berlin: Springer.

Pitcher, J.B. & Miles, T.S. (1997). Influence of muscle blood flow on fatigue during intermittent human hand-grip exercise and recovery. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology, 24*(7)*,* 471-476.

Place, N., Yamada, T., Bruton, J.D. & Westerblad, H. (2010). Muscle fatigue: From observations in humans to unterlying mechanisms studied in intact single muscle fibres. *European Journal of Applied Physiology, 110*, 1-15.

Platzer, W. (1999). *Dtv-Atlas. Anatomie (Band 1: Bewegungsapparat).* Stuttgart: Thieme Verlag.

Pollmann, D. & Willimczik, K. (2001). Zum Einfluss physischer Beanspruchung auf die Ausführungsqualität sportartspezifischer Bewegungstechniken. In H.A. Thorhauer, K. Carl & U. Türck-Noack (Hrsg.), *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (S. 59-67)*.* Köln: Sport und Buch Strauß.

Potvin, J.R. (1997). Effects of muscle kinematics on surface EMG amplitude and frequency during fatiguing dynamic contractions. *Journal of Applied Physiology*, *82,* 144-151.

Potvin, J.R. & Bent, L.R. (1997). A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 7*(2)*,* 131-139.

Powers, R.K. & Binder, M.D. (2001). Input-Output Functions of Mammalian Motoneurons. *Reviews of Physiology, Biochemistry and Pharmacology, 143,* 137-263.

Prilutsky, B.I. & Zatsiorsky, V.M. (2002). Optimization-based models of muscle coordination. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 30*(1), 32-38.

Quante, M. & Hille, E. (1999). Propriozeption: Eine kritische Analyse zum Stellenwert in der Sportmedizin. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 50*(10), 306-310.

Rainoldi, A., Casale, R., Hodges, P. & Jull, G. (2004). Applications in rehabilitation medicine and related fields. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 403-433)*.* New Jersey: Wiley & Sons.

Rainoldi, A., Falla, D., Mellor, R., Bennell, K. & Hodges, P. (2008). Myoelectric manifestations of fatigue in vastus lateralis, medialis obliquus and medialis longus muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 18,* 1032-1037.

Rainoldi, A., Galardi, G., Maderna, L., Comi, G., Lo Conte, L. & Merletti, R. (1999). Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 9*(2), 105-119.

Rasch, B., Friese, M., Hofmann, W. & Naumann, E. (2006). *Quantitative Methoden. Einführung in die Statistik*. *Band 2.* Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Rau, G., Schulte, E. & Disselhorst-Klug, C. (2004). From cell to movement: To what answers does EMG really contribute. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 14,* 611-617.

Reich, J. & Daunicht, W.J. (2000). A rigid body model of the forearm. *Journal of Biomechanics, 33,* 1159-1168.

Reimer, J. & Hatsopoulos, N.G. (2009). The problem of parametric neural coding in the motor system. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 243-262). New York: Springer.

Riley, Z.A., Terry, M.E., Mendez-Villanueva, A., Litsey, J.C. & Enoka, R.M. (2008). Motor unit recruitment and bursts of acitivtiy in the surface electromyogram during sustained contraction. *Muscle and Nerve, 37,* 745-753.

Roeleveld, K., Stegeman, D.F., Vingerhoets, H.M. & van Oosterom, A. (1997a). Motor unit potential contribution to surface electromyography. *Acta Physiologica Scandinavica, 160,* 175-183.

Roeleveld, K., Stegeman, D.F., Vingerhoets, H.M. & van Oosterom, A. (1997b). The motor unit potential distribution over the skin surface and its use in estimating the motor unit location. *Acta Physiologica Scandinavica, 161,* 465-472.

Rohmert, W. (1960). Ermittlung von Erholungspausen für statische Arbeit des Menschen. *Internationale Zeitschrift für angewandte Physiologie, 18,* 123-164.

Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft 38*, 193-200.

Rudroff, T., Barry, B.K., Stone, A.L., Barry, C.J. & Enoka, R.M. (2007). Accessory muscle activity contributes to the variation in time to task failure for different arm postures and loads. *Journal of Applied Physiology, 102,* 1000-1006.

