

**Sportliche Belastungsauswirkungen im Abbild hirnelek-
trischer Veränderungen und Perspektiven für die
sportmedizinische Forschung**

**Analyse bewegungsevozierter Potentiale (MRCPs) und
spontaner Elektroenzephalographie (EEG)**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor rerum medicinalium
(Dr. rer. medic)

vorgelegt von

Thorsten Barthel
Paderborn

Paderborn, den 24. Mai 2005

Widmung

Diese Arbeit widme ich meiner lieben Oma, Annemarie Mix,
die sich in aufopfernder Weise immer einsetzt, wenn Hilfe benötigt wird. Ohne ihren
Beistand bei familiären Ereignissen hätte diese Arbeit nie entstehen können. Außer-
dem lebt sie mir immer die wahren Werte vor.

Danksagung

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Michael Weiß (Universität Paderborn, Department Sport und Gesundheit), der nicht nur durch sein fachliches Engagement bei unzähligen Diskussionen seine wissenschaftliche Erfahrung wohlwollend zur Verfügung stellte, sondern mich auch das ein oder andere Mal aus Sinnkrisen befreite. Er war es, der mich in unaufdringlicher Art zur Fertigstellung dieser Arbeit führte.

Ebenfalls möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. med. Heinz Liesen (Leiter des Sportmedizinischen Instituts der Universität Paderborn) für sein Vertrauen bedanken, mich als wissenschaftlichen Mitarbeiter in seinem psychophysiologischen Arbeitsbereich einzusetzen. Trotz der sehr grundlagenorientierten Forschung unterstützte er den Arbeitsbereich immer, auch mit seinen visionären Ideen, und gab uns freie Entfaltungsmöglichkeiten.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei meinen Freunden und Kollegen Reinhard Schnittker, Tobias Wehr und Dr. Claus Reinsberger, die mit ihrem überdurchschnittlichen Engagement die Studien erst ermöglichten und darüberhinaus für den einen oder anderen Spaß sorgten.

Dank an die Mitarbeiter und Mitarbeiterinnen der Sportmedizin, insbesondere Michaela Langrock und Barbara Götte, die alle Laboruntersuchungen durchführten. Ebenso danke ich Bernd Bartsch (Dipl. Ing. in der Elektrotechnik) für die Hilfe bei technischen Entwicklungen. Mein demütiger Dank gilt Dirk Harnischmacher, der mir vermutlich innerlich die Freundschaft kündigt, wenn er mir hilft, diese auf Winword basierende Arbeit zu formatieren. Die lupenreine Orthographie verdankt der Leser Katja Cramer.

Aufrichtig möchte ich mich bei all unseren treuen und verantwortungsvollen Studienteilnehmern bedanken, ohne die unsere Forschungsarbeit nicht durchführbar gewesen wäre.

Auch Dieter und Jutta Böddeker möchte ich danken, die uns in der Umbauphase so entlastet haben, dass diese Arbeit entstehen konnte.

Unendlicher Dank gilt meiner Partnerin Tanja, die mich durch die arbeitsintensive Promotionsphase mit viel Geduld, Nachsicht und Verständnis begleitet hat und die, wie ich, es kaum erwarten kann, dass dieses "Kapitel" endlich schließt.

1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis	I
1.1	Abbildungsverzeichnis	IV
1.2	Tabellenverzeichnis	IX
1.3	Abkürzungsverzeichnis.....	XI
2	Einleitung	1
3	Theoretische Betrachtung zu körperlichen Belastungsauswirkungen und zentralnervösen Mechanismen	4
3.1	Exkurs zur Betrachtung sportlicher Belastungsauswirkungen.....	4
3.2	Psychophysiologie: Methodische Möglichkeiten.....	8
3.2.1	Brainscan-Untersuchungen: Erkenntnisse zum Einfluss höherer Zentren bei der Bewegungsplanung nach erschöpfenden Beanspruchungen	10
3.2.2	EEG-Untersuchungen bei sportlicher Beanspruchung	12
4	Übergang vom Theoretischen zum Praktischen, eigene Forschungsansätze und -hypothesen	19
4.1	Hypothesen zum Belastungskomplex 1:.....	20
4.2	Hypothesen zum Belastungskomplex 2:.....	20
5	Methodik	22
5.1	Methodik A: Untersuchungsansätze für Belastungskomplex 1 und 2.....	22
5.1.1	Belastungskomplex 1	23
5.1.2	Belastungskomplex 2.....	34
5.2	Methodik B: Allgemeine Studienbedingungen	37
5.2.1	Probanden	37
5.2.2	Belastungsbedingungen und Studiendesigne.....	38
5.3	Methodik C: Messmethoden und Statistik	39
5.3.1	Periphere Beanspruchungsparameter und Bestimmungsmethoden	39
5.3.2	Periphere metabolische Beanspruchungsparameter aus dem Kapillarblut ..	40
5.3.3	Beanspruchungsparameter aus dem Stress- und stressreaktivem System ..	40
5.3.4	Zentralnervale (ZNS), kortikale Beanspruchungsparameter und messtechnische Erfassung	42
5.3.5	Biomechanische Antritts-Parameter	46
5.3.6	Psychometrische Parameter	47
5.3.7	Statistik	49
6	Ergebnisse	51
6.1	Belastungskomplex 1	51

6.1.1 Anthropometrie, Leistungen und Beanspruchung.....	51
6.1.2 Periphere Beanspruchung	52
6.1.3 Metabolische Beanspruchung.....	54
6.1.4 Stress-System.....	55
6.1.5 Blutbilder	56
6.1.6 Psychometrie	57
6.1.7 Bewegungssystem.....	59
6.1.8 Belastungsauswirkungen im zentralen Abbild	60
6.1.9 Korrelationen.....	68
6.1.10 Ergebniszusammenfassung zum Belastungskomplex 1	70
6.2 Belastungskomplex 2	72
6.2.1 Beanspruchungsparameter.....	72
6.2.2 Stress-System und Blutparameter	72
6.2.3 Spontan-EEG Frequenzspektrum im Regenerationsverlauf.....	75
6.2.4 Sympathico-adrenerge Downregulation (korrelative Betrachtung)	80
6.2.5 Ergebniszusammenfassung zum Belastungskomplex 2.....	80
7 Diskussion	82
7.1 Belastungskomplex 1	83
7.1.1 Belastungsabstufung	83
7.1.2 MRCPs.....	86
7.1.3 Einfluss der Beanspruchung durch unterschiedliche Belastungsregime auf das MRCP.....	88
7.2 Belastungskomplex 2	92
7.2.1 Wie stellt sich der elektrophysiologische Erholungsprozess im Gehirn nach erschöpfender Beanspruchung dar?.....	92
7.2.2 Welche Beziehung besteht zu sympathico-adrenerger Downregulation? ...	93
7.2.3 Welchen Einfluss hat die aerobe Leistungsfähigkeit auf die kortikale Downregulation?	94
7.3 Schlussfolgerungen	96
8 Zusammenfassung	97
9 Ausblick	101
10 Literaturverzeichnis	103
11 Anhang.....	I
11.1 Probandeninfo und Einverständnis (Belkom. 1).....	I
11.2 Untersuchungsablauf (Belkom. 1).....	II
11.3 Trainingsprotokollvorlage (Belkom. 1).....	III
11.4 Probandeninfo, Einverständnis (Belkom. 2).....	IV

11.5	Untersuchungsablauf, Checkliste (Belkom. 2)	V
11.6	Übersetzte Fassung des Händigkeitstests.....	VI
11.7	Schalteinheit für Trigger	VI
11.8	Basler Befindlichkeitstest (Grundversion)	VII
11.9	Deskription (Belkom. 1).....	VIII
11.10	Zusammenfassung: Prüfstatistik (Belkom. 1).....	XIV
11.11	Korrelationen (Belkom. 1)	XV
11.12	Deskription (Belkom. 2).....	XVIII
11.13	Zusammenfassung: Prüfstatistik (Belkom. 2).....	XXII
12	Publikationen.....	XXIII

1.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Untersuchungsschema zum Belastungskomplex 1: Erfassung der MRCPs bei willkürlichen Pedalantritten mit dem rechten Bein nach vorausgehenden Belastungsregimen: Nach individuell angepasster, erschöpfender Fahrradergometer- (FB) bzw. Oberarmergometrie- (OB) sowie „Kognitiver Belastung“ (KB).	23
Abb. 2: Foto vom Vortest zeigt Probanden mit Messaufnehmern; im Hintergrund den Untersucher, der den Probanden über den späteren Untersuchungsablauf instruiert.	26
Abb. 3: Schematische Darstellung der Leistungsvortests zu Studie FB und OB nach Vorbereitung und Ruhephase.	26
Abb. 4: Untersuchungsabläufe, Belastungsregime und Messinterventionen im Belastungskomplex 1: FB Fahrradergometrie-, OB Armkurbelergometrie- und KB „Kognitive Belastung“: T Testgetränk, Q Befindlichkeitsfragebogen, QB Beanspruchungsfrage, BS Blutabnahme, La Laktat, NH ₃ Ammoniak (angelehnt an BARTHEL ET AL. 2002).	33
Abb. 5: Untersuchungsschema zum Belastungskomplex 2. Messungen: Blutabnahmen / EEG-Ableitungen jeweils 3 min (Augen geschlossen) M1=Referenzmessung 3 min-, M2=45 min-, M3=60 min-, M4=75 min-, M5=135 min nach Belastung. Nach M1 tranken die Probanden 330 ml eines Fruchtsaftgetränkes ohne Wirkeinfluss (Placebo).	36
Abb. 6: Schematische Darstellung der EEG- und MRCP- Registrierung in Anlehnung an MECHAU (1998, S. 45).	42
Abb. 7: Platzierung und Bezeichnung der Elektroden im 10-20 System und Kortexkartierung (Anlehnung an BIRBAUMER & SCHMIDT 1996, S. 490).	43
Abb. 8: Darstellung der Parameter zur MRCP-Charakterisierung.	45
Abb. 9: Relative Testleistungen [%] bei den verschiedenen Belastungsregimen (Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB). Belastungsrelation [%] der Stufenbelastungen bezogen auf die maximale Leistungsfähigkeit. Konzentrationsleistung von der Normreferenz und Fehleranteil [%] sowie Normfehleranteil und Fehlerquote.	52

Abb. 10: Mittlere Herzfrequenzen [1/min] nach Belastungshöhe (R=Ruhe, 1.-5.=Belastungsstufe) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).	53
Abb. 11: Mittlere Laktatkonzentration [mmol/l] nach Belastungshöhe (R=Ruhe, 1.-5.=Belastungsstufe) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).	54
Abb. 12: Mittleres Ammoniak (NH_3) [$\mu\text{mol/l}$] nach R=Ruhe –submaximaler (4) und maximaler Belastung (5) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).	54
Abb. 13: Noradrenalinulfat (NAs) [nmol/l] bei R=Ruhe und 5=25' nach maximaler Belastung in unterschiedlichen Belastungsregimen: Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitiver Belastung (KB).	55
Abb. 14: Dopaminsulfat (DOPs) [nmol/l] bei R=Ruhe und 5=25' nach maximaler Belastung in unterschiedlichen Belastungsregimen: Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitiver Belastung (KB).	55
Abb. 15: Mittlere Vitalitätsempfindung (VT) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.	58
Abb. 16: Mittlere „Wachheitsempfindung“, „Vigilanz“ (VG) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.	58
Abb. 17: Mittlere „Ausgeglichenheitsempfindung“, „Intrapsychisches Gleichgewicht“(IG) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.	58
Abb. 18: Mittlere „Außenzuwendungsempfindung“, Soziale Extrovertiertheit (SE) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.	58
Abb. 19: Subjektiv erlebte Ausbelastung in Häufigkeiten [N]. Belastungsfrage nach maximaler Belastung (5) bei Belastungsregime FB, OB, KB gestellt.	58
Abb. 20: Mittlere Konzentrationsleistung [Aufgabenanzahl] der Untersuchungsgruppe KB im Vergleich zur Normreferenz (Studenten, n=40) n. 30 Minuten Konzentrations-Leistungs-Test.	58
Abb. 21: Antrittskraftäquivalent [V] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.	59

Abb. 22: Mittlere Kraftzunahme pro Zeit [V/s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.....	59
Abb. 23: Mittlere Bewegungsverzögerung [s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.....	60
Abb. 24: Mittlere Kraftlatenz [s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.	60
Abb. 25: Typischer MRCP-Kurvenverlauf 2000 ms vor Bewegung im Grand Average (n=14) bei willkürlichen rechtsbeinigen Antritten, mit Herausstellung der Potentialkomponenten (letzten 100 ms vor Bewegung), die in die Map-Darstellung (Ausschnitt) eingehen.....	61
Abb. 26: MRCP im Grand Average vor dem Test in Ruhesituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB, KB.	62
Abb. 27: MRCP im Grand Average nach 1. Belastungsstufe, Warm-up-Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB.....	62
Abb. 28: MRCP im Grand Average nach 4. Belastungsstufe, submaximale Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB. .	63
Abb. 29: MRCP im Grand Average nach 5. Belastungsstufe, maximale Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB, KB. ..	63
Abb. 30: Maximale MRCP-Amplitude an der Elektrodenposition (Cz) [μ V] bei R=Ruhe und nach 1. – 5. Maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.....	65
Abb. 31: FzPower (Fläche zwischen MRCP Kurve und Baseline) [μ V ²] in Median und 75% Perzentil an der Elektrodenposition (Fz) bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.	66
Abb. 32: Mittelwerte der maximalen MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [μ V] bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.	66
Abb. 33: Fz100=Mittelwerte der MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [μ V] 100 ms vor Trigger bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.	67
Abb. 34: Fz5-100=mittlere MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [μ V] zwischen 500 und 100 ms vor Trigger bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.....	67

- Abb. 35: Mittlere Leistungsfähigkeit (Pmax) [Watt] nach Leistungsgruppen (mäßig-, gut trainiert) differenziert..... 72
- Abb. 36: Herzfrequenzen [S/ min] in Mittelwert und Standardabweichung während passiv liegender Regeneration nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. 72
- Abb. 37: Mittelwert u. Standardabweichung bzw. Mediane der Katecholamine [ng/l] (Dopamin, Noradrenalin und Adrenalin) während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt n=21 für $p<0,001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon. 73
- Abb. 38: Stressreaktive Parameter: Prolaktin (Pro), Cortisolwerte (Cor) und Glucose (gluc) [mmol/l] in Mittelwert u. Standardabweichung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt, n=21 für $p<0,001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon. 73
- Abb. 39: Blutzellen: Erythrozyten (ery) [$10^6/\mu\text{l}$], Leukozyten (leu) [$10^3/\mu\text{l}$] während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt, n=21 für $p<0,001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon. 74
- Abb. 40: Qualitative Darstellung der spektralen Leistungsdichten, statistisch relevanter Frequenzbänder (Delta=1,25-4,5Hz, Alpha2=9,75-12,5Hz, Beta1=12,75-18,5 Hz, Beta2=18,75-35 Hz) im EEG während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei gesunden Sportlern (n=21). Die spektralen Leistungsdichten sind im Glühfarbenmodus (ab unterem Skalenniveau schwarz mit zunehmender Leistungsdichte über rot, gelb bis oberem Skalenniveau hellblau und darüber weißlich) als Hirnkarten dargestellt. Die Skalen für das jeweilige Frequenzband stehen in der rechten Spalte, die Farbkodierung ist oben links zu entnehmen. Die Hirnkarten stellen

eine Aufsicht auf den Kortex dar, die Orientierung ist dabei links=frontal (siehe oben links).	76
Abb. 41: Fronto-zentrale Thetaleistungsdichte [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] in Mittelwert u. Standardabweichung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p<0,05$: * nach t-Test für unabhängige Stichproben.	79
Abb. 42: Parieto-zentrale Alpha2 Leistungsdichte [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] in Mediandarstellung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (n=10) und gut trainierten (n=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p<0,05$: + nach Mann Whitney-U Test.	79

1.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Sportdisziplinbezogene Probandengruppierung der einzelnen Studien (Studien: Fahrrad- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitive Belastung (KB)) in Anzahl [n] und Mittelwert / Standardabweichung (Mw) / (SD)	24
Tab. 2: Anthropometrische Daten der Probanden (Studien: Fahrrad- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitive Belastung (KB)) in Mittelwert und Standardabweichung	25
Tab. 3: Ermittlung der Belastungsabstufungen für die Hauptuntersuchungen und Angleichung anhand definierter Stoffwechselcharakteristika.....	27
Tab. 4: Belastungsregime für FB mit Stufenangabe und Stufenzeit. Die geforderte Stoffwechsellage ist repräsentiert durch die Laktatkonzentration und den Leistungsanteil [%] der Vortest Leistung (Pmax) in Mittelwert und Standardabweichung.....	27
Tab. 5: Belastungsregime für OB mit Stufenangabe und Stufenzeit. Die geforderte Stoffwechsellage ist repräsentiert durch Laktatkonzentration und den Leistungsanteil [%] der Vortest Leistung (Pmax) in Mittelwert und Standardabweichung.....	28
Tab. 6a u. b: Systemkreise, Beanspruchungsgrößen und Parameter sowie deren Messzeiten bei Belastungsregime FB, OB, KB im Belastungskomplex 1 (1= nur bei FB, 2=nur bei KB, 3=nicht bei KB)	29
Tab. 7: Anthropometrische Daten und Leistungsfähigkeit der Untersuchungsgruppen in Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) und Anzahl (n).....	34
Tab. 8: Systemkreise, Beanspruchungsgrößen und Parameter sowie deren Messzeiten im Belastungskomplex 2.....	35
Tab. 9: Frequenzspektrum und Bezeichnung des spontanen EEG's sowie die Map-Farbcodierung im CATEEM für 17 Elektrodenpositionen.....	42
Tab. 10: MRCP-Parameter (in der Darstellung MRCP durch Elektrode: Fz, Cz, Pz ersetzt).....	45
Tab. 11: Statistisch auffällige Blutbildparameter in Mittelwert und Standardabweichung nach Messzeit (Mz): Ruhe=R und maximal Belastung=5 im Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB), Kognitive Belastung (KB); $p < 0,05 = *$, $p < 0,01 = **$, $p < 0,001 = ***$	57

Tab. 12: „Regenerationszeiteffekte“ im EEG: Leistungsdichten zu M1 Mittelwert [MW] und Standardabweichung [SD] (nichtparametrische Parameter als Median [MD]) nach post hoc Prüfstatistik (t-Test bzw. Wilcoxontest). Richtungstrend der Werte und Signifikanz (*/+ = $p < 0,05$, **/+ = $p < 0,001$)	78
Tab. 13: Ausgewählte Korrelationen zum ersten Messzeitpunkt (M1) zwischen Katecholaminen und statistisch auffälligen EEG- bzw. Beanspruchungsparametern: mit Pearson- oder Spearman-Fettsdruck Korrelationskoeffizienten und Irrtumswahrscheinlichkeit (p)	80

1.3 Abkürzungsverzeichnis

A	Adrenalin
AA	temporales Areal (temporalis superior, BA 22)
AI	temporales Areal (temporalis transversi, BA 41)
a1	Alpha1
a2	Alpha2
AC	Alternating Current
ACS:180	Analysegerät Automatic-Chemie-Luminescence-System
AMP	Adenosinmonophosphat
As	Adrenalinsulfat
BA	Brodman Area, Kortexarealkartierung mit Nummer
b1	Beta1
b2	Beta2
BBK	Belastungs-Beanspruchungs-Konzept
Belkom.	Belastungskomplex
Bel.rel.	Belastungsrelation (Belastungsanteil zur maximalen Vortestbelastung)
BISp	Bundesinstitut für Sportwissenschaft
BP	Bereitschaftspotential (engl. Readiness Potential)
C3	Elektrode links-zentraler Kortex
C4	Elektrode rechts-zentraler Kortex
CATEEM	Computer Aided Topographical Electro-Encephalometry Measurement
CATERPA	Computer Aided Topographical Events-Related Potential Analysis
CLIA	Chemie-Luminescence Immuno Assay
cm	Zentimeter
CNV	Contingent-Negativ-Variation
Cor	Cortisol
Cz	Centro-zentrale Elektrode
d	Delta
DC	Direct Current
DMS	Dehnungs-Messstreifen
Dop	Dopamin
Dops	Dopaminsulfat
ebd.	ebenda
ECG	Electro-Cardiogram (deutsch: Elektro-Kardiogramm EKG)
EEG	Elektroenzephalographie
EHI	Edinburgh Handedness Inventory