Rudroff, T., Poston, B., Shin, I.S., Bojsen-Møller, J. & Enoka, R.M. (2005). Net excitation of the motor unit pool varies with load type during fatiguing contractions. *Muscle and Nerve, 31*(1)*,* 78-87.

Sacco, P., Newberry, R., McFadden, L., Brown, T. & McComas, A.J. (1997). Depression of human electromyographic activity by fatigue of a synergistic muscle. *Muscle and Nerve, 20,* 710-717.

Sahlin, K. (2004). High-Energy phosphates and muscle energetics. In J.R. Poortmans (Ed.), *Principles of Exercise Biochemistry* (S. 87-107). Basel: Karger.

Sakurai, G., Ozaki, J., Tomita, Y., Nishimoto, K. & Tamai, S. (1998). Electromyographic analysis of shoulder joint function of the biceps brachii muscle during isometric contraction. *Clinical Orthopaedics and related Research, 354,* 123-131.

Sarlegna, F.R. & Sainburg, R.L. (2009). The roles of vision and proprioception in the planning of reaching movements. In D. Sternad (Ed.), *Progress in motor control* (S. 317-335). New York: Springer.

Saugen, E., Vøllestad, N.K., Gibson, H., Martin, P.A. & Edwards, R.H.T. (1997). Dissociation between metabolic and contractile responses during intermittent isometric exercise in man. *Experimental Physiology, 82,* 213-226.

Schmalz, H. (1993). *Biomechanische Modellierung menschlicher Bewegung.* Schorndorf: Karl Hofmann Verlag.

Schmidt, R.A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review, 82*(4), 225-260.

Schmidt, R.A. (1982a). More on motor programs. In J.A. Kelso (Ed.), *Human Motor Behavior* (S. 189-217). Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.

Schmidt, R.A. (1982b). The Schema Concept. In J.A. Kelso (Ed.), *Human Motor Behavior* (S. 219-235). Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.

Schmidt, R.A. (2003). Motor schema theory after 27 years: reflections and implications for a new theory. *Research Quarterly for Exercise and Sport, 74*(4), 366-375.

Schmidt, R.A. & Lee, T.D (2005). *Motor control and learning.* Champaign: Human Kinetics

Schmidtke, H. (1965). *Die Ermüdung*. Bern: Hans Huber.

Schönpflug, W. (1987). Beanspruchung und Belastung bei der Arbeit – Konzepte und Theorien. In U. Kleinbeck & J. Rutenfranz (Hrsg.), *Arbeitspsychologie. Band 1* (S. 130-184). Göttingen: Hogrefe

Scholle, H.C., Anders, C. & Schumann, N.P. (1997). Probleme der interindividuellen Bewertung oberflächen-elektromyographischer Parameter am Menschen bei arbeitsphysiologischen Fragestellungen. In S. Radandt, R. Grieshaber & W. Schneider (Hrsg.), *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen. 4. Erfurter Tage* (S. 287-294). Leipzig: monade Verlag und Agentur.

Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M. & Wesker, K. (2005). *Prometheus. Lernatlas der Anatomie.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

Schumann, N.P., Kleine, B.U., Bradl, I. & Scholle, H.C: (1997). Oberflächen-EMG-Muster der Schulter-, Hals- und Rückenmuskulatur von Schreibkräften während mehrstündiger Arbeit am Bildschirmarbeitsplatz. In S. Radandt, R. Grieshaber & W. Schneider (Hrsg.), *Prävention von arbeitsbedingten Gesundheitsgefahren und Erkrankungen. 4. Erfurter Tage* (S. 295-312). Leipzig: monade Verlag und Agentur.

Selen, L.P.J., Beek, P.J. & van Dienn, J.H. (2007). Fatigue-induced changes of impedance and performance in target tracking. *Experimental Brain Research, 181,* 99-108.

Semmler, J.G. (2002). Motor unit synchronisation and neuromuscular performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews, 30*(1), 8-14.