EKG	Elektro-Kardiogramm (engl. Electro-Cardiogram ECG)
EKP	Ereigniskorreliertes Potential (engl. Events Related Potential (ERP))
EMG	Elektro Myographie
engl.	englisch
EOG	Elektro-Okulogramm
EPSP	Exitatorisches Postsynaptisches Potential
ERP	events related potential (deutsch: ereigniskorreliertes Potential EKP)
Ery	Erythrozyten
F	Force
FB	Fahrradergometrie Belastung
FDG	[18F]-2-Fluro-Deoxy Glycose
FFQ	Food Frequency Quastionaire
FFT	Fast- Fourier-Transformation
fMRI	funktional Magnet-Resonanz-Imaging
fpro	relativer Fehleranteil
FQ	Fehlerquotient
F-Ratio	Prüfgröße zur Varianz innerhalb und zwischen den Gruppen
frw	Fehler-Roh-Wert
Fz	fronto-zentrale Elektrode
GLM	General Linear Model
glu	Glucose
HF	Herzfrequenz
HPLC-ED	High Pressure Liquid Chromatography and Electrochemical Detection
htc	Hämatokritwert
Hz	Hertz (Schwingung pro Sekunde)
IG	Intrapsychischer Gleichgewichtszustand
IMP	Inosinmonophosphat
IPSP	Inhibitorisches Postsynaptisches Potential
kΩ	Kilo-OHM ($10^3 \Omega$)
KB	Kognitive Belastung
kg	Kilogramm
KLT	Konzentrations-Leistungs-Test
Krea	Kreatinin
l	Liter
La	Laktat
lat	Latenz
Leu	Leukozyten

LQ	Lateralitätsquotient
Irel	relativer Konzentrationsleistungswert
lrw	Leistungs-Roh-Wert
lsw	Leistungs-Standard-Wert
M	Messzeitpunkte
MΩ	Mega-OHM ($10^6 \Omega$)
MAF	Mittlere Alpha Frequenz
MANOVA	Mehrfaktorielle Analysis of Variance
max Lass	maximaler Laktat-Steady-State
max	maximal
MD	Median (geometrisches Mittel)
MEP	Motor Evoked Potential
ml	Milliliter (10^{-3} Liter)
MI	Primary Motor Area
MII	Secondary Motor Area
min	Minute
mmol	Millimol (10^{-3} mol)
mol	Mol (Substanzmenge zum Kohlenstoffnuclids ¹² C)
MP	Motor Potential
MRCP	Movement-Related-Cortical Potential
ms	Millisekunde (10^{-3} Sekunde)
MU	Motor Unit
MVC	Maximal Voluntary Contraction
Mw	Mittelwert (arithmetisches Mittel)
Mz	Messzeit
n	Anzahl
NA	Noradrenalin
Nanomol	(10^{-9} mol)
NAs	Noradrenalinsulfat
ng/l	Nanogramm pro Liter (weitere Einheit für Katecholamine)
NH ₃	Ammoniak
NS	Negative Slope
OB	Armkebelergometrie Belastung
p	Signifikanzniveau
P1-P5	Stufenleistungen (bei Belastungsstufen 1-5)
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
Pmax	Vortest Leistung maximal

PNC	Purinnukleotidzyklus
Pro	Prolaktin
Pz	parieto-zentrale Elektrode
r	Korrelationskoeffizient
R	Ruhemessung
1	Aufwärmung (Belastungsstufe 1)
2	Belastungsstufe 2
3	Belastungsstufe 3
4	submaximale Belastung (Belastungsstufe 4)
5	maximale Belastung (Belastungsstufe 5)
rCBF	regionaler zerebraler Blutfluss
RP	Readiness Potential (deutsch: Bereitschaftspotential)
RR	Blutdruck nach Riva Rocci Methode
s	Sekunde
SAA	Somatosensory Association Area
SD	Standardabweichung
SE	Soziale Extrovertiertheit
SI	Primary Somatosensory Area
SII	Secondary Somatosensory Area
SMA	Supplementary Motor Area
SP	Silent Period
t	Time
tanaf	Tangenz Alpha (Steigung)
Throm	Thrombozyten
TMS	Transkraniale Magnet Stimulation
U	Unit
V	Volt
VG	Vigilanz
VT	Vitalität
ZNS	Zentrales Nervensystem
μmol	Mikromol (10^{-6} mol)
μV	Mikrovolt (10^{-6} Volt)
μV ²	Power (Leistung eines Frequenzbandes oder MRCP Kurvenverlaufes)
μV ² /Hz	Spektrale Leistungsdichte (Leistung dividiert durch Frequenzbandbreite)

2 Einleitung

Sportliche Aktivität belastet den menschlichen Organismus in vielfältiger Art und Weise und ruft Anpassungen hervor, die allgemein unter den Begriffen *Adaptation* (biologisch) oder *Trainingseffekt* (trainingswissenschaftlich) bekannt sind. Die Kenntnisse über Auswirkungen von Trainingsbelastungen auf unsere organismischen Teilsysteme sind von außerordentlicher Bedeutung für eine langfristige und gesunde Leistungsoptimierung. Die wissenschaftliche Betrachtung des Sports und dessen Einflussnahme auf den Menschen hat verschiedenste Forschungsdisziplinen und Fachausrichtungen aus Sportwissenschaft, Biologie, Psychologie und Sportmedizin bemüht. Die Forschungsarbeit dieser und anderer Fachrichtungen führen zu der Überzeugung, dass das Gehirn als steuerndes und kontrollierendes Organ wesentliche Voraussetzungen für die sportmotorische Leistungserbringung unter Einbeziehung motivationaler und emotionaler Faktoren schafft (vgl. MECHAU 2001; BEYER ET AL. 1994; SCHUMANN ET AL. 1993a; 1993b; HOLLMANN ET AL. 1993).

Sportliche Belastungen und daraus resultierende Beanspruchungen führen zu sofortigen Adaptationen des steuernden „Zentralen Nervensystems“ (ZNS) bei der Generierung von willkürlichen Bewegungen. Erst wenn diese Anpassungen nicht mehr gelingen, kommt es zu Veränderungen des Bewegungsablaufes, zu dessen Abbruch oder - im Extremfall - zu Verletzungen. Diese Zusammenhänge werden im Allgemeinen mit Ermüdungsphänomenen diskutiert, die in ihrer Begrifflichkeit nicht unumstritten sind (OLIVIER 2001; OLIVIER & DILLINGER 2003). Als Ermüdung wird die durch körperliche und geistige Belastungen hervorgerufene vorübergehende Einschränkung der Leistungsfähigkeit verstanden. In der Nachbelastungsphase geschehen dann Anpassungen, die den allgemeinen Funktionszustand wiederherstellen. Man unterscheidet modellhaft zwei Arten von Ermüdung:

- a) Modell der peripheren Ermüdung: die „Ermüdung“ des Muskels aufgrund mangelnder Energiebereitstellung;
- b) Modell der zentralen Ermüdung: die „Ermüdung“ des Nervensystems aufgrund veränderter Transmittersubstanzen (NEWSHOLME 1986, NEWSHOLME & BLOMSTRAND 1995).

Beide Formen der „Ermüdung“ sind insofern schwer voneinander trennbar, als sie beide je nach Beanspruchungssituation lokal und/oder allgemein auftreten können (JONATH 1986).

Insbesondere die zentralen Einflüsse machen die Erforschung des informationsverarbeitenden Systems im ZNS auch für bewegungswissenschaftliche Ansätze zu einem neuen Zielgebiet, das HOLLMANN ET AL. (2003 zitiert nach HOLLMANN & LÖLLGEN 2002)

als „Bewegungs-Neurowissenschaft“ bezeichnet. Als Methode zur Erforschung der zeitlich sehr schnell ablaufenden Prozesse des ZNS im Sport hat sich die nicht-invasive Elektroenzephalographie (EEG) bei kortikalen Aktivierungen (MECHAU 2001, S. 140; SCHUMANN 1996, S. 113; BEYER ET AL. 1994, S. 120), als auch die Erfassung von movement related cortical potentials (MRCP) im EEG (BARTHEL ET AL. 2002, JOHNSTON ET AL. 2001; SLOBOUNOV ET AL. 1998) erwiesen. Somit bieten sich geeignete „Werkzeuge“ zur Erforschung der zentralen Bewegungsorganisation sowie Regulationsvorgänge auf kortikaler Ebene.

In der vorliegenden Arbeit werden zentrale Bewegungsorganisationen in Abhängigkeit von verschiedenen sportlichen Beanspruchungssituationen erfasst. Hierbei erfolgt erstmals eine methodische Trennung zwischen zentralen und peripheren Ermüdungseinflüssen durch den Einsatz unterschiedlicher Belastungsregime mit Fahrrad- und Armkurbelergometrie sowie rein kognitiver Belastung. Dadurch entstehen drei Bedingungen unterschiedlicher Beanspruchung: Die ersten beiden basieren auf physischen Beanspruchungen, in denen die Testbewegungsmuskulatur einmal gleichzeitig mitbeansprucht und einmal ausgeruht ist. Im dritten Fall dient eine kognitive Beanspruchung zur Aufdeckung möglicher psychischer Belastungseinflüsse auf die zentrale Bewegungsgenerierung.

In einem weiteren Untersuchungsansatz werden zur Analyse des richtigen Verhältnisses von Beanspruchung und Regeneration zentrale Regulationsmechanismen in der Umstellung von Ergotropie zu Trophotropie nach erschöpfender physischer Belastung anhand hirnelektrischer Aktivitätsverschiebung beurteilt. Hieraus lassen sich unterschiedliche Regenerationsphasen charakterisieren.

Zum Einstieg erfolgt ein Exkurs in die sportwissenschaftliche Diskussion über die Sichtweise von Belastung und Beanspruchung. Hierzu werden zwei unterschiedliche Arbeitsmodelle vorgestellt.

Danach wird der wissenschaftliche Kenntnisstand zum Einfluss des Gehirns bei der Bewegungsplanung mit besonderer Berücksichtigung sportlicher Beanspruchungen anhand neuer hochauflösender bildgebender Messverfahren und des EEGs aufgearbeitet.

Anschließend folgt die Darstellung des derzeitigen Wissensstandes zu den Forschungsansätzen dieser Arbeit. Mit Betrachtung elektrophysiologischer Belastungsauswirkungen auf die zentralnervale Bewegungsplanung und –steuerung, wird die Erfassungsmöglichkeit über MRCPs bei willkürlicher sportmotorischer Bewegung hergeleitet. Nachfolgend wird die derzeitige Vorstellung zum Einfluss der Leistungsfähigkeit bei kortikaler Downregulation nach physisch erschöpfenden Beanspruchungen behandelt.

Aus den Forschungsdefiziten leiten sich die untersuchungsrelevanten Forschungsansätze und Hypothesen ab, die fortan als Belastungskomplex 1 und Belastungskomplex 2 bezeichnet werden.

Im weiteren Verlauf werden umfassend die Methodik und die Ergebnisse vorgestellt. Aufgrund der Vielfalt der Messparameter sind diese Systemkreisen zugeordnet und im Ergebnisteil für beide Belastungskomplexe getrennt dargestellt.

Die Diskussion ist fokussiert auf die Hauptziele der Arbeit und mündet in eine Beurteilung der aufgestellten Forschungshypothesen und eine Schlussfolgerung.

Im Ausblick wird auf neue, weiterführende Ansätze mit dem gewählten Verfahren und auf die Zukunft psychophysiologischer Forschung bei sportwissenschaftlichen Fragestellungen Bezug genommen.

3 Theoretische Betrachtung zu körperlichen Belastungsauswirkungen und zentralnervösen Mechanismen

3.1 Exkurs zur Betrachtung sportlicher Belastungsauswirkungen

In den frühen achtziger Jahren wurde von den Arbeitsmedizinern Rohmert und Rutenfranz (ROHMERT 1984; ROHMERT & RUTENFRANZ 1983) das *Belastungs-Beanspruchungs-Konzept (BBK)* zur Schaffung menschengerechter Arbeitsbedingungen erstellt. Vornehmlich wurde eine begriffliche Trennung der Bezeichnungen *Belastung* und *Beanspruchung* vereinbart. Dieses Konstrukt hielt in den Neunzigern Einzug in die Sportwissenschaft und erfuhr zunehmende Unterstützung von verschiedenen Bewegungswissenschaftlern (POLLMANN 1993, S. 251; OLIVIER 1996; POLLMANN & WILLIMCZIK 2001, S. 59FF).

Die Begriffsbestimmung stimmt heutzutage grundsätzlich mit der von ROHMERT und RUTENFRANZ (1975, S. 8) in den siebziger Jahren verfochtenen Trennung der Begriffe *Belastung* (engl. load) und *Beanspruchung* (engl. strain) in der Arbeitspsychologie überein. SCHÖNPFLUG (1987, S. 133) übernimmt die Definitionen von ROHMERT und RUTENFRANZ (1975, S. 8), in der unter *Belastung* nur „...objektive, von außen her auf den Menschen einwirkende Größen und Faktoren...“ zählen sollten. Der Begriff *Beanspruchung* bedeutet vielmehr die subjektive „...Ausfärbung“ der Belastungsauswirkungen auf den Organismus. Er meint also „...deren Auswirkungen im Menschen und auf den Menschen“ (SCHÖNPFLUG 1987, S. 133).

Im sportwissenschaftlichen Kontext sorgte in den letzten Jahren besonders die Arbeitsgruppe um OLIVIER (1996; 2001; OLIVIER ET AL. 2001; OLIVIER & DILLINGER 2003) mit Hilfe von SCHÖNPFLUGs Ressourcentheorie (1991) für ein dem sportlichen Training und Wettkampf angepasstes, ausdifferenziertes *phänomenorientiertes BBK*. Demnach werden *Belastungen* durch Faktoren wie *Komponenten*, *Arten*, *Höhe* und *zeitliche Abfolge* differenziert. Deren Folgewirkungen sind abhängig von *Eigenschaften*, *Fähigkeiten* und *Fertigkeiten* des Individuums und werden in Teilbeanspruchungen verschiedenster Organsysteme darstellbar. Hierdurch sind die *Belastungsauswirkungen* auf Subsysteme bzw. deren *Beanspruchungen* differenzierter beschreibbar und mit geeignetem Methodeninventar besser erforschbar (OLIVIER & DILLINGER 2003, S. 336; 340). Legt man dem *BBK* rationale Stresskonzepte zugrunde, so erfolgt die *Beanspruchung* aufgrund subjektiv wahrgenommener, sportlicher *Belastung* und es spielt zukünftig ei-

ne zentrale Rolle in vielen Feldern des Sports, der Psychologie und der Stressforschung (STOLL 2004, Internetquelle).

Bei der Beurteilung von Einflüssen konditioneller Beanspruchungen auf sportliche Bewegungsqualitäten sollte trotz einer differenzierten Betrachtung einzelner organischer Teilsysteme, Raum für Kompensationserklärung zwischen den Systemen verbleiben. Vor dem Hintergrund, dass im Sport häufig Situationen auftreten, in denen trotz beanspruchter bzw. erschöpfter Teilsysteme vom Organismus Spitzenleistungen vollbracht werden. Beispielsweise sei die erhöhte Körpertemperatur in der Endphase beim Marathonlauf angeführt, die unter Normalbedingungen gefährliches Fieber bedeuten würde (PICKENHAIN 1992, S. 17).

Auch eine sportlich „gute Technik“ zeichnet sich nach POLLMANN & WILLIMCZIK (2001) dadurch aus, dass sie offensichtlich eine bessere *Kompensation* von *Beanspruchungseffekten* bewirkt. Zudem scheinen auch Verletzungsrisiken nach HOTTENROTT & HOOS (2003) nicht durch die *Beanspruchungsauswirkungen* an sich gegeben, sondern aufgrund nachlassender Kompensationseigenschaften der beanspruchten Organsysteme. Olivier schlägt in diesem Kontext (1996; OLIVIER & DILLINGER 2003) ein drei Faktorenmodell vor, welches die Einflussvariation individueller, zentralnervöser und neuromuskulärer¹ Teilsysteme beim Zustandekommen des Bewegungsergebnisses einer motorischen Aufgabe, berücksichtigt.

Kompensation ist also ein wichtiges Stichwort, bei einer nach Differenzierung strebenden Betrachtungsweise von *Beanspruchungen* in organischen Teilsystemen.

Bei allen Differenzierungsbestrebungen wissenschaftlicher Disziplinen werden möglicherweise die Berührungspunkte und Systemüberschneidungen, gewissermaßen die Verzahnungen der Subsysteme und deren Beeinflussung untereinander, vernachlässigt.

Eine weitere, in der Psychophysiologie weitverbreitete Betrachtungsweise von *Belastung und Beanspruchung* entstammt dem „*Synergistischen Ansatz*“.

PICKENHAIN erweiterte die Diskussionen um das *BBK* im Sport bereits (1992, S. 9ff), indem er dem derzeitigen Modell eine *synergistische* Betrachtungsweise unterzog. Diese basiert auf der Grundannahme, dass ein selbstorganisiertes biologisches System „Mensch“ eine komplexe interaktive Einheit zwischen Organismus und Umwelt darstellt, die sich ständig neu organisiert und stabilisiert. Demnach sind innerhalb die-

¹ Als „neuromuskuläre“ Teilsysteme verstehen die Autoren alle efferenten und afferenten Verbindungen zwischen Rückenmark und Muskulatur. Dagegen meint „zentralnervös“ den höheren Einfluss des ZNS (DILLINGER 2001, S.73).

ser Betrachtung Ordnungsparameter entscheidend, die die selbstorganisierten Untersysteme „versklaven“, also einer vorrangigen Zielvorstellung unterordnen, um auf breiterem Niveau Stabilität aufrecht zu erhalten (also zu kompensieren).

Bei der Suche nach den Ordnungsparametern kommt der *mental*en *Repräsentationsebene* mit ihren psychischen Ausprägungen eine entscheidende Rolle zu (PICKENHAIN 1996, S. 39). Zur Unterstreichung dieser These stellt PICKENHAIN (1992, S. 17) eigene Ergebnisse aus mentalen Trainingsstudien vor, in denen bei Leistungsschwimmern idiomotorische Bewegungsvorstellungen Atemveränderungen wie beim realen Schwimmen hervorriefen, obwohl sie ruhig auf einem Stuhl saßen (PICKENHAIN 1979). Auch bei BERNSTEINS (1975) Thesen zur „probabilistischen Programmierung des Künftigen“ spielt die *interne Repräsentation* in unserem Gehirn die entscheidende Rolle. Hier bilden Ereignisse und Empfindungen der Vergangenheit und Gegenwart *Repräsentationen*, die einen wahrscheinlichen Entwurf zukünftiger Handlungen zu schaffen vermögen (siehe auch SPITZER 2002, S. 176; PICKENHAIN 1992, S. 24; 1996, S. 35), wobei es zur Kontrolle und Korrektur der Bewegungshandlung ständiger interner und externer Rückmeldungen bedarf (SPITZER 2002, S. 118ff).

NITSCH & MUNZERT (1997, S. 67) stellen diesen *synergistischen Ansatz* der Bewegungsorganisation in der Sportwissenschaft als bisher wenig quantifizierbar bezüglich psychosozialer Einflussfaktoren dar.

Je nach Forschungsstandpunkt sind bspw. die Psychophysiologen mit zentralen Messverfahren (ZNS) eher der *synergistischen* Betrachtungsweise, die Bewegungswissenschaftler mit exakter Differenzierung und begrifflichen Definitionen eher dem *BBK* zugeneigt.