Shankar, S., Gander, R.E. & Brandell, B.R. (1989). Changes in the myoelectric signal (MES) power spectra during dynamic contractions. *Electroencephalograophy and Clinical Neurophysiology, 73,* 142-150.

Sharpe, M.H. & Miles, T.S. (1993). Position sense at the elbow after fatiguing contractions. *Experimental Brain Research, 94,* 179-182.

Shea, C.H. & Wulf, G. (2005). Schema theory: A critical appraisal and reevaluation. *Journal of Motor Behavior, 37*(2), 85-101.

Sherwood, D.E. & Schmidt, R.A. (1980). The relationship between force and force variability in minimal and near-maximal static and dynamic contractions. *Journal of Motor Behavior, 12*(1), 75-89.

Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K. & Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica, 128*(3)*,* 475-484.

Sjøgaard, G., Savard, G. & Juel, C. (1988). Muscle blood flow during isometric activity and its relation to muscle fatigue. *European Journal of Applied Physiology, 57,* 327-335.

Skinner, H.B., Wyatt, M.P., Hodgton, J.A., Conard, D.W. & Barrack, R.L. (1986). Effect of fatigue on joint position sense of the knee. *Journal of Orthopaedic Research, 4*(1), 112-118.

Søgaard, K., Gandevia, S.C., Todd, G., Petersen N.T. & Taylor, J.L. (2006). The effect of sustained low-intensity contractions on supraspinal fatigue in human elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology, 573*(2), 511-523.

Stackhouse, S.K., Reisman, D.S. & Binder-Macleod, S.A. (2001). Challenging the role of pH in skeletal muscle fatigue. *Physical Therapy, 81*(12), 1897-1903.

Stegeman, D.F., Joleen, H.B., Hermens, H.J. & Roeleveld, K. (2000). Surface EMG models: Properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology, 19,* 313-326.

Stegeman, D.F., Merletti, R. & Hermens, H.J. (2004). EMG modeling and simulation. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 205-231). New Jersey: Wiley & Sons.

Stelmach, G.E. (1969). Efficiency of motor learning as a function of intertrial rest. *Research Quarterly, 40*, 198-202.

Sterzing, T. & Hennig, E.M. (2004). Die Veränderung biomechanischer Kenngrößen während eines 10 km-Laufs – Eine Feldstudie. In H. Riehle (Hrsg.), *Biomechanik als Anwendungsforschung – Transfer zwischen Theorie und Praxis* (S. 104-110). Hamburg: Cwalina.

Tal`nov, A.N., Serenko, S.G., Cherkasskii, V.L. & Strafun, S.S. (1998). Coordination of the dynamic phases of EMG activity in human elbow flexor in the performance of targeted tracking movements. *Neurophysiology, 30*(3), 168-178.

Tamaki, H., Kitada, K., Akamine, T., Murata, F., Sakou, T. & Kurata, H. (1998). Alternate activity in the synergistic muscle during prolonged low-level contractions. *Journal of Applied Physiology, 84*(6)*,* 1943-1951.

Tarata, M.T. (2003). Mechanomyography versus electromyography, in monitoring the muscular fatigue. *Biomedical Engineering Online, 2*(3), 1-10.

Tax, A.A.M., Denier van der Gon, J.J., Gielen, C.C.A.M. & van den Tempel, C.M.M. (1989). Differences in activation of m. biceps brachii in the control of slow isotonic movements and isometric contractions. *Experimental Brain Research, 76,* 55-63.

Taylor, J.L. & McCloskey, D.I. (1992). Detection of slow movements imposed at the elbow during active flexion in man. *The Journal of Physiology, 457,* 503-513.

Theeuwen, M., Gielen, C.C.A.M. & Miller, L.E. (1994). The relative activation of muscles during isometric contractions and low-velocity movements against a load. *Experimental Brain Research, 101,* 493-505.

Tidow, G. & Wiemann, K. (1993a). Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv-ballistischen Krafteinsätzen. Teil I. Physiologische Grundlagen. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 44*(3), 92-103.

Tidow. G. & Wiemann, K. (1993b): Zur Interpretation und Veränderbarkeit von Kraft-Zeit-Kurven bei explosiv-ballistischen Krafteinsätzen. Teil II. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin, 44*(4), S.136-150.

Thorhauer, H.A., Hoffmann, L., Werner, F. & Michel, S. (2001). Der Einfluss lokaler Ermüdung auf Muskelaktionspotentiale (MAP) und Parameter der Leistungsfähigkeit der unteren Extremitäten. In H.A. Thorhauer, K. Carl & U. Türk-Noack (Hrsg.), *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (S. 99-110)*.* Köln: Sport und Buch Strauß.

Trafimow, J.H., Schipplein, O.D., Novak, G.J. & Andersson, G.B.J. (1993). The effects of quadriceps fatigue on the technique of lifting. *Spine, 18*(3), 364-367.

Türk-Noack, U. & Thorhauer, H.A. (2001). Belastungsmethodische Ermüdungskonzepte für das Kraft-Technik-Training. In H.A. Thorhauer, K. Carl & U. Türk-Noack. *Muskel-Ermüdung. Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft* (S. 81-98)*.* Köln: Sport und Buch Strauß.

Turvey, M.T., Fitch, H.L. & Tuller, B. (1982). The Bernstein perspective: I. The Problems of Degrees of Freedom and Context-Conditioned Variability. In J.A. Kelso (Ed.), *Human Motor Behavior* (S. 239-252)*.* Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.

Van Bolhuis, B.M. & Gielen, C.C.A.M. (1997). The relative activation of elbow-flexor muscles in isometric flexion and in flexion/extentension movements. *Journal of Biomechanics, 30*(8), 803-811.

Van Dieën, J.H., van der Burg, P., Raaijmakers, T.A.J. & Toussaint, H.M. (1998). Effects of repetitive lifting on kinematics: Inadequate anticipatory control of adaptive changes? *Journal of Motor Behavior, 30*(1), 20-32.

Van Zuylen, E.J., Gielen, C.C.A.M. & Denier van der Gon, J.J. (1988). Coordination and inhomogeneous activation of human arm muscles during isometric torques. *Journal of Neurophysiology, 60*(5), 1523-1548.

Vance, J., Wulf, G., Töllner, T., McNevin, N. & Mercer, J. (2004). EMG activity as a function of the performers focus of attention. *Journal of Motor Behavior, 36*(4), 450-459.

Vøllestad, N.K. (1997). Measurement of human muscle fatigue. *Journal of Neuroscience Methods, 74*(2), 219-227.

Voge, K.R. & Dingwell, J.B. (2003). Relative timing of changes in muscle fatigue and movement coordination during a repetitive one-hand lifting task. *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Cancun, Mexico, September 17-21,* 1807-1810.

Voge, K.R. & Dingwell, J.B. (2004). Relative timing of muscle fatigue and coordination changes during repetitive dumbbell lifting. *Proceedings of the 28th Annual meeting of the American Society of Biomechanics, Portland, OR, September, 8-11.*

Vogel, P. (2001). *Kursbuch Klinische Neurophysiologie: EMG - ENG - Evozierte Potenziale.* Stuttgart: Thieme.

Vogel, R. (2001). Übertraining: Begriffsklärungen, ätiologische Hypothesen, aktuelle Trends und methodische Limiten. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie, 49*(4), 154-162.

Wakeling, J.M. (2004). Motor units are recruited in a task-dependent fashion during locomotion. *The Journal of Experimental Biology, 207,* 3883-3890.

Wakeling, J.M. (2009). Patterns of motor recruitment can be determined using surface EMG. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 199-207.

Walsh, M. (2001). *Ermüdungsinduzierte Änderungen von Kinematik, Kinetik und muskulärer Aktivität im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus bei repetitiven Sprüngen.* Köln: Sport und Buch Strauß.

Walsh, L.D., Hesse, C.W., Morgan, D.L. & Proske, U. (2004). Human forearm position sense after fatigue of elbow flexor muscles. *The Journal of Physiology, 558*(2), 705-715.

Westerblad, H., Allen, D.G., Bruton, J.D., Andrade, F.H. & Lännergren, J, (1998). Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiologica Scandinavica*, *162,* 253-260.