PICKENHAIN (1992, S. 21) stellt heraus, dass innerhalb einer *synergistischen* Betrachtung des *BBK* eine begriffliche Trennung von *Belastung* und *Beanspruchung* bezogen auf die *zentrale Repräsentationsebene* (ZNS) unangebracht erscheint. Bezogen auf Teilsysteme (periphere Organsysteme, Annahme des Verfassers) stellt sie allerdings ein durchaus hilfreiches Konstrukt bei der Erforschung von sportlichen Belastungsauswirkungen dar. Auf der anderen Seite räumen OLIVIER & DILLIGER (2003, S. 339) ein, dass *zentrale Einflussnahmen (Kompensationen)* auf Kortexebene (also Repräsentationsebene, Annahme des Verfassers) immer möglich sind.

Beide Modellansätze scheinen sich demnach gegenseitig zu akzeptieren. Es ist abhängig vom Betrachtungsstandpunkt, welcher Ansatz verfolgt wird.

Eine umfangreichere Darstellung diverser Modelle verschiedenster Forschungsdisziplinen, die sich auf die Bewegungsorganisation beziehen, findet sich bei NITSCH &

MUNZERT (1997, S. 109ff), die aus den jeweiligen Vorteilen eine handlungstheoretische Sichtweise entwickelt haben.

Da sich die vorliegende Arbeit mit den *Belastungsauswirkungen* im „Zentralen Nervensystem“ (ZNS) und deren Repräsentationen mit Ableitungen der elektrischen Hirnaktivität beschäftigt, wird bei Erklärungen dem *synergistischen Ansatz* gefolgt. Dagegen hilft die Sichtweise des *phänomenorientierten BBK* auch im Methodikteil dieser Arbeit bei der Einschätzung und Beschreibung *peripherer Systemkreise* und *Beanspruchungsparameter* zur Belastungsabschätzung und Normierung.

Zusammenfassend scheinen bei der Beurteilung sportlicher *Belastungsauswirkungen* die individuellen Fertigkeiten in den motorischen Hauptbeanspruchungen im Bewusstsein mit *psychischen Faktoren* wie Motivation, Aufmerksamkeit, Leistungswillen, Affektivität mit *Persönlichkeitseigenschaften* wie Zielstrebigkeit, Ehrgeiz und Selbstkonzept zu verschmelzen. Hierbei entstehen mannigfaltige *psychophysische Kompensationsmöglichkeiten* zur Handlungserfüllung trotz hoher *Beanspruchung*.

Dies geschieht im ZNS, dem höchsten Steuerungsorgan, und kann dort mit modernen Messverfahren erfasst werden (HOLLMANN & STRÜDER 1996, S. 47).

Die neue Forschungsrichtung des „*Brainmappings*“ (*bildgebende Hirnmessverfahren*), welches die *zentralen Repräsentationen* bei *Beanspruchung* sichtbar zu machen vermag, bringt möglicherweise einen Entwicklungsfortschritt in der Hirn- und Bewegungsforschung mit sich (BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 7). Jüngste Symposien der Sportmedizin „Exercise and Brain² 2000“ (KÜNSTLINGER 2000) und der Bewegungswissenschaft „EWOMS³ 2003“ (SCHÖLLHORN ET AL. 2003) zeigen, dass diese Methoden Einzug in die Sportwissenschaft finden und helfen können, die „black box“ allmählich aufzuhellen. Die folgende Arbeit soll helfen, neue Erkenntnisse zu sportlichen *Belastungsauswirkungen* auf *kortikaler Steuerungsebene* zu gewinnen und mögliche *kompensatorische Einflussnahme* gegen Ermüdung darzustellen, sowie die hirnelektrische Umstellung von *Ergotropie* zu *Trophotropie* abzubilden.

Im nächsten Abschnitt werden gängige Hirnmessverfahren kurz vorgestellt. Anschließend folgt ein kurzer Literaturüberblick, der den wissenschaftlichen Kenntnisstand und das Forschungsdefizit markiert. Hieraus begründet sich das Thema dieser Arbeit.

² Internationales Satellitensymposium „Exercise and Brain“ im Rahmen des Eröffnungskongresses „Dekade des menschlichen Gehirns 2000“ auf dem Petersberg in Bonn, Germany.

³ Der European Workshop of Movementscience (EWOMS) hat stattgefunden im Mai 2003 in Münster, Germany.

3.2 Psychophysiologie: Methodische Möglichkeiten

Beim Überblick über den Forschungsstand zu sportlichen Belastungsauswirkungen auf das ZNS, ist es sinnvoll, nach Messmethoden und Versuchsanordnungen zu unterscheiden. Der Grund: gewonnene Schlussfolgerungen sind sehr eng an die Untersuchungsbedingungen geknüpft und lassen sich nur schwer verallgemeinern.

Die Messung des *regionalen zerebralen Blutflusses* (*rCBF*) nutzt die Abhängigkeit der Strahlungsintensität radioaktiv markierter Substanzen von der lokalen Hirndurchblutung. Durch Markierung und Verabreichung diverser Substanzen (Glucose, Sauerstoff, Edelgas) können verschiedene Aspekte des Hirnstoffwechsels sichtbar gemacht werden (BIRBAUMER 1999, S. 503). Häufig wird die *rCBF*-Bestimmung mit funktioneller *Magnet-Resonanz-Imaging* (fMRI) oder *Positronen-Emissions-Tomographie* (PET) durchgeführt, welche die momentan dominierenden, bildgebenden Brainmapping-Verfahren darstellen.

Funktionelle Magnet-Resonanz-Imaging (fMRI) ist ein bildgebendes Instrumentarium zur Erzeugung von Schnittbildern des menschlichen Körpers mit Beurteilung der Stoffwechselsituation. Hierbei wird z.B. um den Kopf ein homogenes Magnetfeld platziert. Durch dieses Feld werden die Wasserstoffatomkerne, die normalerweise im Körper eine eher zufällige Anordnung besitzen und deren elektrische Felder sich gegenseitig kompensieren, angeregt. Damit ändern sie ihren Energiezustand, indem sie sich entweder parallel oder antiparallel an dem angelegten Feld ausrichten (Anregung). Danach kehren die Wasserstoffatomkerne wieder in den Ausgangszustand zurück (Relaxation). Der Kontrast der MRIs beruht darin, dass sich die verschiedenen Gewebe in ihren Relaxationszeiten differenzieren und somit erfassbar unterscheiden lassen (GALL ET AL. 2002, S. 155). Die Messung der Durchblutungsänderung mit fMRI ist in ihrer zeitlichen Auflösung beschränkt, aber räumlich sehr genau. In Kombination mit der Elektroenzephalographie (EEG) stellt es derzeit das optimale Messverfahren der Neurowissenschaften dar.

Positronen-Emissions-Tomographie (PET) basiert auf der Detektion radioaktiver Zerfälle von Positronen in Radioisotopen (BIRBAUMER 1999, S. 505). Die Zahl der Kollisionen (Zerfälle) wird gezählt und als Bild (Image) des Blutflusses für eine Minute nach der Injektion des Radioisotopes dargestellt. Durch Verwendung verschiedener Radioisotope als Markierungssubstanzen lassen sich spezifische Transmitter und Stoffwechselprodukte im Gehirn beobachten. Aufgrund der geringeren zeitlichen, aber der ausgezeichneten räumlichen Auflösung, erlaubt diese Methode strukturelle anatomische Lokalisation neuronaler, metabolischer Aktivität (auch in subkortikalen Hirnregionen).

Die beschriebenen Methoden finden aufgrund ihrer hohen Kosten⁴, der Strahlenbelastung und ihres apparativen Aufwandes selten Anwendung bei sportwissenschaftlichen Fragen zu ZNS-Beanspruchungen.

Allerdings liefern diese Verfahren zur Zeit die räumlich genauesten Einblicke in unser ZNS, finden aber aufgrund der erwähnten Nachteile (teuer, zeitlich beschränkt, große Apparatur) derzeit vorrangig in den klinischen molekularbiologischen Grundlagenforschungen und weniger in den Bewegungswissenschaften Anwendung. Das bedeutet nicht, dass diese Forschungsergebnisse nicht zum bewegungswissenschaftlichen Erkenntnisgewinn beitragen können. Durch interdisziplinären Wissenstransfer können neue Sinnzusammenhänge geschaffen werden (siehe HOLLMANN ET AL. 2003, S. 65FF; PICKENHAIN 1996, S. 44FF).

Die *Elektroenzephalographie (EEG)* ist ein nicht-invasives Verfahren zur Untersuchung neuronaler Aktivitäten des Gehirns. Das Messergebnis repräsentiert Erregungsprozesse größerer Neuronenverbände, die primär aus der Hirnrinde (Kortex) stammen (GALL ET AL. 2002, S. 74FF). Man geht heute davon aus, dass die synchronen und manchmal rhythmischen Erregungen ihrerseits durch subkortikale Hirnregionen (Thalamus, Hippocampus) gesteuert oder moduliert werden (MAIER ET AL. 1994, S. 220; BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 493). Insofern stellt das EEG das elektrische Korrelat summierter erregender Nervenzellaktivitäten⁵ (EPSP) dar (BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 492). Die EEG-Kurven bilden periodische Spannungsverläufe ab, die durch Amplituden (1-200µV) und Frequenzen (0,5-50 Hz) oder Leistungsdichten⁶ (µV²/Hz) beschreibbar sind (MEIER ET AL. 1994, S. 221). Mit ansteigender Frequenz unterscheidet man Delta-, Theta-, Alpha- und Beta-Frequenzen. Sie liefern neuerdings auch farblich codierte, topographische Hirnkarten und können als „Kompromissmethode“ auch zu den *Brain-mapping*-Verfahren gezählt werden.

Man unterscheidet allgemein zwischen *spontaner*⁷ EEG- und *evozierter*⁸ (reizabhängiger) Potentialaktivität (MAIER ET AL. 1994, S. 22). Zur letzteren werden u.a. auch die in dieser Arbeit behandelten *movement-related-cortical Potentials (MRCPs)* gezählt.

⁴ PET zählt zu den teuersten neurowissenschaftlichen Messverfahren (Birbaumer 1999, S. 505).

⁵ EEG Wellen beruhen auf summierten excitatorischen postsynaptischen Potentialen (EPSP) der Hirnrinde. Inhibitorische Postsynaptische Potentiale (IPSP) tragen kaum zur Generierung von Feldpotentialen bei.

⁶ Leistungsdichte [µV²/Hz] gibt die Gesamtleistung einer Frequenz dividiert durch deren Bandbreite an (MECHAU 1998, S.10).

⁷ Spontanaktivität meint die kontinuierlichen Spannungsschwankungen, die ohne zeitlichen Bezug zu einem Ereignis- also spontan- im EEG auftreten.

Die hohe zeitliche Auflösung des *EEGs* (ms) und die „Nichtinvasivität“ sowie die kleineren Apparaturen machen das *EEG* zum klassischen psychophysiologischen Messverfahren bei der Betrachtung höherer zentraler Steuerungsebenen (SCHUMANN 1996, S. 113). Trotz der heutzutage eingesetzten mathematisch statistischen Prozeduren mit zunehmend genauerer Lokalisation der elektrischen „Generatoren“ bleibt eine örtliche Ungenauigkeit des *EEGs* erhalten. Um absolut genaue räumliche Lokalisationen zu erhalten, müssten die Messungen durch *PET* oder *MRI* ergänzt werden (BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 490). Eine detaillierte Darstellung zur Entstehung des *EEGs* und *evozierten Potentialen* findet sich bei BIRBAUMER & SCHMIDT (1999, S. 490FF) oder bei MECHAU (1998, S. 10-13).

3.2.1 Brainscan-Untersuchungen: Erkenntnisse zum Einfluss höherer Zentren bei der Bewegungsplanung nach erschöpfenden Beanspruchungen

Im sportmedizinischen Kontext existieren zum Teil theoretische Vorstellungen über die positive Beeinflussung der „Hirngesundheit“ durch körperliche Aktivität, die aber überwiegend aus tierexperimentellen Untersuchungsergebnissen hergeleitet werden (HOLLMANN ET AL. 2003, S. 65FF). Es ist aber nach wie vor umstritten, ob sich das menschliche Gehirn in Untersuchungen wie das von Ratten oder Mäusen verhält. Das menschliche Gehirn ist ein auf der „Neuronalen Plastizität“ basierendes, hochkomplexes dynamisches System, das sich im ständigen Austausch mit Umweltgegebenheiten, den eigenen Körpersystemen und vererbten Eigenschaften befindet. Dabei lernt es, entwickelt sich und bildet ein Gedächtnis aus (SCHIEPEK ET AL. 2003, S. 9FF; BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 8). Bei Versuchstieren, wie auch bei Menschen, können sich zwar Hirnfelder in ähnlicher Weise ausbilden, deren Zusammenwirken unterliegt aber externen und internen Entwicklungseinflüssen der Phylo- und Ontogenese. Deshalb sollten vor der Übertragbarkeit von Tierexperimenten auf den Menschen diese erst durch humane, neuropsychologische Untersuchungen nachgewiesen werden (BIRBAUMER & SCHMIDT 1999, S. 4).

Es existieren nur wenige Studien zum Themenkomplex „Gehirn und Sport“. SCHMIDT ET AL. (2001) beschäftigen sich z.B. mit dem Einfluss von Ausdauertraining auf die zerebralen Repräsentationen von episodischen Gedächtnisprozessen mit Wortpaarasso-

⁸ Hirnelektrische Erscheinungen, die einen zeitlichen und funktionellen Zusammenhang zu einem modalitätsspezifischen Reiz aufweisen, werden als evozierte Potentiale (EP) oder ereigniskorrelierte Potentiale (EKP), engl. events related potentials (ERP) bezeichnet (BARTHEL 1998, S. 16). Beide Begriffe werden synonym in dieser Arbeit verwendet.

ziationen und finden bei Untrainierten verstärkte präfrontale Stoffwechselaktivität, die auf größere Anstrengung hinweist. Die meisten Arbeiten beschäftigen sich mit Repräsentationen bei Bewegungsprogrammierung (REISER ET AL. 2003; WEILLER ET AL. 1996; ROLAND ET AL. 1980).

In den letzten Jahren wurden viele Forschungsarbeiten mit PET und fMRI-Methodik veröffentlicht. Die behandelten Forschungsarbeiten orientieren sich hauptsächlich an klinischen, molekularbiologischen und medizinischen Basisfragen. Die jüngsten Studien, die sich allgemein mit Bewegungen auseinandersetzen, zielen bspw. auf dopaminergen Einfluss am Belohnungssystem und dessen Zusammenhang zur Motivation ab oder visualisieren funktional anatomische Hirngebiete bei kognitiver Bewegungsvorbereitung und -ausführung (MARTIN-SOELCH ET AL. 2001; JOHANNSEN ET AL. 2001). Oder sie haben die kortikalen Repräsentationen bei Bewegungsausführung und -kontrolle zum Gegenstand (SAHYOUN ET AL. 2004; JOHANNSEN ET AL. 2001; EHRSSON ET AL. 2000). Diese werden aber meist nur bei Eingelenksbewegungen ermittelt (SAHYOUN ET AL. 2004; BABILONI ET AL. 2003; JOHANNSEN ET AL. 2001; EHRSSON ET AL. 2000; MIMA ET AL. 1999).

Wenige Arbeiten finden sich zu sportrelevanten Belastungsauswirkungen mit den Themenbereichen „PET“, „exercise“ oder „brain“ (TASHIRO ET AL. 2001; CHRISTENSEN ET AL. 2000; ITEMITSU ET AL. 2000; LOTZE ET AL. 1999).

CHRISTENSEN ET AL. (2000) zeigen mit PET bei der Generierung rhythmischer Bewegungshandlungen im Vergleich aktiver zu passiver Tretkurbelarbeit die aktive Teilnahme höherer Hirnzentren (Primär-, supplementär motorische Kortizes). ITEMITSU ET AL. (2000) analysieren indirekt die Energieverbräuche durch [18F]-2-fluoro-deoxy glucose (FDG) Aufnahme nach Laufbelastungen an verschiedenen Körperorganen mit PET. Sie finden eine stabile Stoffwechselrate im Gehirn, vermehrten Glycogenverbrauch in der Bein- und Herzmuskulatur und „kompensatorisch“ verringerten Glycogenstoffwechsel in der „Bauchregion“ im Vergleich zum Ruhezustand. Mit gleicher Methode stellen TASHIRO ET AL. (2001) bei Läufern (4-5 Km) gegenüber einer Kontrollgruppe (Ruhe) relativ vermehrten Energieverbrauch in parieto-okzipitalen Gebieten im Vergleich zur motorischen Rindenregion fest. Die Autoren begründen dies mit höherem Energieverbrauch bei multimodaler sensorischer Informationsverarbeitung gegenüber der reinen Bewegungsgenerierung. LOTZE ET AL. (1999) untersuchen mit fMRI die reine Vorstellung und die Ausführung von Handbewegungen und finden gleiche Beteiligung spezifischer Hirnstrukturen (prä- und supplementärmotorischer Kortex sowie der Primär Motorkortex) unter beiden Bedingungen. Aufgrund festgestellter Unterschiede im somato-

sensorischen Kortex und in den Kleinhirnstrukturen (nur ausführungsaktiv) formulieren sie die These, dass das Kleinhirn bei Bewegungsvorstellung die Ausführung hemmt. Insgesamt werden bei zitierten Brainscanstudien für einen möglichen Sportbezug nur sehr geringe, unspezifische Belastungen erzeugt, während die Probanden in sportuntypischer Körperlage bspw. in einem „Scannertunnel“ liegen (TASHIRO ET AL. 2001; CHRISTENSEN ET AL. 2000; LOTZE ET AL. 1999) oder es wird ein „post exercise“ Zustand erfasst (Itemitsu et al. 2000) und auf „exercise“ bezogen. Bei zuletzt zitierter Arbeit werden z.B. keine Zeitangaben gemacht, welcher Zeitraum zwischen „exercise“ Terminierung und Messbereitschaft verging. Bei Pausen, die eine längere Dauer als 3 Minuten haben, können sich die Probanden in der Frühphase der Erholung befinden, so dass der pauschale Schluss auf „exercise“ Zustand angezweifelt werden darf.

Die Arbeiten, die sich mit der Vorstellung von Bewegungen (imagination of movements) und deren zentralen Repräsentationen bei mentalem Training beschäftigen, zeigen sehr gut, dass die Bewegungsausführungen und die reinen Vorstellungen davon dieselben Hirnareale involvieren (MALOUIN ET AL. 2003; SAHYOUN ET AL. 2004). Dabei beeinflussen möglicherweise Kleinhirnstrukturen mit ihrer Hemmfunktion die Nichtausführung (LOTZE ET AL. 1999).

Es finden sich keine PET- und fMRI-Studien zum Themenkomplex ermüdender, erschöpfender Beanspruchung („exercise und fatigue“). Dies hängt vermutlich mit der aufwendigen und sehr teuren Methodik zusammen, die eine stationäre große Apparatur verlangt. Darin müssen im zeitlichen Vorlauf die Markierungssubstanzen injiziert werden. Erst durch Verwendung von Subtraktionsverfahren sind Veränderungen von Grundzuständen methodisch hervorzuheben, so dass der Einsatz von fMRI-Methoden bei Verlaufsuntersuchungen schwierig ist. Das zeitlich hoch-auflösende EEG hat somit bei Verlaufsuntersuchungen zu kortikalen Auswirkungen sportlicher Belastungen begründbare Vorteile.