Wiemeyer, J. (1992). Motorische Kontrolle und motorisches Lernen im Sport, Grundlagen und Probleme der Theorie Generalisierter Motorischer Programme, 1. Teil: Motorische Kontrolle. *Sportpsychologie, 1,* 5-11.

Wiesendanger, M. (2005). Motorische Systeme. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 147-186). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Wigmore, D.M., Propert, K. & Kent-Braun, J.A. (2006). Blood flow does not limit skeletal muscle force production during incremental isometric contractions. *European Journal of Applied Physiology, 96,* 370-378.

Williams, D.M., Sharma, S. & Bilodeau, M. (2002). Neuromuscular fatigue of elbow flexor muscles of dominant and non-dominant arms in healthy humans. *Journal of Electromypgraphy and Kinesiology, 12,* 287-294.

Wittekopf, G., Tatschner, K., Höfke, B. & Schober, H. (1989). Die muskuläre Entspannungsfähigkeit in Abhängigkeit von Belastungswirkungen unterschiedlicher Dauer und Intensität. *Medizin und Sport, 29*(2), 42-45.

Wretling, M.L., Henriksson-Larsén, K. & Gerdle, B. (1997). Inter-relationship between muscle morphology, mechanical output and electromyographic activity during fatiguing dynamic knee-extensions in untrained females. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, 76*(6), 483-490.

Yao, W., Fuglevand, R.J. & Enoka, R.M. (2000). Motor-unit synchronisation increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions. *Journal of Neurophysiology, 83,* 441-452.

Zazula, D., Karlsson, S. & Doncarli, C. (2004). Advanced signal processing techniques. In R. Merletti & P.A. Parker (Eds.), *Electromyography. Physiology, engineering and noninvasive applications* (S. 259-304). New Jersey: Wiley & Sons.

Zimmermann, M. (2005). Das somatoviszerale sensorische System. In R.F. Schmidt, F. Lang & G. Thews (Hrsg.), *Physiologie des Menschen* (S. 295-316). Heidelberg: Springer Medizin Verlag.

Zhang, L. & Rymer, Z. (2001). Reflex and intrinsic changes induced by fatigue of human elbow extensor muscles. *Journal of Neurophysiology, 86,* 1086-1094.

Anhang

Anhang 1: p-Werte für den Kolmogorov-Smirnov-Test mit Lilliefors-Korrektur, Schiefe und Kurtosis für die Variablen, für die keine Normalverteilung angenommen werden kann

Normalverteilungsprüfung Experiment I

Tabelle 1

p-Werte für den Kolmogorov-Smirnov-Test mit Lilliefors-Korrektur, Schiefe und Kurtosis für die Variablen, für die keine Normalverteilung angenommen werden kann. Bei einer Normalverteilung wäre der Wert für die Schiefe und Kurtosis jeweils 0. Die Werte ≤-1 sind fett markiert, wenngleich in der gesichteten Literatur keine konkreten Angaben dazu gefunden wurden, ab welchem Wert auf die Anwendung von F- oder t-Tests verzichtet werden sollte.

	p-Werte	**Schiefe**	**Kurtosis**
Ob. UW MZP 3	*p*=.150	-0,051	**-1,061**
Range AB MZP 2	*p*=.011	0,867	-0,096
Range ROT MZP 2	*p*=.071	0,534	-0,446
Mittlerer AB MZP 1	*p*=.086	2,207	6,876
Mittlerer AB MZP 2	*p*=.160	1,176	3,759

Normalverteilungsprüfung Experiment II

Tabelle 2

p-Werte für den Kolmogorov-Smirnov-Test mit Lilliefors-Korrektur, Schiefe und Kurtosis für die Variablen, für die keine Normalverteilung angenommen werden kann. Bei einer Normalverteilung wäre der Wert für die Schiefe und Kurtosis jeweils 0. Die Werte ≤-1 sind fett markiert, wenngleich in der gesichteten Literatur keine konkreten Angaben dazu gefunden wurden, ab welchem Wert auf die Anwendung von F- oder t-Tests verzichtet werden sollte.

		p-Werte	**Schie-fe**	**Kurto-sis**			**p-Werte**	**Schie-fe**	**Kurto-sis**
	Ext.dauer_oVB MZP1	*p*=.168	0,757	-0,113	Experiment II mVB Flexion				
	Ext.dauer _oVB MZP2	*p*=.012	0,808	-0,367	Kine-matik	Range ROT_Flex _mVB MZP3	*p*=.048	0,978	0,341
	Ext.dauer _oVB MZP3	*p*=.031	1,664	2,798		Mittlerer ROT _Flex _mVB MZP3	*p*=.160	0,886	-0,150
	Zyklusdauer_oVB MZP2	*p*=.111	0,627	-0,789	iEMG	iEMG_BB LH_Flex _mVB MZP1	*p*=.068	0,524	**-1,195**
Repli-kation	Ob. UW _oVB MZP1	*p*=.099	-0,554	0,212		iEMG_BB LH_Flex _mVB MZP3	*p*=.001	1,938	4,773
	Ob. UW_oVB MZP2	*p*=.136	0,638	-0,305		iEMG_BB SH_Flex _mVB MZP1	*p*=.136	0,654	-0,162
Kine-matik	Unt. UW _oVB MZP3	*p*=.186	-0,238	**-1,029**		iEMG_DL CL_Flex _mVB MZP1	*p*=.130	0,686	-0,668
	Range AB_oVB MZP2	*p*=.182	0,569	0,291		iEMG_DL CL_Flex _mVB MZP3	*p*=.030	1,463	2,161
	Range AB_oVB MZP3	*p*=.018	0,779	0,662		iEMG_DL AC_Flex _mVB MZP1	*p*=.123	1,283	2,050
	Range ROT_oVB MZP1	*p*=.005	2,250	6,595		iEMG_DL AC_Flex _mVB MZP2	*p*=.111	1,316	3,478
	Range ROT_oVB MZP2	*p*=.039	1,565	2,327		iEMG_DL SP_Flex _mVB MZP3	*p*=.018	1,743	2,931