3.2.2 EEG-Untersuchungen bei sportlicher Beanspruchung

Das EEG als klassisches Untersuchungsinstrumentarium der Psychophysiologie hat bis Mitte der 90-er Jahre auch zu grundsätzlichen Erklärungshilfen mit Fokussierung auf die „höchste Steuerungsebene“ bei sportwissenschaftlichen Fragen beigetragen (SCHUMANN 1985; SCHUMANN 1996, S. 73). Ein Überblick über repräsentative EEG-Arbeiten in verschiedenen *Sportdisziplinen* findet sich bei MECHAU (1998, S. 16F). Die Hauptaussagen beziehen sich auf *das kortikale Aktivierungsverhalten* topographischer Hirnregionen vor, während und kurz nach sportlichen Beanspruchungen (MECHAU

2001; KUBIZ & MOTT 1996; SCHUMANN 1996; BRACH ET AL. 1994; BEYER ET AL. 1994; SCHRODE 1986; BEYER & SCHUMANN 1981; BEYER ET AL. 1981). Teilweise ergibt sich bei Untersuchungen des Aktivierungsverhaltens die Einteilung von spezifischen „*Belastungssituationen*“ (SCHÖBER 1987, S. 103ff). Andere Autoren haben Asymmetrien bei hirnelektrischen Aktivierungen festgestellt (PETRUZZELLO & LANDERS, 1994; WIESE ET AL. 1983). Fast alle diese Arbeiten (mit Ausnahme von MECHAU 2001; SCHRODE 1986) betrachten ausschließlich die mittleren *Alpha*-Frequenzen (MAF) und *Beta*-Frequenzen. Diese Frequenzen besitzen eine bessere Signalstabilität (geringere Störanfälligkeit) (SCHUMANN & SEIBT 1993, S. 169). Damit erhöhen die Autoren die Aussagekraft ihrer Forschungsergebnisse (Annahme des Verfassers).

Aus verschiedenen Arbeiten geht hervor (MECHAU 2001, STOCK ET AL. 1996 YOUNGSTEDT ET AL. 1983), dass sportliche Beanspruchungen in mehreren *EEG*-Frequenzbändern für Veränderungen sorgen. Deshalb sollte auf deren Messung, trotz noch fehlender Erklärungsansätze, nicht verzichtet werden (u.a. MECHAU 1998). Diese These wird beim Literaturüberblick zum zweiten Forschungsschwerpunkt dieser Arbeit verdeutlicht.

3.2.2.1 Ermüdende Belastungsauswirkungen auf elektrophysiologische, zentralnervale Einflüsse bei kortikaler Bewegungsplanung und -steuerung

Resultat verschiedener Arbeiten ist, dass ermüdende Muskelarbeit Einfluss auf die Qualität der Bewegungsausführung hat (BENDAHAN ET AL. 2004; NORDLUND ET AL. 2004; GANDEVIA 2001; LATASH ET AL. 1994). Dies wird mit der Unfähigkeit, Kraftwerte aufrecht zu erhalten begründet (ebd.). Beispielsweise wird das Beibehalten des Gleichgewichts beeinflusst (GANDEVIA 2001; JOHNSTON ET AL. 1998), die Stabilität der Muskelkoordination in Mitleidenschaft gezogen (CARPENTER ET AL. 1998) und die Bewegungskontrolle der Extremitäten erschwert (JARIC ET AL. 1997).

Die Datenlage zu ermüdungsbedingten Veränderungen in biochemischen Prozessen und Muskelstoffwechsel ist relativ gut (ALLEN & WESTERBLAD 2001; KENT-BRAUN 1999; WESTERBLAD ET AL. 1998; SHALIN ET AL. 1998). Ebenso gut untersucht sind die Veränderungen im Rekrutierungs- und Feuerungsverhalten der motorischen Einheiten (MU) der Muskulatur im ermüdeten Zustand (LATTIER ET AL. 2004; PAASUKE ET AL. 1999; ESPOSITO ET AL. 1998; MORITANI ET AL. 1986; MORITANI ET AL. 1985). Weniger ist über das ZNS und dessen „*zentrale Einflussnahme*“ bei Erschöpfung bekannt. Hieraus leitet sich der erste Forschungsschwerpunkt dieser Arbeit ab. Häufig wird eine *zentral* vermittelte Einflussnahme auf die MU Aktivität bei Ermüdung angenommen (BIGLAND-

RITCHIE ET AL. 1986, CORCOS ET AL. 1989; GOTTLIEB 1993; KROGH-LUND & JORGENSEN (1992); NORDLUND ET AL. 2004; LEPERS ET AL. 2002; CORCOS ET AL. 2002) ohne direkt *zentrale* Messungen vorzuweisen. BIGLAND-RITCHIE ET AL. (1986) vermuten eine Beeinflussung der Motorik durch veränderte *zentralnervale Prozesse* mit der Folge des „...declining motor drive“, ohne Ursachen und Größen des Einflusses zu spezifizieren. LEPERS ET AL. (2002) stellen diese „zentrale Antriebsabnahme“ erst nach langer Belastungsdauer fest. Auch GOTTLIEB (1993) und CORCOS ET AL. (1989) schließen auf die *zentrale Einflussnahme* in ihren Modellen zur Organisation bei Eingelenksbewegungen nach EMG-Studien. Bei diesen Forschungsansätzen wird häufig nur die agonistische Muskelgruppe betrachtet, obwohl funktional die Bewegung nur in Koordination mit dem Antagonisten gelingt. Bis auf JARIC ET AL. (1997), die den Agonisten mehr Beteiligung an ermüdungsbedingter Veränderung zuschreiben als vergleichsweise der antagonistischen Muskulatur, wurde die Rolle der Antagonisten bei ermüdender Muskelarbeit nicht untersucht.

Ebenso untersuchen KROGH-LUND & JORGENSEN (1992) die Veränderungen im myoelektrischen Leistungsspektrum und stellen Zusammenhänge zwischen Leitungsgeschwindigkeit und Frequenzfeuerungsrate her. Hieraus leiten die Autoren (ebd.) die *zentrale Einflussnahme ab*, obwohl nur periphere Messparameter vorliegen.

Studien, die die *zentralen Einflüsse* bei ermüdenden Muskelbeanspruchungen messtechnisch zu erfassen versuchen, bedienen sich hauptsächlich der „*Transkranialen Magnet Stimulation*“ (TMS). Bei dieser Methode wird der Kortex durch einen externen Magnetimpuls stimuliert. Dessen elektrische Antworten rufen im Zielmuskel-EMG spezifische Veränderungen hervor, die als „motor evoked potentials“ (MEPs) und „silent periods“ (SP) Rückschlüsse auf *kortikale Interaktionen* zulassen (GANDEVIA 2001; 1998; LIEPERT ET AL. 2001; TERGAU ET AL. 2000; TAYLOR ET AL. 1996; MCKAY ET AL. 1996; LJUBISABLEJEVIC ET AL. 1996).

TMS kann aber keine Information über bewegungsvorbereitende, kontrollierende und steuernde Prozesse bei und nach ermüdender Belastung liefern. Außerdem spiegelt das Verfahren nicht die natürlichen elektrophysiologischen Prozesse wider, da das Initiierungssignal aus externer Stimulation und nicht aus willkürlichem Verhalten stammt. Dies ist aber von Bedeutung, denn auch oder gerade die Willkür oder der Wille kann neurophysiologisch gehemmt sein, z.B. als Folge eines ermüdenden Prozesses. Dieser Prozess besitzt einen lokalen Bezug zwischen MI versus SMA und limbischem System.

Eine Untersuchungsmöglichkeit bietet das *EEG* mit der Erfassung *motorisch evozierter kortikaler Potentialverläufe (MRCPs)* während bzw. vor *willkürlicher Bewegungshandlungen* im Zustand zunehmender Ermüdung.

Die MRCPs beinhalten terminologisch die bewegungsabhängigen hirnelektrischen Phänomene früherer Forschung, wie Contingent-Negativ-Variation (CNV), Bereitschaftspotentialverläufe (BPs) und langsame Gleichspannungsverschiebungen vor der eigentlichen Bewegung. Da diese Potentialformen das bioelektrische Korrelat zerebraler Entscheidungs- und Kontrollprozesse vor zielgerichteten, willkürlichen Bewegungshandlungen darstellen (KORNHUBER ET AL. 1980, S. 239; SCHÖBER 1987), können auch die MRCPs so interpretiert werden. Als Generatoren für die MRCPs werden die supplementär-motorischen Areale (SMA) bzw. der Primär- (MI) und Sekundär-Motorkortex (MII) angesehen (KNÖSCHE ET AL. 1996, S. 186; PRAAMSTRA ET AL. 1996, S. 473; DEECKE 1990, S. 617ff). Mit der Vielzahl von Verbindungen der SMA zum limbischen System und den Basalganglien, Thalamus und Kleinhirn (BROOKS ET AL. 1986, S. 211), wird über diese Hirnregionen eine steuernde Einflussnahme des Antriebs und/oder der Motivation bei der Vorbereitung von Willkürbewegungen vermutet (ROLAND 1985, S. 160). Die SMA scheint neben der MI eine der Schlüsselstrukturen bei der kortikalen Bewegungsplanung zu sein. Ihr wird besonders bei komplexeren bimanuellen Bewegungsabläufen eine Timingfunktion zugesprochen (DEECKE ET AL. 1985, S. 151ff). Magnetenzephalographische Untersuchungen von DEECKE (1990, S. 617) zeigen, dass die SMA bei komplexeren Bewegungen zeitlich früher aktiv ist als die MI (vgl. DEECKE ET AL. 1985, S. 151). Bei kortikaler „Bewegungsentstehung“, das verdeutlichen Blutflussuntersuchungen, ist die SMA bereits bei reinen Bewegungsvorstellungen aktiv (ROLAND 1985, S. 157), während der primär-motorische Kortex (MI) nur bei tatsächlicher Ausführung aktiv ist. Das wird auch im Vergleich aktiver mit passiver Tretkurbelarbeit mittels PET Verfahren bestätigt (CHRISTENSEN ET AL. 2000). Bei der MI Aktivität wird eine direkte Ansteuerung der korticospinalen Bahnen vermutet (ROLAND 1985; KLINKE & SILBERNAGEL 1994, S. 618) mit Einfluss auf Kraft und Richtungseinstellung (SCHMIDT & BIRBAUMER 1995, S. 121), während die SMA mehr Bewegungskontrollfunktion besitzt (SHAYOUN ET AL. 2004; BABILONI ET AL. 2003). Vor der eigentlichen willkürlichen Bewegung zu den Zeiten der internen kortikalen Programmierung werden über diese Kortexregionen die langsamen, negativen MRCPs registriert (PICKENHAIN ET AL. 1985, S. 227). Unterschiede bei den MRCPs scheinen auf unterschiedliche Zellaktivität der motorischen Kortizes bei der Bewegungsgenerierung, durch Verrechnung

interner und externer Modalitäten zustande zu kommen (vgl. BRUNIA & VAN BOXTEL 2000, S. 510F).

Hierin scheint sich ein wissenschaftlicher Weg zur Erforschung der kortikalen Bewegungsplanung und -kontrolle anzudeuten, der ebenso die kompensatorischen Veränderungen bei zunehmender physischer Beanspruchung zu erfassen vermag. (vgl. Hallett 1994).

Während die Grundlagen zum MRCP und *Bewegungshandlungen* gut erarbeitet sind - ein zusammenfassender Überblick findet sich bei BARTHEL (1998) - existieren nur wenige Arbeiten, die sich mit ermüdenden *Belastungsauswirkungen* bei *willkürlichen Bewegungshandlungen* und deren *elektrischen kortikalen Repräsentationen* beschäftigen (BARTHEL ET AL. 2002; JOHNSTON ET AL. 2001; SLOBOUNOV ET AL. 1999; FREUDE & ULLSPERGER 1987).

Der negative *MRCP-Verlauf* beinhaltet Komponenten bzw. Parameter, deren Amplituden und Latenzen vor Bewegungsbeginn spezifische Informationsverarbeitung der kortikalen Bewegungsplanung widerspiegeln. Zu *frühen Komponenten* zählen ausgehend vom *MRCP-onset*: die langsam steigende Negativität ca. -1500 ms bis -400 ms vor Bewegungsbeginn, das *Bereitschaftspotential* (BP) (engl. (RP)). Zu den späten Komponenten von -400 ms bis Bewegungsbeginn zählen die durch stärker ansteigender Negativität geprägten Potentiale, wie die „*negative slope*“ (NS') und die „*motor potentials*“ (MP) unmittelbar vor Bewegungsbeginn (HALLETT 1994, 2002 Internetquelle). Letzteren werden eindeutige Beziehungen zur aufgewandten *Kraft* und *Geschwindigkeit* der Zielbewegung zugeschrieben (SLOBOUNOV ET AL. 1998, SIEMIONOV ET AL. 2000). SLOBOUNOV ET AL. (ebd.) finden in den späten *MRCP*-Komponenten eine Belastungsabhängigkeit mit größerer *frontaler* und *präzentraler Aktivierung (Negativierung)*. Diese kraftabhängigen größeren *MRCP*-Negativierungen in fronto-zentralen und zentralen Hirnarealen reflektieren größere *SMA*-Aktivität (ODA ET AL. 1996, S. 252). Die *MPs* repräsentieren nach SLOBOUNOV ET AL. (ebd.) die zentral organisierte *neurale Aktivität* des planenden Subjekts zur Erfüllung seines Handlungsziels. Methodisch sind bei SLOBOUNOV ET AL. (1999) Einflüsse durch Orientierungsreaktionen nicht ausgeschlossen⁹.

Der Ermüdungsaspekt im *MRCP* wird von FREUDE & ULLSPERGER (1987) bei einfachen repetitiven Handkontraktionen (Faustschlüssen) unterschiedlicher Beanspruchungen (20%, 50% und 80% „maximal voluntary contractions“ (MVC)) untersucht. Sie stellen

⁹ Autoren arbeiteten mit visuellem Feedback zur Bewegungsstandardisierung (Geschwindigkeit, Bewegungsausmaß) bei verschiedenen Belastungen.

ebenfalls eine Kraftabhängigkeit der MRCPs fest (ebd.). Mit zunehmender „Ermüdung“ (nachlassende Kraft bei 80%MVC) nehmen die *BPs* zu. Außerdem finden sie bei geringkräftigen Faustschlussbewegungen (20%MVC) ebenfalls ein ansteigendes BP. Dieses Phänomen wurde von den Wissenschaftlern mit dem größeren Einsatz von Konzentration und Aufmerksamkeit interpretiert (ebd.). Damit zeigen die Autoren, dass affektive Fähigkeiten Einfluss auf kortikale Bewegungsplanung nehmen können und fordern die weitere Untersuchung zum MRCP unter Ermüdung mit Berücksichtigung dieser psychologischen Aspekte (vgl. FREUDE & ULLSPERGER 1987).

In einer zweiten *MRCP*-Studie mit progressiver *Muskelermüdung* bei Greifbewegungen („maximal voluntary contractions“ (MVCs)) stellen JOHNSTON ET AL. (2001) einen direkten Zusammenhang zwischen *Motorcortex* und *Aktionslevel* des Alphanotoneuronenpools in Aussicht. Sie finden bei zunehmender Ermüdung eine *kortikale Aktivierung* (Zunahme der *MRCPs*), besonders im *supplementär-motorischen Areal (SMA)* und den *sensomotorischen Arealen*. Dies wird jüngst in einer PET-Studie von KOROTKOV ET AL. (2005) unterstützt. Die Autoren bestätigen die zunehmende kortikale Aktivierung in motorischen (u.a. MI, SMA) und somatosensorischen (SI, SII, SAA) Rindengebieten und deuten diese als Anstrengung, um im Ermüdungszustand Kraftwerte aufrecht zu erhalten. Nach Meinung der Autoren werden im Zustand zunehmender Ermüdung insbesondere die sensorischen Hirnregionen auf höhere „Reizlevel“ aktiviert, so dass Afferenzen weniger wirksam werden und der Kraftoutput erhalten bleibt. Der Ermüdungszustand wird in der zitierten Arbeit mit nachlassendem Kraftniveau bei nur 50% MVC definiert und die übliche pre-post MVC nachträglich durch Kontrolluntersuchung (ohne PET) überprüft und bestätigt. Aber auch wenn ein Ermüdungszustand möglicherweise nicht erreicht wird, sind kortikale Kompensationen bei muskulären Beanspruchungen, infolgedessen möglicherweise sensorisch afferente Einflussänderungen entstehen, denkbar. Zumindest sieht GANDEVIA (1998) die kompensatorischen Mechanismen bei Ermüdungsphänomenen bereits oder gerade vor den sichtbaren Bewegungsbeeinträchtigungen. Zusammenfassend lässt sich folgendes festhalten:

Sowohl bei JOHNSTON ET AL. (2001) als auch bei allen Studien, die ermüdende, erschöpfende muskuläre Beanspruchungen und deren kortikale Auswirkungen auf die Bewegungskontrolle untersuchen, ist keine Trennung zwischen zentralen und peripheren Ermüdungsphänomenen möglich. Immer wird die ausführende Testbewegungsmuskulatur im Untersuchungsdesign gleichzeitig mitbeansprucht und ermüdet. Außerdem handelt es sich überwiegend um kleine isolierte Bewegungen (Kontraktionsbewegungen), die mehr dem Test dienen, als dass sie eine „Bewegungsbedeutung“ besit-

zen. Im übernächsten Kapitel wird der Untersuchungsansatz dieser Arbeit hergeleitet, der eine sportmotorische Bewegungshandlung in das MRCP-Testparadigma integriert und Beanspruchungssituationen so gestaltet, dass periphere Ermüdungseinflüsse methodisch ausgeschlossen werden können.

3.2.2.2 Einfluss der Leistungsfähigkeit auf die kortikale Umstellung von Ermüdung auf Erholung und Wiederherstellung und deren elektrischer Darstellung im EEG

Im folgenden zweiten Forschungsschwerpunkt wird der Einfluss der Ausdauerleistungsfähigkeit auf die kortikale Umstellung im Nachbelastungs-EEG untersucht.

Die Kenntnisse über Auswirkungen von unterschiedlicher Ausdauerleistungsfähigkeit bspw. auf die *sympatho-adrenerge Regulation* (LEHMANN & KEUL 1987; MEREDITH ET AL. 1991; PLOURDE ET AL. 1991) und *Regeneration* im Muskelstoffwechsel (MCCULLY ET AL. 1992; 1989; KUNO ET AL. 1992) sind recht fundiert. Nur wenige Arbeiten beschäftigen sich mit den elektro-„physiologischen“ Vorgängen in der *Umstellungsphase* im gesunden menschlichen Gehirn nach sportlicher *Beanspruchung* (ODA ET AL. 1999; MECHAU ET AL. 1998; STOCK ET AL. 1996; KUBITZ & MOTT 1996). Die Untersuchung der „Erholungsphase“ im EEG wird oft beschränkt auf Alpha1- bzw. Alpha2- und Beta1-Frequenzen (KUBITZ & MOTT 1996; JACOBS ET AL. 1996). Aber STOCK ET AL. (1996) finden in der *Erholungsphase* nach Krafttraining ebenfalls Veränderungen im Delta-, Theta- und Beta2-Frequenzband. Ebenso kann man im Tierexperiment das Auftreten langsamer EEG-Frequenzen mit *Erschöpfungszuständen* nachweisen (ANGYAN & CZOPF 1998). Dass die hirnelektrischen Aktivitäten nach erschöpfenden *Beanspruchungen* längere Zeit verändert sind, zeigen die Arbeiten von MECHAU ET AL. (1998). Obwohl bei der Autorin (ebd.) das Hauptinteresse der differenzierten Belastungsauswirkungen auf die kortikale Hirnaktivität galt, ist hier selbst nach 30- minütiger *Erholung* eine erhöhte Alpha1- und Beta-Leistungsdichte gegenüber der Ausgangsmessung feststellbar. Unter Einfluss von autogenem Training finden JACOBS & LUBAR (1989) beim Menschen eine Zunahme der Theta- und Abnahme der Alpha1-Leistung. Da bei keiner dieser Arbeiten nach Leistungsfähigkeit differenziert wird, ist nach wie vor unklar, wie sich eine gute *Ausdauerleistungsfähigkeit* in der *kortikalen Umstellung* von *Ergotropie* in *Trophotropie* auswirkt.

Da neben dem Trainingszustand auch die psychophysische Belastung die *sympatho-adrenerge Regulation* beeinflusst (STOCK 1993), sind Unterschiede im *zentralnervalen Regenerationsprozess* zu erwarten. Die downregulierende Aktivität im Zentralnerven-

system lässt sich mittels moderner EEG-Mappingmethoden analysieren und gibt somit die Möglichkeit, grundsätzliche Umstellungsprozesse nicht nur auf peripherer Ebene zu studieren. Zur Untersuchung der Ausdauerleistungsfähigkeit auf die Umstellungsfähigkeit im zentralen Nervensystem nach standardisierter physischer Stressbelastung diente das Studiendesign zum Belastungskomplex 2.

4 Übergang vom Theoretischen zum Praktischen, eigene Forschungsansätze und -hypothesen

Nach vorangegangener Literaturübersicht lässt sich zusammenfassend feststellen, dass es kaum wissenschaftlichen Kenntnisse gibt, wie das ZNS Ermüdungseinflüsse bei willkürlicher kortikaler Bewegungsgenerierung zu kompensieren vermag. Die meisten Studien basieren auf kleinen isolierten Testbewegungen und/oder maximalen isometrischen willentlichen Kontraktionsaufgaben (MVC), oder sie stimulieren extern (TMS) und schließen aus EMG Antworten auf kortikale Einflussnahme bei peripherer Muskelaktivität (EMG-Quantifiziert). Mit den aus dem EEG ermittelten MRCPs scheint sich ein wissenschaftlicher Weg zur Erforschung der kortikalen Bewegungsplanung und –kontrolle zu eröffnen, der ebenso die kompensatorischen hirnelektrischen Veränderungen bei zunehmender physischer Beanspruchung zu erfassen vermag. Die MRCPs stellen das bioelektrische Korrelat zerebraler Entscheidungs- und Kontrollprozesse vor zielgerichteten, willkürlichen Bewegungshandlungen dar, die durch Nervenzellaktivität der motorischen Kortex bei der Bewegungsgenerierung zustande kommen. Nur zwei Studien behandeln streng kontrolliert die kortikale Bewegungsgenerierung in MRCPs bei muskulärer Ermüdung (JOHNSTON ET AL. 2001; FREUDE & ULLSPERGER 1987).

Bei keiner Arbeit ist eine Trennung zwischen zentralen und peripheren Ermüdungsphänomenen möglich. Die ausführende Testbewegungsmuskulatur wird in den Untersuchungsdesignen immer gleichzeitig mitbeansprucht und „ermüdet“.

Für eine Weiterentwicklung ist es nötig, die erschöpfende, ermüdende Belastung mit unterschiedlichen Muskelgruppen in vergleichbarer Weise zu erzeugen, so dass es mindestens eine vergleichbare Bedingung mit ausgeruhter Testbewegungsmuskulatur gibt. Darüber hinaus sollte eine kontrollierbare, willkürliche sportmotorische Bewegungshandlung in das MRCP-Testparadigma eingebracht werden, um mögliche affek-

tive Einflüsse wie Leistungswille und Motivation in ihrer kortikalen Kompensationseigenschaft im MRCP besser widerzuspiegeln.

Unter diesen Aspekten entsteht der erste Untersuchungsansatz, der im Weiteren als „Belastungskomplex 1“ bezeichnet wird.

Ferner gibt es nach Literatursichtung zum zweiten Forschungsansatz keine Kenntnis über die kortikale Umstellung im gesamten elektrischen Leistungsspektrum in Abhängigkeit von der individuellen maximalen Leistungsfähigkeit und deren Beziehung zu bekannten peripheren Beanspruchungsparametern.

Aus diesem Grund werden in einem weiteren Projekt mit der Bezeichnung „Belastungskomplex 2“ zur Erweiterung des Wissensstandes über den Beanspruchungs-Erholungs-Zyklus die natürlichen elektrophysiologischen Prozesse im Gehirn nach erschöpfender Belastung im gesamten EEG-Spektrum dargestellt. Weiterhin wird der Einfluss der Leistungsfähigkeit auf die kortikale Downregulation untersucht und die korrelativen Zusammenhänge zur sympathico-adrenergen Regulation betrachtet.

Es ergeben sich folgende Hypothesen für die hirnelektrischen Untersuchungsansätze im Belastungskomplex 1 und 2.

4.1 Hypothesen zum Belastungskomplex 1:

- (1.1) MRCPs sind auch nach hoher dynamischer Beanspruchung ableitbar.
- (1.2) Nach hoher dynamischer Beanspruchung zeigen diese MRCPs Unterschiede gegenüber dem Zustand in Ruhe als Ursache einer veränderten „zentralnervösen Aktivierungssituation“.
- (1.3) Diese belastungsabhängigen MRCP-Veränderungen werden durch lokale Beanspruchungszustände der Testbewegungsmuskulatur beeinflusst.
- (1.4) Die MRCP-Veränderungen sind ebenfalls nachweisbar, wenn die Testbewegung mit nicht beanspruchter Muskulatur ausgeführt wird.
- (1.5) Auch rein kognitiv erschöpfende Beanspruchungen beeinflussen die sich im MRCP abbildende, kortikale Bewegungsvorbereitung.

4.2 Hypothesen zum Belastungskomplex 2:

- (2.1) Zur Einschätzung der natürlichen elektrophysiologischen Umstellungsprozesse im Gehirn nach erschöpfender Belastung reicht eine alleinige Betrachtung der Alpha- und Beta-Frequenzen nicht mehr aus.
- (2.2) Es zeigen sich Unterschiede der kortikalen „Downregulation“ in Abhängigkeit zur aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit.

- (2.3) Es gibt Zusammenhänge zwischen zentraler hirnelektrischer und peripherer sympathico-adrenerger Umstellungsreaktionen nach erschöpfenden Beanspruchungen.

5 Methodik

Das Kapitel Methodik gliedert sich in die folgenden drei Bereiche (A-C):

Der erste Teil (A) stellt die beiden Untersuchungsansätze vor und erklärt, bei wem was zu welchem Zeitpunkt gemessen wurde. Es werden spezifische Bedingungen der durchgeführten Studienreihen zum Belastungskomplex 1 und zum Belastungskomplex 2, aufgrund der unterschiedlichen Zielsetzungen, nacheinander vorgestellt.

Im weiteren Teil (B) werden allgemeine Bedingungen zu den durchgeführten Untersuchungsreihen und Studiendesigns aufgeführt.

Anschließend werden im dritten Abschnitt (C) die Messmethoden und die Registrierungstechnik, der erhobenen Parameter sowie deren Bestimmung und die verwendeten statistischen Prozeduren für die beiden Untersuchungskomplexe dargestellt.

In der vorliegenden Abhandlung werden die zusätzlich durchgeführten Supplementationsuntersuchungen im Belastungskomplex 1 (Fahrradergometer Belastung) und Belastungskomplex 2 nicht dargestellt. Hierbei sind unterschiedliche Substanzen randomisiert, placebo-kontrolliert und doppelblind auf ihre zentralnervöse Wirkung hin getestet worden. Die in dieser Arbeit vorgestellten Studien stellen jeweils die Placebo-Versuchsreihen dar und sind somit nicht durch die getesteten Substrate beeinflusst. Einige Untersuchungen zum Belastungskomplex 1 und 2 erfuhren vom Bundesinstitut für Sportwissenschaft (BISp) finanzielle Förderung (VF 0407/01/36/98 und Az 0407/01/30/2002). Folgende Veröffentlichungen sind daraus hervorgegangen: (WEHR 1998; BAUM ET AL. 1999; BARTHEL & WEIß 2002; BARTHEL ET AL. 2002; 2001; 2000; BAUM & WEIß 2001; REINSBERGER ET AL. 2003; 2001; WEIß ET AL. 2001).

5.1 Methodik A: Untersuchungsansätze für Belastungskomplex 1 und 2

Die Untersuchungsansätze wurden so entwickelt, dass die Probanden einem reproduzierbaren, standardisierten, individuell angepassten physischen/ psychischen Stress ausgesetzt waren. In dessen Folge wurden hirnelektrische Vorgänge der Probanden in einer Testbewegung (Belastungskomplex 1) oder bei deren Umstellprozessen in der Nachbelastungsphase (Belastungskomplex 2) ermittelt.

5.1.1 Belastungskomplex 1

Zur Untersuchung der kortikalen Belastungsauswirkungen diente die Messung der MRCPs im EEG vor willkürlichen Pedalantritten in einem selbst entwickelten Testparadigma (BARTHEL 1998).

Es wurden drei Studien (unabhängige Variable) mit unterschiedlichem Belastungsregime durchgeführt, innerhalb derer die MRCPs bei willkürlichen Pedalantritten mit beanspruchter oder unbeanspruchter Bewegungsmuskulatur nach unterschiedlich hohen Belastungsintensitäten ermittelt wurden (abhängige Variablen) (siehe Abb. 1):

- I. Fahrradergometrie (FB): erschöpfende¹⁰ Stufenbelastung (Beanspruchungssituation durch zunehmende Herz-Kreislaufbelastung mit gleichzeitiger Belastung der Testbewegungsmuskulatur für die MRCPs)
- II. Armkurbelergometrie (OB): erschöpfende¹⁰ Stufenbelastung (Beanspruchungssituation durch zunehmende Herz-Kreislaufbelastung ohne Belastung der Testbewegungsmuskulatur für die MRCPs)
- III. Kognitive, mentale Belastung (KB): Ein auf vierzig Minuten ausgedehnter Konzentrations-Leistungs-Test (KLT) (DÜKER & LIENERT 1959) (Beanspruchungssituation rein kognitive Belastung, ohne körperliche Belastung)

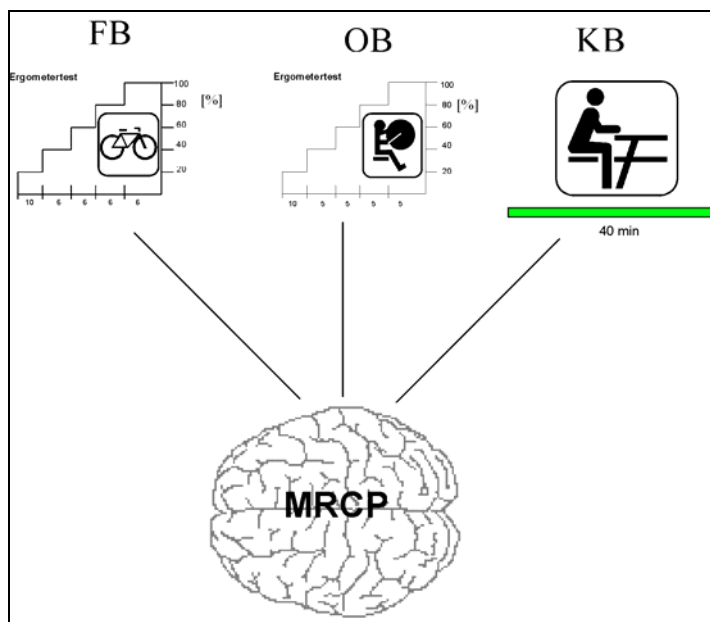


Abb. 1: Untersuchungsschema zum Belastungskomplex 1: Erfassung der MRCPs bei willkürlichen Pedalantritten mit dem rechten Bein nach vorausgehenden Belastungsregimen: Nach individuell angepasster, erschöpfender Fahrradergometer- (FB) bzw. Oberarmergometrie- (OB) sowie „Kognitiver Belastung“ (KB).

¹⁰Zustand, der trotz großer Willensanstrengung zum Belastungsabbruch führte.

5.1.1.1 Probanden

Insgesamt nahmen 17 freiwillige, trainierte Ausdauersportler¹¹ an den Studien teil. Krankheitsbedingt mussten zwei Teilnehmer nach den ersten Voruntersuchungen ausgeschlossen werden. Tab. 1 zeigt Sportart- und Trainingsanamnese und Leistungsfähigkeit der Teilnehmer an den einzelnen Teilstudien. 15 Teilnehmer beendeten die FB-Studie. Bei einem Teilnehmer gelang die MRCP-Auswertung aufgrund starker Gleichspannungsschwankungen nicht.

14 gesunde, ausdauertrainierte Sportler aus verschiedenen Disziplinen verblieben schließlich zur Analyse der FB-Untersuchung (Tab. 1). Bis auf einen Teilnehmer¹² waren hier alle ausgewiesene Rechtshänder (n=13) ermittelt durch die vom Autor übersetzte Fassung (BARTHEL 1998) des „Edinburgh Handedness Inventory“ (EHI) nach OLDFIELD (1971) (siehe Tab. 2 Lateralität).

In der Testreihe OB verblieben 11 männliche, ausdauertrainierte Sportler verschiedener Disziplinen mit eindeutiger Rechtshändigkeit im (EHI) (Tab.1, Tab.2).

Den Testdurchgang KB absolvierten 10 rechtshändige Sportler (siehe Tab.1, Tab.2).

Tab. 1: Sportdisziplinbezogene Probandengruppierung der einzelnen Studien (Studien: Fahrrad- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitive Belastung (KB)) in Anzahl [n] und Mittelwert / Standardabweichung (Mw) / (SD)

Disziplin Gruppe	Triathlon Anzahl [n]	Radsport Anzahl [n]	Laufen Anzahl [n]	Trainingszeit [Jahre]	Umfang [Std/ Woche]	Leistungsfähigkeit relativ [Watt/Kg]
FB	7	4	3	7 ± 2,0	12 ± 2,0	4,8 ± 0,5
OB	7	2	2	6 ± 2,0	12 ± 2,0	4,9 ± 0,3
KB	6	2	2	6 ± 2,0	12 ± 2,0	4,9 ± 0,5

¹¹ Einschlusskriterien: Trainingszeit >10h / Woche über Trainingsjahre > 3 Jahre.

¹² Nach individueller Prüfung der MRCP-Daten konnte der Proband zwecks Probandenmaximierung im Untersuchungskollektiv belassen werden.

Tab. 2: Anthropometrische Daten der Probanden (Studien: Fahrrad- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitive Belastung (KB)) in Mittelwert und Standardabweichung

Studie	Anzahl [n]	Alter [Jahre]	Gewicht [kg]	Größe [cm]	Lateralität [score]	Links- füßig [n]	Rechts- füßig [n]
FB	14	26 ± 3	71,8 ± 3,6	178,9±5,6	67,4 ± 46	6	8
OB	11	25 ± 4	72,2 ± 3,8	178,6±4,6	76,1 ± 24	5	6
KB	10	25 ± 4	72,6 ± 3,2	178,5±4,9	77,0 ± 25	5	5

5.1.1.2 Untersuchungsdesigns

Die Gruppen der Studien FB und OB unterzogen sich jeweils einer wöchentlich vor- ausgehenden Voruntersuchung und der eigentlichen Hauptuntersuchung, wohingegen die Studie KB nur aus einer Hauptuntersuchung bestand.

5.1.1.2.1 Voruntersuchung

Bei der Vortestterminierung wurde das Probandenkollektiv nach Befragung im Vorfeld in Vor- und Nachmittagsgruppen unterteilt, wobei die persönlichen Vorlieben wie „Frühaufsteher“ oder „Morgenmuffel“ berücksichtigt wurden. Die persönlichen Vorlieben fanden zur Vermeidung zirkadianer Einflussnahme (MECHAU 1998) bei den Vor- untersuchungen und Hauptuntersuchungsterminen Berücksichtigung und wurden bei allen Untersuchungsgängen eingehalten.

Der Gesundheitszustand und die sportliche Belastbarkeit wurden durch eine medizini- sche Anamnese, ein Elektrokardiogramm (EKG) und einen Leistungstest innerhalb der Voruntersuchung ermittelt und sichergestellt. Nach Erfüllung der studienspezifischen Probandenkriterien wurde die Präferenz der dominanten Bewegungsk lateralität über ei- nen Händigkeitstest ermittelt und das Sprungbein erfragt. Anschließend wurden die Probanden mit dem jeweiligen Studienablauf vertraut gemacht. Zur Gewöhnung an die Testsituation, das Labor, die Untersucher und die Messapparatur wurden die Teilneh- mer komplett mit allen Messaufnehmern ausgerüstet.

Danach übten sie nach genauer Instruktion den MRCP-Testablauf.

Vor dem eigentlichen Leistungstest erfolgte eine 15- bis 20-minütige Ruhephase in be- quemer Sitzposition zur Vermeidung von Orthostasereaktionen in einem ruhigen, ab- gedunkelten separierten Raum.

Zur Leistungsfeststellung absolvierten die Probanden einen Stufentest mit einem Drehkurbel-Ergometer¹³ bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch.

In den Voruntersuchungen FB und OB wurde im Ergometertest ein Standard-Belastungsschema gewählt (siehe Abb. 3 und Abb. 4), so dass es keine durch die Messung hervorgerufenen unkalkulierten Erholungszeiten gab. Die Vortestbelastungen hatten folgende Schemata:

Fahrradergometrie (FB): Anfangsleistung=100 Watt; Stufendauer $\Delta t=6$ min; Leistungssteigerung $\Delta P=50$ Watt).

Oberarmergometrie (OB): Anfangsleistung=30 Watt; Stufendauer $\Delta t=5$ min; Leistungssteigerung $\Delta P=20$ Watt.

Der Vortestablauf nach der Ruhephase wird in Abb.3 veranschaulicht.



Abb. 2: Foto vom Vortest zeigt Probanden mit Messaufnehmern; im Hintergrund den Untersucher, der den Probanden über den späteren Untersuchungsablauf instruiert.

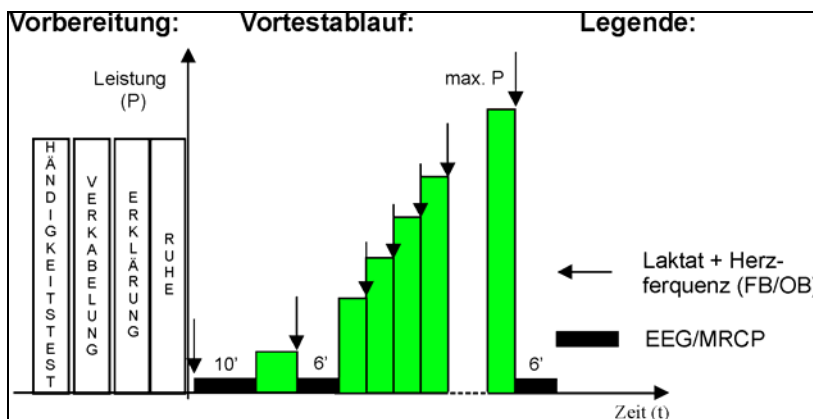


Abb. 3: Schematische Darstellung der Leistungsvortests zu Studie FB und OB nach Vorbereitung und Ruhephase.

Individuelle Beanspruchungsdefinition

Damit die individuellen Belastungsabstufungen trotz unterschiedlicher Belastungsregime (FB und OB) eine vergleichbare Beanspruchungssituation herbeiführten, wurden die Stufenbelastungen über definierte Stoffwechselcharakteristika der Laktat-Leistungskurven vergleichbar ermittelt (Tab. 3).

¹³ Umbaubar, Fahrrad-Oberarmergometer (Excalibur Typ 911900, Fa. Lode, Groningen).

Tab. 3: Ermittlung der Belastungsabstufungen für die Hauptuntersuchungen und Angleichung anhand definierter Stoffwechselcharakteristika

Belastungsstufe	Stoffwechselcharakteristika	Laktatkonzentration in mmol/l
Erwärmung (1)	Laktatelimination >> Laktatproduktion	<2
Belastungsstufen (2,3,4) submaximaler Bereich	Mischstoffwechsel: aerob-anaerober Übergangsbereich beginnende Laktatakkumulation	2-4
Maximalstufe (5)	Laktatproduktion >> Laktatelimination anaerober Energiestoffwechsel	>6,5

Die Belastungshöhe für die Aufwärmphase (10 Minuten) sollte demnach in Höhe des Basislaktats (aerobe Energiebereitstellung) liegen. Für die weitere stufenförmig ansteigende, submaximale Belastungscharakteristik von 3 Stufen mit jeweils 6 bzw. 5 Minuten wurde der Bereich des aerob-anaeroben Energiestoffwechsels vereinbart. Die maximale Belastungsstufe (6 bzw. 5 Minuten) wurde durch die Bilanzierung vorwiegend anaeroben Energiebereitstellung definiert und sollte demnach nahe der maximalen Leistungsfähigkeit (siehe Tab. 3) liegen.