	Range ROT_oVB MZP3	*p*=.011	1,735	2,599		iEMG_LT_Flex _mVB MZP1	*p*=.011	1,815	2,847
	Mittlerer AB_oVB MZP1	*p*=.097	1,052	0,893		iEMG_LT_Flex _mVB MZP2	*p*=.033	1,656	2,327
	Mittlerer AB_oVB MZP3	*p*=.175	0,456	-0,601		iEMG_LT_Flex _mVB MZP3	*p*=.024	1,840	4,000
Experiment II oVB Flexion					Experiment II mVB Extension				
Kine-matik	Range AB_Flex _oVB MZP3	*p*=.135	0,441	-0,080	Kine-matik	Range ROT_Ext _mVB MZP1	*p*=.008	0,874	-0,543
	Range ROT_Flex _oVB MZP1	*p*=.002	2,335	6,505		Range ROT _Ext _mVB MZP2	*p*=.117	0,872	0,091
	Range ROT_Flex _oVB MZP2	*p*<.001	1,851	2,877		Mittlerer ROT _Ext _mVB MZP2	*p*=.114	0,767	0,909
	Mittlerer AB_Flex _oVB MZP1	*p*=.094	1,080	1,063	iEMG	iEMG_DL CL_Ext _mVB MZP1	*p*=.116	0,653	**-1,073**
	Mittlerer ROT_Flex_oVB MZP3	*p*=.057	1,003	0,358		iEMG_DL CL_Ext _mVB MZP3	*p*=.013	1,028	-0,114
iEMG	iEMG_DL CL_Flex_oVB MZP1	*p*<.001	2,051	4,749		iEMG_DL AC_Ext _mVB MZP1	*p*=.061	1,278	1,086
	iEMG_DL CL_Flex_oVB MZP2	*p*=.021	2,524	7,867		iEMG_DL AC_Ext _mVB MZP2	*p*=.027	1,680	2,989
	iEMG_DL CL_Flex _oVB MZP3	*p*=.001	2,027	4,294		iEMG_DL AC_Ext _mVB MZP3	*p*=.008	1,651	2,340
	iEMG_DL AC_Flex _oVB MZP1	*p*<.001	3,076	11,094		iEMG_DL SP_Ext _mVB MZP3	*p*=.119	0,985	0,308
	iEMG_DL AC_Flex _oVB MZP2	*p*=.001	2,088	5,543		iEMG_LT_Ext _mVB MZP1	*p*=.002	1,817	2,521
	iEMG_DL AC_Flex _oVB MZP3	*p*<.001	1,838	3,179		iEMG_LT_Ext _mVB MZP2	*p*=.003	1,882	3,177
	iEMG_DL SP_Flex _oVB MZP2	*p*=.199	-0,192	-0,844		iEMG_LT_Ext _mVB MZP3	*p*=.008	1,872	3,884
	iEMG_DL SP_Flex _oVB MZP3	*p*=.014	1,050	0,692	MF	MF_BB LH_Ext _mVB MZP1	*p*=.075	0,787	-0,197
MF	MF_BB SH_Flex _oVB MZP1	*p*=.059	0,327	0,595		MF_BB SH_Ext _mVB MZP1	*p*=.001	0,957	-0,107
Experiment II oVB Extension						MF_BB SH_Ext _mVB MZP2	*p*=.016	0,581	-0,544
Kine-matik	Range AB_Ext_oVB MZP3	*p*=.004	1,416	3,074	Experiment II Vor-Beanspruchung				
	Range ROT_Ext _oVB MZP3	*p*<.001	1,738	2,603	iEMG	iEMG_BR_VB MZP1	*p*=.040	0,992	-0,251
	Range ROT_Ext _oVB MZP1	*p*=.009	2,209	6,269		iEMG_BR_VB MZP2	*p*=.108	0,811	0,177
	Range ROT_Ext _oVB MZP2	*p*=.004	1,723	2,808		iEMG_BB LH_VB MZP2	*p*=.102	0,464	-0,797
	Range ROT_Ext _oVB MZP3	*p*=.019	1,709	4,101		iEMG_BB SH_VB MZP1	*p*=.102	-0,634	-0,175
	Mittlerer AB_Ext _oVB MZP1	*p*=.123	1,024	0,733		iEMG_DL CL_VB MZP1	*p*=.029	2,106	4,631
	Mittlerer AB_Ext _oVB MZP2	*p*=.168	0,519	-0,479		iEMG_DL CL_VB MZP2	*p*=.001	2,059	3,671
iEMG	iEMG_BB LH_Ext _oVB MZP1	*p*=.191	1,720	5,859		iEMG_DL SP_VB MZP1	*p*=.087	1,246	2,989
	iEMG_DL CL_Ext _oVB MZP1	*p*=.003	1,968	4,102		iEMG_DL SP_VB MZP2	*p*=.001	1,062	-0,129
	iEMG_DL CL_Ext _oVB MZP2	*p*=.023	2,115	4,650		iEMG_LT_VB MZP1	*p*=.119	2,523	8,418
	iEMG_DL CL_Ext _oVB MZP3	*p*<.001	1,972	3,411	MF	MF_BB LH_VB MZP2	*p*=.069	-0,283	**-1,450**

	iEMG_DL AC_Ext _oVB MZP1	*p*=.008	2,290	6,894	
	iEMG_DL AC_Ext _oVB MZP2	*p*<.001	2,195	5,304	
	iEMG_DL AC_Ext _oVB MZP3	*p*=.002	1,393	0,935	
	iEMG_DL SP_Ext _oVB MZP1	*p*=.097	1,219	2,367	
	iEMG_DL SP_Ext _oVB MZP2	*p*=.159	-0,055	**-1,183**	
	iEMG_DL SP_Ext _oVB MZP3	*p*=.111	1,000	0,710	
	iEMG_LT_Ext _oVB MZP2	*p*=.084	0,811	0,762	
MF	MF_BB SH_Flex_oVB MZP1	*p*=.106	0,983	1,189	