Die Tritt-/Kurbelfrequenz am Ergometer von 80-100 min⁻¹ wurde bei allen Stufen gefordert und konstant eingehalten.

5.1.1.2.2 Hauptuntersuchungen: Belastungsregime zum Belastungskomplex 1

In den Hauptuntersuchungen der Studien zum Belastungskomplex 1 (FB und OB) absolvierten alle Probanden vergleichbare, definierte Belastungsintensitäten aus den ermittelten Vorgaben. Daraus ergaben sich folgende Regime (siehe Tab. 4 für FB (BARTHEL ET AL. 2002) und Tab. 5 für OB).

Tab. 4: Belastungsregime für FB mit Stufenangabe und Stufenzeit. Die geforderte Stoffwechselage ist repräsentiert durch die Laktatkonzentration und den Leistungsanteil [%] der Vortest Leistung (Pmax) in Mittelwert und Standardabweichung

Stufe	Zeit [Minuten]	Belastungsqualität	Laktatkonzentration [mmol/l]	Leistungsanteil [%] der max. Ausdauerleistung (Pmax)
1	10	Erwärmung	unter 2	27 ± 6
2	6		um 2	44 ± 5
3	6		um 3-4	60 ± 5
4	6	Submax. Belastung	um 5	77 ± 4
5	6	Maximale Belastung	über 7	94 ± 4

Tab. 5: Belastungsregime für OB mit Stufenangabe und Stufenzeit. Die geforderte Stoffwechselleistung ist repräsentiert durch Laktatkonzentration und den Leistungsanteil [%] der Vortest Leistung (Pmax) in Mittelwert und Standardabweichung

Stufe	Zeit [Minuten]	Belastungsqualität	Laktatkonzentration [mmol/l]	Leistungsanteil [%] der max. Ausdauerleistung (Pmax)
1	10	Erwärmung	unter 2	17 ± 5
2	5		um 2	36 ± 5
3	5		um 3-4	55 ± 5
4	5	Submax. Belastung	um 4	73 ± 6
5	5	Maximale Belastung	über 6	97 ± 5

Das Regime der Studie-KB sah für die Probanden eine rein kognitive Belastung vor. Um eine allgemeine psychische Belastung zu initiieren wurde ein auf 40 Minuten ausgedehnter Konzentrations-Leistungs-Test, kurz KLT (Düker & Lienert), absolviert.

5.1.1.3 Belastungskomplex 1: Systemkreise und Beanspruchungsgrößen

Im Folgenden werden die zur Beurteilung herangezogenen Parameter verschiedenster Teil-Systeme kurz vorgestellt. Genauere Informationen zur Bestimmungsmethode folgen im Methodikteil C.

Tab. 6a u. b: Systemkreise, Beanspruchungsgrößen und Parameter sowie deren Messzeiten bei Belastungsregime FB, OB, KB im Belastungskomplex 1 (1= nur bei FB, 2=nur bei KB, 3=nicht bei KB)

Systemkreise	Beanspruchungsgrößen	Parameter	Bezeichnung	Einheit	Messzeitpunkte
Peripheres-System	Ergometrieleistung	Leistungsfähigkeit	Pmax	Watt	Vortest
		Stufenbelastungen	P1-P5	Watt	1, 2, 3, 4, 5
	Konzentrations-Leistungs-Test (KLT) ²	Relative Konzentrationsleistung zur Norm	Klt-Irel	%	5
		Fehlerquotient	FQ		5
	Herz-Kreislauf	Herzfrequenz	HF	1/min	R, 1, 2, 3, 4, 5
		Blutdruck ¹	RR	mmHg	R, 1, 4 ¹ , 5
Meta-bolisches System	Muskelstoffwechsel	Laktat	La	mmol/l	R, 1, 2, 3, 4, 5
		Ammoniak	NH ³	µmol/l	R, (4 ¹), 5
Blutbild	Blutzellen	Erythrozyten	Ery	10 ³ /µl	R, 5
		Leukozyten	Leu	10 ⁶ /µl	R, 5
		Thrombozyten	Throm	10 ³ /µl	R, 5
	Zelleigenschaften	mean cell volum	mcv	µm ³	R, 5
		mean cell hemoglobin	mch	pg	R, 5
		mean cell hemoglobin concentration	mchc	g/dl	R, 5
Stress-System	Katecholamine	Dopamin	Dop	nmol/l	R, 5+25'
		Noradrenalin	NA	nmol/l	R, 5+25'
		Adrenalin	A	nmol/l	R, 5+25'
Psycho-metrie	Basler Befindlichkeits Skala (BBS)	Vitalität	VT	Punkte	R, 5
		Vigilanz	VG	Punkte	R, 5
		Intrapsychisches Gleichgewicht	IG	Punkte	R, 5
		Soziale Extrovertiertheit	SE	Punkte	R, 5
		Gesamtbefindlichkeit	Sum	Punkte	R, 5
	Frage	Subjektive Ausbelastung	Ja, etwas, nein	Häufigkeit	5
	Konzentrations-Leistungs-Test (KLT) ²	Leistungs-Roh-Wert	Klt-lrw	Anzahl	5
		Fehler-Roh-Wert	Klt-frw	Anzahl	5
		Fehleranteil	F%	%	5
		Relative Konzentrationsleistungen zur Norm	Klt-Irel	%	5
		Fehlerquotient	FQ		5
	Edinburgh Handeness Inventory (EHI)	Lateralitätsquotient	LQ	+/-100	Vortest

System- kreise	Beanspruch- ungsgrößen	Parameter	Bezeich- nung	Ein- heit	Messzeit- punkte
Bewegungs- system	Antritts- bewegungen	Kraftäquivalenz	Fmax	V	R, (1, 4) ^{3,5}
		Kraftzunahme pro Zeit	$\tan \alpha$	V/s	R, (1, 4) ^{3,5}
		Bewegungsverzö- gerung	tt-tp	S	R, (1, 4) ^{3,5}
		Kraftlatenz	Tm-tt	ms	R, (1, 4) ^{3,5}
		Lateralitätsquotient	LQ	+/-100	R, (1, 4) ^{3,5}
Zentrales Nerven System (ZNS)	EEG / MRCP über Mitte d. frontalen (FZ), zentralen (Cz), parietalen (Pz) Kortexregion	Früheste Prä-Trigger Baselineabweichung d. MRCP-Verlaufes	MRCPonse t	ms	R, (1, 4) ^{3,5}
		Maximale Prä- Trigger MRCP- Amplitude	MRCP- max	μV	R, (1, 4) ^{3,5}
		Zeitpunkt d. MRCPmax, (Minus = Prä-Trigger; Plus = Post-Trigger	MRCP- max-t	ms	R, (1, 4) ^{3,5}
		MRCP-Ausmaß Fläche unterhalb d. Analogkurve	MRCP- power	μV^2	R, (1, 4) ^{3,5}
		MRCP-Amplitude bei -100 ms Prä- Trigger	MRCP- 100	μV	R, (1, 4) ^{3,5}
		Mittlere MRCP- Amplitude zw. -100 bis 0 ms Prä-Trigger	MRCP- 100-0	μV	R, (1, 4) ^{3,5}
		Mittlere MRCP- Amplitude zw. -500 bis 100 ms Prä- Trigger	MRCP- 5-100	μV	R,(1,4) ^{3,5}

5.1.1.4 Untersuchungsablauf zum Belastungskomplex 1

Der Zeitraum für die Hauptuntersuchungen lag zwischen 7-12 Uhr bei der Vormittagsgruppe und zwischen 12-17 Uhr in der Nachmittagsgruppe. Die Probanden nahmen um 8 Uhr/13 Uhr das Standardfrühstück im Institut ein, wobei die Nachmittagsgruppe ihr erstes Frühstück nach Vorgabe (siehe Anhang II) zu Hause einnehmen durfte. Die Stunde Vorlaufzeit zwischen Eintreffen und Frühstück war notwendig, um bei „nüchteren“ Probanden zusätzlich Blut-, Urinanalysen- und Echokardiographiemessungen durchzuführen (BAUM & WEIß 2001), die im Rahmen dieser Arbeit keine Darstellung erfahren.

Der Untersuchungsstart war um 9.00 Uhr/14.00 Uhr. Die Probanden wurden mit den Messaufnehmern¹⁴ versehen und wiederholten die Testinstruktionen. Anschließend

¹⁴ EEG-Haube, Electro-Cardio-Gramm (ECG), Elektro-oculo-gramm (EOG), Polar Sporttester.

hatten die Teilnehmer eine 20-minütige Ruhephase, an deren Ende das subjektive Befinden erhoben wurde. Der Zeitpunkt nach der Ruhephase wurde als Null-Position oder Ausgangswert für die Untersuchung angesehen. Nachdem eine venöse Blutentnahme und eine zusätzliche Echokardiographie (Ergebnisse hier nicht vorgestellt BAUM & WEIß 2001) vorgenommen wurden, nahmen sie ihre Radfahrerposition auf dem Ergometer ein und die Untersuchung begann mit besagter Ruhemessung (R)= $MRCP$ im unbelasteten Zustand.

Anschließend folgte in den Studien FB und OB ein *warm up* am Ergometer, woran sich die dazu gehörige Messphase (1)= $MRCP$ anschloss. Darauffolgend traten bzw. kurbelten die Probanden drei weitere Belastungsstufen à 6 bzw. 5 min bis zu ihrer individuellen *submaximalen Belastungsstufe* (4) mit sofort anschließender Messung (4)= $MRCP$. Die letzte Stufe à 6 bzw. 5 min nahe *maximaler Belastbarkeit* (nach Vor-test) wurde direkt im Anschluss mit dazugehöriger Messphase (5)= $MRCP$ absolviert.

In der KB Studie entfiel eine Erwärmungs- und submaximale Messphase, so dass nur die beiden Messungen: in *Ruhe* (R) und direkt nach *Belastung* (5) vorgenommen wurden. Abb. 4 zeigt schematisch die einzelnen Untersuchungsabläufe zum Belastungskomplex 1. Die Vorbereitung, die Ruhephase, die Befindlichkeitserhebung, die venösen Blutabnahmen, die Laktat-, Herzfrequenz- und Ammoniakbestimmungen sowie der $MRCP$ -Test (vor und nach Belastung) fanden bei allen Belastungsregimen (FB, OB und KB) gleich statt.

Bei den submaximalen Messphasen sind Einschränkungen in der Vergleichbarkeit mit der KB-Studie gegeben, da hier nur Parameter vor und nach Absolvierung des Konzentrations-Leistungs-Tests erhoben wurden.

Die Prozeduren im $MRCP$ -Test, der Befindlichkeitserhebung sowie Abnahmen von Kapillar- und venösem Blut, waren mit denen in FB und OB vergleichbar (Abb. 4).

5.1.1.4.1 $MRCP$ -Testablauf

Die EEG-Messungen zur Erfassung der $MRCP$ s fanden auf dem Fahrradergometer statt. Hierbei wurden bei kontinuierlicher EEG-Ableitung wiederholt willkürliche Pedalantritte mit dem rechten Bein absolviert. Mit den getriggerten Bewegungsanfängen ließen sich die EEG-Abschnitte in Vorbewegungsintervalle zerlegen, woraus letztendlich eine gemittelte Potentialkurve, eine $MRCP$ -Kurve, entsteht. Diese beinhaltet die generellen kortikalen Stellmechanismen vor der eigentlichen Bewegungsausführung. Vor der Messphase wurde ein „Gel-Pad-Überzug“ über den Sattel gezogen, um eine bequeme Sitzposition zu erreichen. Das rechte, nach vorne gestellte Pedalwerk, wurde

mit einer speziellen Blockiervorrichtung fixiert. Darin war ein Triggerschalter zur Erfassung des Bewegungsbeginns integriert, der das Signal für die Ermittlung der MRCPs durch das CATEEM-CATERPA-System¹⁵ lieferte. Mit einem Keil unter dem linken Pedal wurde das Pedalwerk spielfrei in horizontaler Lage fixiert. Darüber hinaus wurden biomechanische Kennwerte des Antritts aus den aufgezeichneten, gemittelten Kraft-Zeit-Verläufen aller Antritte erhoben.

Während der EEG-Aufzeichnung zur Ermittlung des MRCPs musste der Proband mit seinem Blick einen beliebigen Punkt fixieren und eine möglichst aufrechte Sitzposition beibehalten. Es bestand die Möglichkeit, sich an dem 90 Grad nach oben gedrehten Rennlenker leicht zu stützen oder die Antritte mit dem rechten Antrittsbein aus freier Haltung durchzuführen. Die aufrechte Sitzhaltung war notwendig, um Muskelartefakte oder Störfaktoren durch Atmung und Kopfbewegungen (MECHAU 2001, 109FF) zu minimieren. Hinsichtlich der Antritte bei der Messung des MRCPs waren die Probanden ausdrücklich instruiert, sich auf jeden Bewegungsantritt neu zu konzentrieren. Sie sollten jedesmal einen willkürlichen Antritt vollziehen, ohne einen Rhythmus zu entwickeln. Die gedachte Formulierung: „ICH TRETE JETZT!“, stellte hierbei eine Art Formel für jeden Antritt der Probanden dar. Aus Voruntersuchungen war bekannt, dass der Start der Bewegungsaktion mit dem Wort „JETZT“ leichter fällt (BARTHEL 1998; WEHR 1998). Die Probanden waren zur Artefaktvermeidung bei der Ableitung zuvor darin geübt worden, sowohl kurz vor, als auch kurz nach der Antrittsbewegung Schluck- und Gesichtsbewegungen sowie Augenlidschläge zu unterdrücken. Dem aufgestauten Blinzelzwang konnte der Proband in selbstgewählten Entspannungspausen nachkommen.

Zur Sicherstellung gleichbleibender Datenqualität diente vor jeder EEG-Aufzeichnung eine Impedanzmessung aller Elektrodenpositionen.

Aufgrund der einfachen automatisierten Antrittsbewegung und des in der Voruntersuchung trainierten Testschemas wurde kein Lernprozess bei Folgemessungen erwartet. Zwischen Ende der jeweiligen Belastungsphase und Beginn der EEG-Messung verstrichen durchschnittlich 3 Minuten durch Pedalwerkblockierung, kapillare Blutentnahmen, Impedanzmessung und Artefaktbeseitigungen.

Die MRCPs wurden in ein- bis viermaligen 3-Minuten-Messintervall aufgezeichnet. In der Regel wurden in der Vor-Belastungsphase, in Ruhe (R) und nach Aufwärmung (1) zwei Messintervalle, d.h. 3-6 Minuten, benötigt. Mit zunehmender Belastungshöhe waren dann z.T. nach der submaximalen (4) und maximalen Stufe (5) bis zu vier Auf-

¹⁵ Computer Aided Topographical Electro-Encephalometry Measurement / Computer Aided Topographical Events-Related Potential Analysis.

zeichnungsintervalle, also 12 Minuten, notwendig, um eine für die zuverlässige Mittelung ausreichend große Anzahl artefaktfreier EEG-Abschnitte zu erhalten. Besonders nach den intensiveren Belastungen (FB, OB) kontaminierten Augenbewegungen, Schweiß und Muskelartefakte die EEG-Aufzeichnungen.

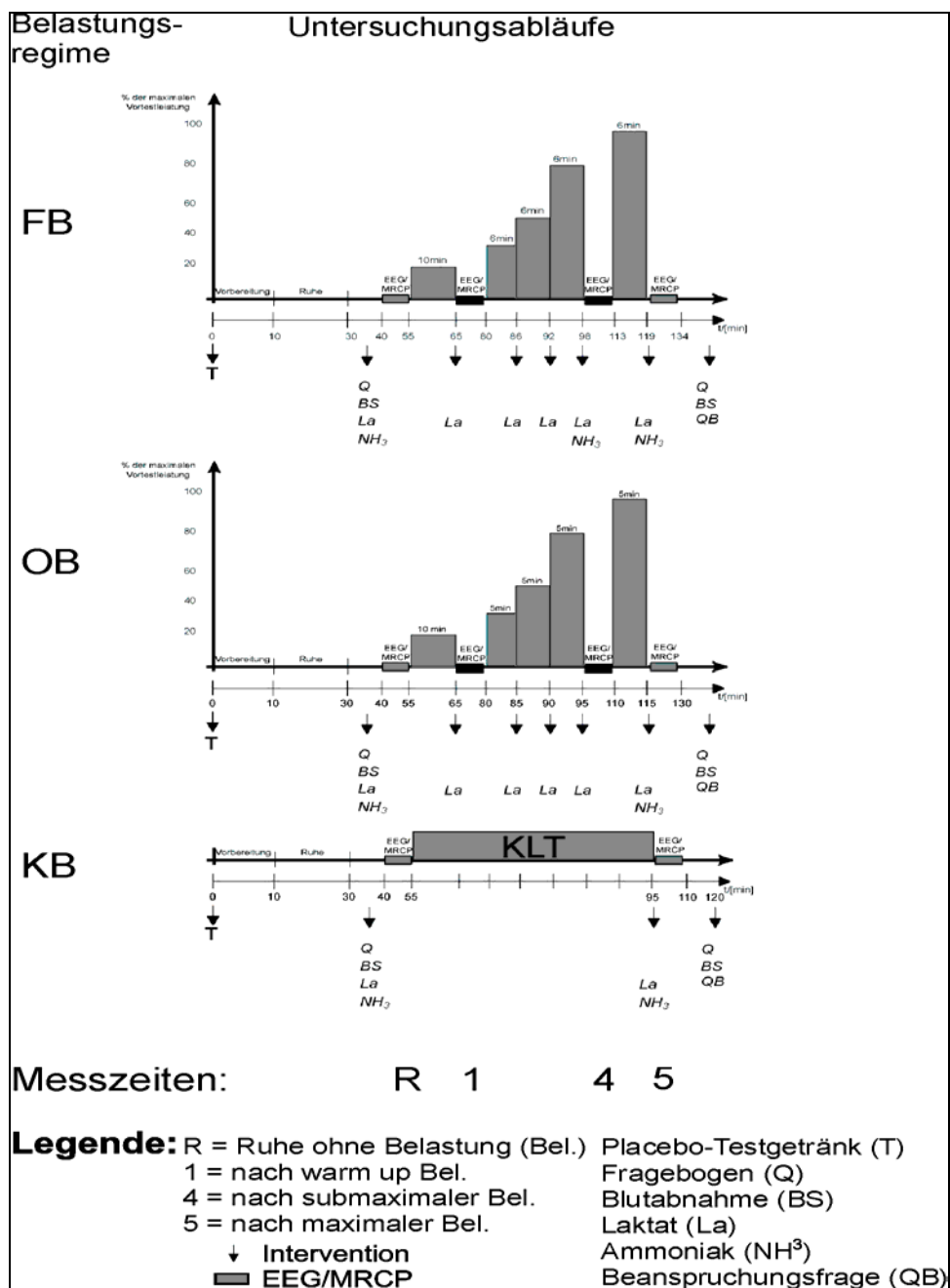


Abb. 4: Untersuchungsabläufe, Belastungsregime und Messinterventionen im Belastungskomplex 1: FB Fahrradergometrie-, OB Armkurbelergometrie- und KB „Kognitive Belastung“: T Testgetränk, Q Befindlichkeitsfragebogen, QB Beanspruchungsfrage, BS Blutabnahme, La Laktat, NH_3 Ammoniak (angelehnt an BARTHEL ET AL. 2002).

5.1.2 Belastungskomplex 2

Im Belastungskomplex 2 wurde die Fähigkeit zur Rückstellung der elektrischen Aktivität in der Hirnrinde nach einer physisch nahe maximalen Belastung unter Berücksichtigung der Leistungsfähigkeit als unabhängige Variable untersucht.

Die Belastung als Intervention zur Beeinflussung des hirnelektrischen Leistungsspektrums (abhängige Variablen) erfolgte wegen der individuell guten Dosierbarkeit und Reproduzierbarkeit als Fahrradergometrie-Belastung (FB).

Gängige periphere Beanspruchungsparameter helfen, das Beanspruchungsausmaß zu beurteilen und deren Dynamik im Wiederherstellungsprozeß zu beschreiben. Die unabhängige Variable wird durch die maximale Leistungsfähigkeit und die Erholungszeit definiert.

5.1.2.1 Probanden

21 gesunde, männliche, über Ziele und Ablauf informierte, Freiwillige (25 ± 3 Jahre, $180,6 \pm 6,9$ cm, $76,3 \pm 9$ kg) wurden anhand ihrer maximalen Leistungsfähigkeit in einem vorgezogenen Ergometer-Stufentest ($\Delta t = 3$ min; $\Delta P = 50$ Watt) in 10 mäßig Leistungsfähige ($3,52 \pm 0,22$ Watt/kg) und 11 gut Leistungsfähige ($4,54 \pm 0,42$ Watt/kg) gruppiert (siehe Tab. 7). Alle Probanden waren frei von Medikamenten und Stimulanzien und gaben nach genauer Aufklärung ihre schriftliche Einverständniserklärung zur Studienteilnahme.

Tab. 7: Anthropometrische Daten und Leistungsfähigkeit der Untersuchungsgruppen in Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) und Anzahl (n)

	Leistungsgruppe	
	mäßig trainiert	gut trainiert
Alter [Jahre]	$26,30 \pm 3,65$	$23,45 \pm 2,84$
Größe [cm]	$179,10 \pm 7,75$	$182 \pm 6,13$
Gewicht [kg]	$77,60 \pm 11,83$	$75,14 \pm 5,67$
Maximale Leistung [Watt]	$275,00 \pm 54,01$	$340,91 \pm 37,54$
Relative Leistung [Watt/kg]	$3,52 \pm 0,22$	$4,54 \pm 0,42$
Maximale HF [S/min]	$179,90 \pm 8,85$	$189,73 \pm 6,29$
Händigkeit 2=rechts[n, (%)]	9, (90)	7, (64)
Sprungbein 1=links [n, (%)]	5, (50)	8, (73)

5.1.2.2 Untersuchungsdesign

Die Studie zum Belastungskomplex 2 beinhaltet ebenfalls eine Vor- und eine Hauptuntersuchung.

In standardisierten Versuchsbedingungen, nach Frühstück im Institut und Messvorbereitung (EEG-Haube, Verkabelung, Anlegen einer Braunüle), absolvierten die Probanden eine individuell standardisierte 16-minütige Ergometerbelastung (16 min=4x3 min+1x4 min). Die vorgegebenen gleichförmigen Intensitätssteigerungen der fünf Belastungsstufen der Hauptuntersuchung lagen zwischen 20 und 100 Prozent der individuell, maximal 3 Minuten durchgehaltenen Vortestleistung (Pmax.).

Anschließend regenerierten die Probanden passiv liegend in einem ruhigen, abgedunkelten Raum. Die Messabstände im Regenerationsverlauf betrugen 3 min, 45 min, 60 min, 75 min und 135 min nach Belastungsende und sind in Abb. 5 dargestellt.

5.1.2.3 Beurteilte Systemkreise und Beanspruchungsgrößen

Tab. 8: Systemkreise, Beanspruchungsgrößen und Parameter sowie deren Messzeiten im Belastungskomplex 2

Systemkreise	Beanspruchungsgrößen	Parameter	Bezeichnung	Einheit	Messzeitpunkte M
Peripheres-System	Ergometrieleistung	Leistungsfähigkeit	Pmax	Watt	Vortest
		Stufenbelastungen	P1-P5	Watt	M1, M2, M3, M4, M5
	Herz-Kreislauf	Herzfrequenz	HF	1/min	M1, M2, M3, M4, M5
Stress-System	Katecholamine	Dopamin	Dop	ng/l	M1, M2, M3, M4, M5
		Noradrenalin	NA	ng/l	M1, M2, M3, M4, M5
		Adrenalin	A	ng/l	M1, M2, M3, M4, M5
Stress-Reaktives-System und Blutparameter	Hormone	Cortisol	Cor	nmol/l	M1, M2, M3, M4, M5
		Prolaktin	Pro	nmol/l	M1, M2, M3, M4, M5
	Blutzucker	Glucose	Glu	mmol/l	M1, M2, M3, M4, M5
	Blutzellen	Erythrozyten	Ery	10 ⁶ /μl	M1, M2, M3, M4, M5
		Leukozyten	Leu	10 ³ /μl	M1, M2, M3, M4, M5
	Kontrollparameter	Kreatinin	Krea	mmol/l	M1, M2, M3, M4, M5
Zentrales Nerven System (ZNS)	Kortikale Rückstellfähigkeit im EEG als mittl. spektrale Leistungsdichten über 17 Hirnrindengebiete frontal: F _{3,7,z,4,8} zentral: C _{3,z,4} parietal: P _{3,z,4} temporal: T _{3,5,4,6} okzipital: O _{1,2}	Delta	d	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5
		Theta	t	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5
		Alpha 1	a1	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5
		Alpha 2	a2	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5
		Beta1	b1	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5
		Beta 2	b2	μV ² /Hz	M1, M2, M3, M4, M5

5.1.2.4 Untersuchungsablauf zum Belastungskomplex 2

Die Testdurchgänge für die Studie zum Belastungskomplex 2 wurden in wöchentlichen Abständen absolviert. Die Untersuchungen begannen immer morgens zur gleichen Zeit (um 8:00, 8:35 oder 10:20 Uhr a.m.) mit dem standardisierten Frühstück für drei Versuchspersonen pro Tag. Anschließend wurde den Probanden ein Venenkatheder (Braunüle) in den Unterarm gelegt und sie wurden mit Messaufnehmern¹⁶ verkabelt. Nach Überprüfung der Messvorrichtung und Sicherstellung der notwendigen EEG-Elektrodenimpedanz startete das physische Stressexperiment mit der Ergometerbelastung eine Stunde später um 9:00, 9:35 oder 11:20 Uhr a.m. (siehe Ablaufplan im Anhang V). Innerhalb einer Minute nach der Ergometerbelastung begaben sich die erschöpften Sportler zur passiven, liegenden Erholung in das EEG-Messlabor. Die Messungen erfolgten im Liegen mit geschlossenen Augen in einem separaten, abgedunkelten Raum. Nach Messung 1 erhielten die Versuchspersonen ein Placebo-Fruchtsaftgetränk (330 ml). Die weitere Erholungsphase erfolgte auf der Untersuchungsliege ruhend im Messraum (angeschlossen an Messapparaturen)¹⁷, so dass Effekte durch Orthostase und individuell unterschiedlich gestaltete Erholungsstrategien ausgeschlossen waren.

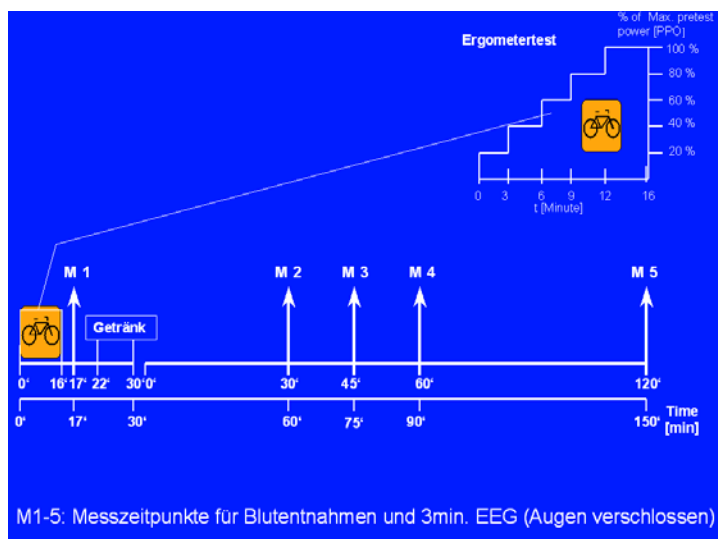


Abb. 5: Untersuchungsschema zum Belastungskomplex 2. Messungen: Blutabnahmen / EEG-Ableitungen jeweils 3 min (Augen geschlossen) M1=Referenzmessung 3 min-, M2=45 min-, M3=60 min-, M4=75 min-, M5=135 min nach Belastung. Nach M1 tranken die Probanden 330 ml eines Fruchtsaftgetränkes ohne Wirkeinfluss (Placebo).

¹⁶ EEG-Haube, Polar Sporttester, ECG Handgelenksmanschetten.

¹⁷ Die EEG-Messungen konnten so vom Monitoring Raum aus gestartet werden, wodurch sich eine Reduzierung der Probandenbeeinflussung durch die Untersucher ergab.

5.2 Methodik B: Allgemeine Studienbedingungen

5.2.1 Probanden

Alle Teilnehmer wurden über Ziele, Ablauf und mögliche Risiken der Untersuchungen aufgeklärt und gaben ihre schriftliche Einwilligung, die geforderten Anforderungen einzuhalten. Die Probanden nahmen freiwillig an den Testreihen teil und erhielten nach der letzten Untersuchung eine finanzielle Aufwandsentschädigung in Höhe von 50 und 100 Euro. Um die strengen Standardisierungsaufgaben für Supplementationsforschungen zu erfüllen, wurden ausschließlich männliche Probanden im Alter zwischen 20 und 30 Jahren rekrutiert, die folgenden Bedingungen genügten.

Gesundheit: Nach anamnestischer Eingangsuntersuchung und ergonomischen Belastungstests (Voruntersuchungen) waren die meist studentischen Probanden als gesund, medikamentenfrei und sportlich belastbar einzustufen.

Kontaktlinsenträger wurden aus den Untersuchungen zum Belastungskomplex 1 ausgeschlossen oder mussten eine Brille tragen, da ihnen die geforderte Augenlidschlagunterdrückung¹⁸ mit Linsen nicht hinreichend gut gelang.

Ernährungs-/ Lebensgewohnheiten: Die Probanden erklärten sich schriftlich mit den allgemeinen Studienbedingungen einverstanden, in den letzten 48 Stunden vor den Untersuchungen auf Medikamenteneinnahme zu verzichten, keinen Alkohol zu trinken und mindestens 12 Stunden zuvor auf koffeinhaltige und nikotinhaltige Stimulanzien zu verzichten, um eine Beeinflussung des EEGs auszuschließen. An Untersuchungstagen durften keine Koffein- oder Teeinhalten Getränke, kein Kakao, Saft, Müsli oder Bananen zu sich genommen werden, um so eine mögliche Beeinflussung adrenerger/purinerger Transmittersysteme zu vermeiden. Während der einzelnen Untersuchungen durfte Mineralwasser¹⁹ getrunken werden. Ebenso verpflichteten sich die Studienteilnehmer, ihre Lebensgewohnheiten (Ernährungs-/ Trainingsgewohnheiten, Prüfungsphasen) im Untersuchungszeitraum nicht zu verändern (siehe Probandenaufklärung im Anhang I und IV). Um dies zu kontrollieren, führten die Probanden in der Untersuchungsphase zum Belastungskomplex 1 ein Trainingsprotokoll²⁰ und in der Untersuchung zum Belastungskomplex 2 einen Ernährungsfragebogen (Food Frequency Questionnaire FFQ). Ferner wurde der Gebrauch von Supplementen, Energie- und Mi-

¹⁸ Erfahrung aus Voruntersuchungen (BARTHEL 1998).

¹⁹ Nürburg Quelle, Hermann Kreuter & Co., Mineral und Heilbrunnen, Dreis/Vulkaneifel.

²⁰ Schriftliche Trainingskonzeption bis 4 Wochen vor Untersuchungsbeginn wurde eingereicht.

neraldrinks genau protokolliert. Diese Daten wurden überprüft, aber nicht zur Analyse herangezogen.

Physische Erholtheit: Mit Einwilligung der Probanden wurden die Untersuchungstermine so gewählt, dass eine erschöpfende Arbeitsbelastung mindestens bis 24 Stunden vor der Untersuchung ausgeschlossen werden konnte. Ebenso sollten erschöpfende Trainings- und Wettkampfbelastungen mindestens 72 Stunden zurückliegen. Aerobes Ausdauertraining durfte bis 48 Stunden und regenerative Trainingsbelastungen bis spätestens 24 Stunden vor den Untersuchungstagen nach Herzfrequenzvorgabe (aus Leistungsvortest) absolviert werden.

So konnten die Probanden als ausgeruht eingestuft werden. Dies war wichtig, um die strenge Standardisierung der Ausgangswerte und die Belastungsauswirkung sicherzustellen.

5.2.2 Belastungsbedingungen und Studiendesigne

Voruntersuchungen: Hier wurden der Gesundheitszustand und die sportliche Belastbarkeit (maximale Leistungsfähigkeit) sowie die standardisierte individuelle Belastungsabstufung der Teilnehmer zur Erreichung vergleichbarer Beanspruchungsniveaus festgestellt. Die individuellen Sitzpositionen, Lenkerhöhen und -weiten wurden an den Ergometern ermittelt und notiert.

Außerordentlich wichtig war die Instruktion, das Training und die Gewöhnung der Teilnehmer an die Testsituation und die Aufgabe zur Reduzierung von möglichen affektiven Einflüssen, Gewöhnungs- und Lerneffekten.

Die Probanden wurden über mögliche Risiken, Pflichten und geforderte Kriterien aufgeklärt und befragt. Gegebenenfalls wurde zusätzlich die motorische Lateralität (Händigkeit) mit Messinventaren festgestellt.

Anschließend wurde eine gemeinsame Terminplanung für die Hauptuntersuchung vorgenommen.

Hauptuntersuchungen: Die Hauptuntersuchungen fanden in wöchentlichen Abständen an Tagen nach reduzierter Trainingsbelastung und ausreichender kohlenhydratreicher Ernährung statt. Zwei bzw. eine Stunde vor dem eigentlichen Untersuchungsbeginn nahmen die Probanden kontrolliert im Institut ihr standardisiertes Frühstück²¹ ein. Anschließend wurden die Probanden mit den Messaufnehmern und ggf. mit venösen

²¹ Dieses bestand aus zwei Brötchen, Streichfett, Mineralwasser, Kräuter- oder Früchtetee und einem Maltodextrin-haltigen Energiedrink, um Glykogenverarmung und Hypoglykämie als Ermüdungsursachen auszuschließen.

Zugängen (Belastungskomplex 2) versehen. Da der Ablauf, die Bewegungsaufgabe, das Messverfahren und das Gefühl, verkabelt zu sein, aus den Voruntersuchungen bekannt war, gab es hierbei keine Anpassungsprobleme.

Die eigentliche Untersuchung startete jeweils mit einer 10- bis 20-minütigen Ruhephase in bequemer Sitzposition in einem separierten, ruhigen und abgedunkelten Raum. Dort waren die Probanden aufgefordert, sich die kommenden Testhandlungen nochmals zu verinnerlichen. Hierbei trugen sie in der Regel zur zusätzlichen Abschirmung Schlafbrillen und Ohrenstöpsel²². Am Ende der Ruhephase wurde die Befindlichkeit psychometrisch über einen Fragebogen erfasst (Belastungskomplex 1). Anschließend begaben sich die Probanden in die jeweiligen Testsituationen zum Belastungskomplex 1 oder Belastungskomplex 2 (Methodik A).

5.3 Methodik C: Messmethoden und Statistik

5.3.1 *Periphere Beanspruchungsparameter und Bestimmungsmethoden*

5.3.1.1 Maximale Leistung (Pmax) [Watt]

In einem Ergometer-Stufentest wurde in einer Voruntersuchung die maximale Leistung bis zum erschöpfungsbedingten Abbruch ermittelt und daraus wurden die Testbelastungen für die Hauptuntersuchungen festgelegt.

5.3.1.2 Stufenleistungen (P1-P5) absolut [Watt] und relativ zu Pmax [%]

Über definierte Stoffwechsellage (Belastungskomplex 1), ermittelt aus der Laktatleistungskurve des Vortests, wurden die „*Stufenbelastungen*“ (P1-P5) [Watt] ermittelt und deren „*Belastungsrelationen*“ (1-5) [%] von der jeweiligen maximalen Leistung (Pmax=100%) berechnet. Im Belastungskomplex 2 wurde die maximale Vortestleistung (100%) in fünf Stufen mit 20%iger Leistungszunahme unterteilt.

5.3.1.3 Herzfrequenz (HF) [1/min]

Die Herzfrequenz wurde kontinuierlich während des gesamten Testablaufes mit dem Sport Tester TM²³ aufgezeichnet. Die Errechnungsintervalle lagen bei 15 sec (Belastungskomplex 1) bzw. 5 sec (Belastungskomplex 2). Zusätzlich wurden zum Zeitpunkt

²² Hansaplast Lärmstop sanft, Fa. Beiersdorf AG, Hamburg Germany.

²³ Fa. Polar, Gross-Gerau, Germany.

der Interventionen (z.B Kapillarblutabnahmen) Marker gesetzt. Die Auswertung erfolgte über eine systemeigene Software.

5.3.1.4 Blutdruck (RR) [mmHg]

Systolischer und diastolischer Blutdruck wurden durch die Druck-Manschettenmethode nach Riva-Rocci [mmHg] ermittelt (Belastungskomplex 1).

5.3.2 *Periphere metabolische Beanspruchungsparameter aus dem Kapillarblut*

5.3.2.1 Laktat (La) [mmol/l]

Aus dem hyperämisierten Ohrläppchen wurden jeweils 20 µl Blut entnommen und in Perchlorsäure sofort enteiweißt. Nach vorherig eingeleiteter enzymatischer Reaktion²⁴ wurde die Laktatkonzentration photometrisch²⁵ bestimmt.

5.3.2.2 Ammoniak (NH₃) [µmol/l]

Zur Bestimmung der Ammoniakkonzentration diente ein reflektorischer Ammoniak-Checker²⁶. Hierzu wurden ebenfalls 20 µl Kapillarblut aus dem hyperämisierten Ohr-läppchen entnommen und auf einen Testchip aufgetragen. Eine der Ammoniak-konzentration proportionale pH-Farb-Änderung wird in diesem System reflektrometrisch bestimmt (HAGELOCH & WEIKER 1988).

5.3.3 *Beanspruchungsparameter aus dem Stress- und stressreaktiven System*

5.3.3.1 Katecholamine [nmol/l] bzw. [ng/L] je nach Labor

Zu den Katecholaminen zählen (Noradrenalin (NA), Adrenalin (A), Dopamin (Dop)). Aus dem Blutplasma wurden sowohl freie als auch sulfatierte Katecholamine mittels „High Pressure Liquid Chromatography“ mit elektrochemischer Detektion²⁷ (HPLC-ED) bestimmt²⁸. Die freien Katecholamine wurden nach Adsorption von Aluminiumoxid und

²⁴ Laktat für die Sportmedizin, Fa. Boehringer Mannheim, Germany.

²⁵ Epos Analyser, Fa. Eppendorf, Hamburg, Germany.

²⁶ Fa. Kyoto Dailchi Kagaku; Vertrieb für Deutschland: Fa. HEK Pharma, Lübeck, Germany.

²⁷ Typ EP 30, Fa. Biometra, Göttingen, Germany.

²⁸ Fa. Kontron Instruments GmbH, Neufahrn, Germany.

Re-Eluierung mit dem Komplett-Testkit²⁹ bestimmt. Die sulfatierten Katecholamine wurden nach enzymatischer Trennung der Sulfatgruppe ebenso bestimmt. Eine genaue Beschreibung der Katecholaminbestimmung findet sich bei WEICKER (1988).