Anhang 2: Fragebogen zur Person

Name, Vorname: _____

Alter: _____

Größe: _____ Gewicht: _____

Beruf: _____ Wenn Student, welcher Studiengang? _____

Betreibst Du eine bestimmte **Sportart** regelmäßig und wenn ja, welche? _____

Wie viele Stunden trainierst Du für diese Sportart pro Woche? _____

Hast Du eine bestimmte Sportart in der Vergangenheit regelmäßig betrieben und wenn ja, welche? _____

Wie viele Stunden hast Du für diese Sportart pro Woche trainiert? _____

Bis vor wieviel Monaten/Jahren hast Du diese Sportart regelmäßig betrieben? _____

Betreibst Du regelmäßig **Krafttraining**? ja ☐ nein ☐

Wenn ja, wie viele Stunden trainierst Du pro Woche? _____

Wie viele Jahre/Monate betreibst Du schon regelmäßig Krafttraining? _____

Legst Du bestimmte Schwerpunkte beim Krafttraining und wenn ja, welche? _____

Hast Du in den letzten 72 Stunden Krafttraining durchgeführt? ja ☐ nein ☐

Hast Du in der Vergangenheit regelmäßig Krafttraining betrieben? ja ☐ nein ☐

Wie viele Stunden pro Woche hast Du früher Krafttraining betrieben? _____

Hast Du bestimmte Schwerpunkte im Krafttraining gelegt und wenn ja, welche? _____

Bis vor wieviel Monaten/Jahren hast Du regelmäßig Krafttraining betrieben? _____

Hast Du den **BICEPS-HAMMER-CURL** als Kraftübung bereits kennengelernt und ausgeübt? ja ☐ nein ☐

Hast Du in den letzten 48 Stunden Deine **Armbeugemuskulatur** stark belastet (Tragen von Lasten, etc.)? ja ☐ nein ☐

Hattest du in den letzten 5 Jahren eine Verletzung an der oberen Extremität und/oder der Schulter? ja ☐ nein ☐

Wenn ja, welche? _____

Anhang 3: Fragebogen zum Beanspruchungsversuch

Name, Vorname: _____

Versuchstag:

Woran hast Du während der Bewegung verstärkt gedacht? Versuch eine Reihung vorzunehmen:

- Geschwindigkeit ☐
- Ellbogenwinkel ☐
- Neutralnullstellung ☐
- Bewegungsebene ☐

Anhang 4: Schriftliche Instruktion zum Beanspruchungsversuch

Führe nun den BICEPS-HAMMER-CURL mit dem aufgelegten Gewicht bis zur subjektiven **Erschöpfung** durch, also solange, bis Du wirklich keine Wiederholung mehr schaffst.

Versuch die Bewegung dabei so **genau** und **sauber** wie möglich auszuführen. Das bezieht sich auf:

1. Die Bewegungsgeschwindigkeit

   Versuch die in der Aneignungsphase „erlernte“ **Geschwindigkeit** aufzunehmen und so lange wie möglich beizubehalten.

2. Den Ellbogenwinkel

   Versuch so gut wie möglich den **Ellbogenwinkel** von 140° bis 60° einzuhalten und das bei besagter Geschwindigkeit. Das wird Dir immer schwerer fallen. Versuch es trotzdem und mach es, so gut es geht.

3. Die Bewegungsausführung

   Versuch so genau wie möglich die **Neutralnullstellung** und die **Bewegungsebene** des Unterarms gemäß der Aneignungsphase einzuhalten.

Erst wenn Du dir sicher bist, keine Wiederholung mehr zu schaffen, kannst Du die Untersuchung abbrechen. Kämpfe um jede Wiederholung, da uns vor allem die Bewegung unter Ermüdung interessiert.

Ich werde während der Untersuchung nichts sagen und am Computer sitzen bleiben.

Konzentrier Dich auf Deine Aufgabe!

Nochmals: Versuch die Bewegung bis zum Ende so **genau** und **sauber** wie möglich durchzuführen. Denk immer an:

- **Winkel**
- **Geschwindigkeit**
- **Neutralnullstellung und Bewegungsebene**
- **linker Arm** liegt auf dem Rücken