5.3.3.2 Hormone [mmol/l]

Bei den Hormonen fiel die Bestimmungsauswahl auf Cortisol (Cor) und Prolaktin (Pro). Diese wurden extern im Labor Falke in Hofheim mit einem Analysegerät „Automatic-Chemie-Luminescence-System“ (ACS:180)³⁰, welches mit dem Chemie-Luminescence Immuno Assay (CLIA) Verfahren arbeitet, bestimmt.

5.3.3.3 Kreatinin (Krea) [mmol/l]

Kreatinin, harnpflichtiger Stoffwechselmetabolit von Kreatin wurde als Nebenparameter zu Kontrollzwecken der Nierengesundheit vorgesehen. Die Bestimmung aus dem Serum fand ebenfalls extern im Labor Falke mit dem „Chemie-Moped“ Vitros 250³¹ statt.

²⁹ Fa. Recipe Chemicals & Instruments, Wilhelm-Riehl Str. 11, 80687 München, Germany.

³⁰ Fa. Beyer Vital GmbH Diagnostika, 51368 Leverkusen, Germany.

³¹ Fa. Life Scan, Ortho-Clinical Diagnostic GmbH, Karl-Landsteiner-Str. 1, 69151 Neckargemünd, Germany.

5.3.4 Zentralnervale (ZNS), kortikale Beanspruchungsparameter und messtechnische Erfassung

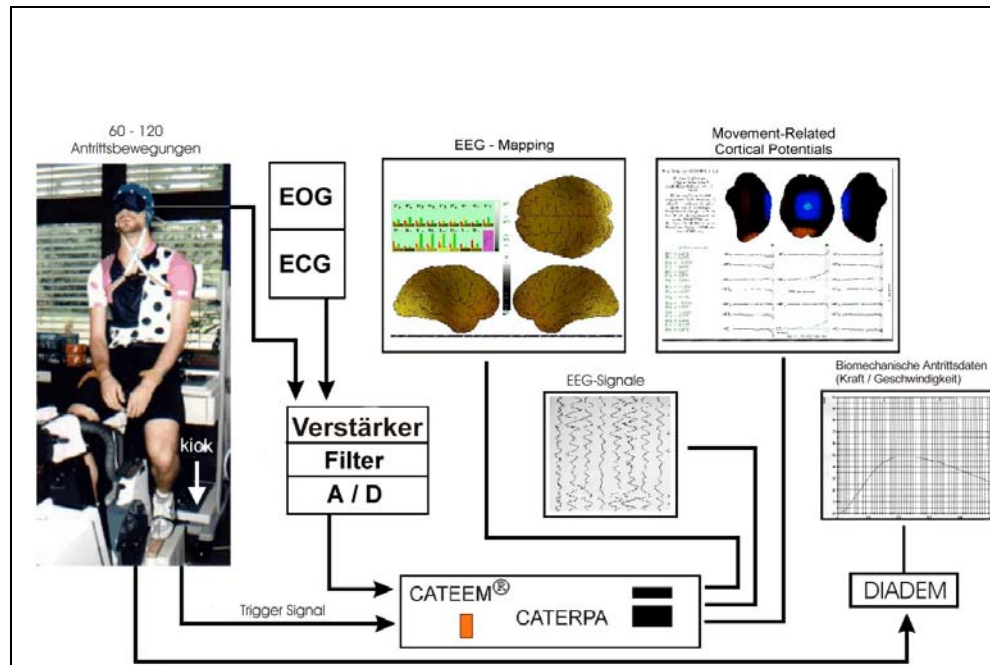


Abb. 6: Schematische Darstellung der EEG- und MRCP- Registrierung in Anlehnung an MECHAU (1998, S. 45).

5.3.4.1 Kortikale Beanspruchungsparameter aus dem spontanen EEG

Die mittleren spektralen Leistungsdichten [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] pro EEG-Messphase wurden aus 102 Parametern (je 6 Frequenzen und 17 Elektrodenpositionen) quantitativ statistisch ausgewertet.

Tab. 9: Frequenzspektrum und Bezeichnung des spontanen EEG's sowie die Map-Farbcodierung im CATEEM für 17 Elektrodenpositionen.

Bezeichnung	Frequenzbereich (Hz)	Darstellung der spektralen Leistungsdichten [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] im Map
Delta (δ)	1,25 – 4,50	Rot
Theta (θ)	4,75 – 6,75	Braun
Alpha-1 (α_1)	7,00 – 9,50	Gelb
Alpha-2 (α_2)	9,75 – 12,50	Grün
Beta-1 (β)	12,75 – 18,50	Hellblau
Beta-2 (β_2)	18,75 – 35,00	Dunkelblau

5.3.4.2 Mittlere spektrale Leistungsdichten [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] aus spontanem EEG

Die Hirnpotentiale wurden an 17 Zinn-Napf *Elektroden*, eingearbeitet in einer Elektrodenhaube³² und angeordnet im internationalen 10:20 System (JASPER 1958), mit Cz als physikalische Referenz bipolar abgeleitet. Die Elektrodenhaube war der individuellen Kopfgröße angepasst (BLOM & ANNEVELDT 1982) und wurde während des gesamten Experiments nicht abgenommen, so dass die genaue Elektrodenplatzierung sicher gestellt werden konnte. Durch eine Gelbrücke³³ wurde ein praktisch widerstandsfreier Elektrodenkontakt zur Schädeloberfläche hergestellt. Die betreffenden Hautbezirke wurden vor Aufsetzen der Elektrodenhaube gereinigt und entfettet. Zur zusätzlichen *Artefakterkennung* diente ein Elektro-Okulogramm (EOG) und ein Elektro-Cardiogramm (ECG).

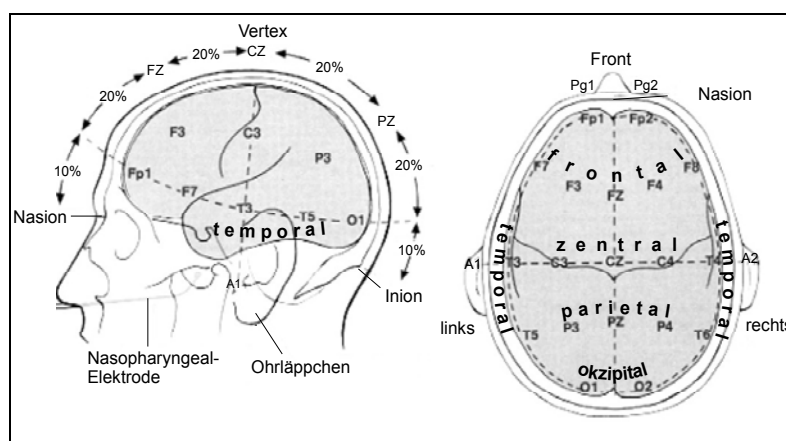


Abb. 7: Platzierung und Bezeichnung der Elektroden im 10-20 System und Kortexkartierung (Anlehnung an BIRBAUMER & SCHMIDT 1996, S. 490).

Technisch wurden die abgeleiteten EEG-Signale in einen batteriebetriebenen Gleichspannungsverstärker³⁴ ($AC=10\text{M}\Omega$; $DC=20\text{M}\Omega$ / 512 Hz/12 bit) gespeist und dort digital gewandelt. Die Eingangsbandbreite des Verstärkers lag bei 0,1-300 Hz. Bei der Spontan-EEG-Erfassung wurde mit Hochpassfiltereinstellung von 0,86 Hz gearbeitet. Ein ausreichender Signal-Störabstand konnte durch die hohen Eingangswiderstände des Verstärkers und die niedrigen Elektrodenimpedanzen ($< 50\text{ k}\Omega$) gewährleistet werden. Über ein Glasfaserkabel gelangten die Daten elektromagnetisch störungsfrei zum

³² Fa. Electro Cap Co., Eaton, USA.

³³ Spectra 360 Electrode Gel, Parker Laboratories, INC., New Jersey, USA.

³⁴ Fa. MediSyst GmbH, Linden, Germany.

CATEEM-CATERPA⁸ System. Durch systemeigene Artefakterkennung und offline Nachbearbeitung wurde gesichert, dass nur artefaktfreie EEG-Abschnitte in die Analyse eingingen.

Das Spontan-EEG wurde durch Fast Fourier-Transformation in sechs Frequenzbereiche unterteilt (siehe Tab. 9). Diese wurden über die Messzeit als mittlere spektrale Leistungsdichten ($\mu\text{V}^2/\text{Hz}$), topographisch für alle Elektrodenpositionen (17 reale plus 82 virtuelle) zur qualitativen Bearbeitung, farblich codiert als Hirnkarte, wiedergegeben.

5.3.4.3 MRCPs

Die MRCPs werden erst mit einer Mittelungstechnik, dem so genannten „averaging“ sichtbar. Hierbei werden getriggerte reizstabile Ereignisse aus einem „verrauschten Signal“ hervorgehoben. Die reizabhängigen Ereignisse stellen in unserem Fall die MRCPs dar, die sich aus dem mehr oder weniger zufälligen Spontan-EEG Schwankungen, mit zunehmender „Mittelung“, hervorheben. Aus den „Average“ Potentialkurven der MRCPs werden charakteristische Parameter bestimmt, die kalkuliert und dargestellt werden können und Rückschlüsse auf eine kortikale Informationsverarbeitung der willkürlichen Bewegungsprogrammierung zulassen.

Zur Erfassung des MRCP's wurde analog der Empfehlung von DESMEDT (1977, S. 14) eine Hochpassfiltereinstellung von 0,05 Hz gewählt, welches einer Zeitkonstante von 3 Sekunden entspricht. Über ein kraftabhängiges, druckempfindliches Schaltsystem³⁵, integriert in der Pedalblockierung, wird der Beginn der Antrittsbewegung für die EEG-Aufzeichnung getriggert (vgl. auch BARTHEL 1998, S. 95). Zur Ermittlung des MRCPs wurden die EEG-Abschnitte von 2000 ms vor bis 1000 bzw. 10 ms nach dem getriggerten Antritt aufsummiert und auf eine relative Baseline 2000 bis 1700 ms vor Trigger berechnet (COOPER ET AL. 1984, S. 205). Mit hinreichend großer Anzahl³⁶ artefaktfreier EEG-Abschnitte wurden die charakteristischen MRCP-Verläufe erkennbar (BARTHEL 1998, S. 93).

Zur Analyse wurden die über der Mitte der frontalen, zentralen und parietalen (Fz, Cz, Pz) Hirnregionen aufgezeichneten MRCP's herangezogen. Diese Reduzierung begründet sich zum einem in dem für die Antrittsbewegung relevanten motorischen Kor-

⁸ Computer Aided Topographical Electro-Encephalometry Measurement / Computer Aided Topographical Events-Related Potential Analysis.

³⁵ Prototypentwicklung: Fachbereich Elektrotechnik der Universität Paderborn, welche im Wesentlichen auf der Funktion einer DMS-Messbrücke basiert (Typ 120T-B, Fa. KYOWA).

³⁶ Es mussten mindestens 16 EEG-Datenabschnitte aus 90 – 240 willkürlichen Antritten vorhanden sein.

texareale und zum anderen in der höheren Artefaktanfälligkeit oder geringen DC-Aktivität der übrigen Hirnregionen, repräsentiert durch fronto-laterale, okzipitale und temporale Elektrodenpositionen.

Zur Quantifizierung wurden aus den MRCP-Verläufen Charakteristika wie Amplituden und Latenzen als Parameter ermittelt und quantitativ ausgewertet (Abb. 8) (BARTHEL 1998, S. 96).

Tab. 10: MRCP-Parameter

- MRCPonset [ms]: ist die erste Abweichung von der relativen Baseline in negative Richtung) und wird als MRCP-Beginn festgelegt (bei Fz-Elektrode, sowohl positive als auch negative Abweichung).
- MRCPmax [μV]: ist der Wert der maximalen MRCP-Amplitude.
- MRCPmax-t [ms]: ist der Zeitpunkt der MRCPmax, wobei das Vorzeichen (Minus = prätrigger; Plus = posttrigger) den Messbereich widerspiegelt.
- MRCPpower [μV^2]: dient zur Quantifizierung des MRCP-Ausmaßes und wird aus der Fläche unterhalb der Analogkurve berechnet.
- MRCP100 [μV]: ist die MRCP-Amplitude bei Latenz -100 ms vor dem Trigger.
- MRCP100-0 [μV]: gibt die mittlere MRCP-Amplitude im Zeitfenster zwischen -100 bis 0 ms (Trigger) wieder (späte Komponente).
- MRCP5-100 [μV]: gibt die mittlere MRCP-Amplitude im Zeitfenster zwischen -500 bis -100 ms (vor Trigger) wieder (frühe Komponente).

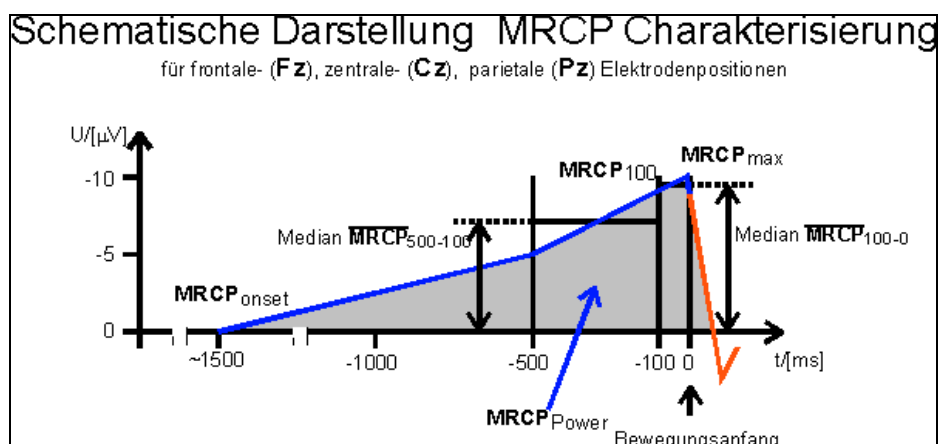


Abb. 8: Darstellung der Parameter zur MRCP-Charakterisierung.

In den Ergebnisdarstellungen werden die MRCP-Bezeichnungen durch die jeweilige Elektrodenposition ergänzt. Z.B. MRCPmax der Cz-Elektrode wird mit Czmax usw. bezeichnet.

5.3.5 Biomechanische Antritts-Parameter

5.3.5.1 Erfassung der Antrittsdaten

Über einen Aluminium-Tritt-Druckaufnehmer³⁷, der im wesentlichen auf einer DMS-Messbrücke³⁸ (Dehnungs-Messstreifen) basiert, wurde die Antrittskraft erfasst und das Messsystem³⁹ getriggert (BARTHEL 1998, 81FF) (Anhang VI). Das elastische Durchbiegen der Druckplatte durch den Antritt bewegt den Messaufnehmer der DMS-Einheit, die ihrerseits eine kraftproportionale Spannungsänderung erzeugt. Diese wurde von dem Signalverarbeitungssystem DIAdem⁴⁰ aufgezeichnet und bearbeitet. Die untere Kraftgrenze wurde mit Gewichten und einem Volt-Meter so geeicht, dass nur aktive Antritte und keine Gewichtsverlagerungen als Triggersignal Verwertung fanden. Der Schaltbeginn lag bei einer Kraftschwelle von ca. 171,7 N (1,4 V bei 17,5 kg Eichgewicht). Zur Ermittlung biomechanischer Kennwerte der Antrittsbewegung wurden alle Antritte jeder Messphase in einem Spannungs-Zeit-Verlauf aufgezeichnet und gemittelt. Aus den mittleren Antrittskurven ließen Steigungen und Maximalwerte Rückschlüsse auf die Antrittsgeschwindigkeit und Antrittskraft zu. Da die Spannungsverläufe ein Kraftäquivalent darstellen, wird im weiteren von einem Kraft-Zeit-Verlauf gesprochen. Folgende Antrittsdaten wurden für die Charakterisierung der Bewegung berücksichtigt:

- F-Max [V] Maximum des Kraft-Zeit-Verlaufes
- $\tan \alpha$ [V/s] mittlere *Steigung der Kraftzunahme pro Zeit*
- tm-tt [s] *Kraftlatenzzeit* vom Trigger bis zum Maximum des Kraft-Zeit-Verlaufes
- tt-tp [s] *Bewegungsverzögerungszeit* von erster prätrigger Baselineabweichung bis zum Triggerzeitpunkt des Kraft-Zeit-Verlaufes

³⁷ Spezielle Entwicklung vom Fachbereich Elektrotechnik der Universität Paderborn.

³⁸ Force/Displacement Transducer, Typ 120T-B, Fa. KYOWA.

³⁹ Systemzugehörig:Trägerfrequenz-Messverstärker der Fa. Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Typ KWS 3073.

⁴⁰ Fa. GfS mbH, Pascalstr. 17, 52076 Aachen, Germany.

5.3.6 Psychometrische Parameter

5.3.6.1 Händigkeitanalyse

Die Händigkeit wurde mit Hilfe eines errechneten Lateralitätsquotienten (LQ) aus der übersetzten Fassung des „Edinburgh Handedness Inventory“ (EHI) von ODFIELD (1971) ermittelt. Für Rechtshänder beträgt der maximale LQ +100, für Linkshänder –100. Im Bereich zwischen ± 30 lassen sich Intermediärtypen erfassen (siehe Anhang VI).

5.3.6.2 Basler-Befindlichkeitsskala

Die subjektive Befindlichkeit wurde mit Hilfe der Basler-Befindlichkeitsskala (HOBİ, 1985) ermittelt. Es handelt sich hierbei um einen in der klinischen Psychologie validierten Fragebogen mit 16 Adjektiven zur Beschreibung von Stimmungszuständen, die bipolar in ihrem Extrem angegeben sind und vier Items repräsentieren.

Bei der siebenstufigen Skala zwischen den Eigenschaftsextremen (ohne Zahlenvorgabe) kennzeichnet die Mitte einen durchschnittlichen Zustand. Die differenzierte Ausweisung der Items: Vigilanz und Vitalität, sowie die schnelle Testdurchführung (in ca. 2 Minuten) und die ökonomische Testauswertung begründeten die Auswahl dieses Self-Rating Inventars zur Bestimmung der Befindlichkeit im Belastungskomplex 1. Zur Vermeidung des Erinnerungseinflusses bei in kurzen Abständen wiederholter Stimmungsabfrage wurden die Fragebögen umgestellt und mit unterschiedlichem Layout gestaltet (Anhang VII).

Der Basler Test liefert neben der Gesamtbefindlichkeit Punktwertungen für die vier Items:

- Vitalität (VT), [Punkte]
- Intrapsychischer Gleichgewichtszustand (IG), [Punkte]
- Soziale Extrovertiertheit (SE), [Punkte]
- Vigilanz (VG), [Punkte]

5.3.6.3 Beanspruchungsfrage:

Zusätzlich sollte nach dem Belastungstest zur Feststellung der subjektiven Ausbelastung eine Selbsteinschätzung zur Frage einer weiteren Belastungssteigerung angegeben werden. Die Antworten wurden nach ja=3, nein=1, teilweise=2 differenziert und bewertet.

5.3.6.4 Konzentrations-Leistungs-Test (KLT)

Der KLT ist ein Messinstrument zur Erfassung der Konzentrationsfähigkeit und psychischen Belastbarkeit, Ausdauer und Ermüdungsresistenz (DÜKER & LIENERT 1959). Er besteht aus 250 Rechenaufgaben, beansprucht Kurzzeitgedächtnis, Schnelligkeit und Arbeitsgenauigkeit und misst somit Quantität und Qualität über die Dauer von einer 30 minütigen Testzeit. Die Anzahl der gerechneten Aufgaben (Quantität) werden als *Leistungs-Roh-Wert* (lrw) und die fehlberechneten Aufgaben (Qualität) als *Fehler-Roh-Wert* (frw) ausgezählt. Der relative *Fehleranteil* (fpro) [F%] wird errechnet $frw \cdot 100 / lrw = fpro$. Der *Fehlerquotient* (FQ) ergibt sich aus *Fehleranteil* [F%] dividiert durch den *Referenzfehler* der jeweiligen Normgruppe [MF%]; $FQ = F\% / MF\%$. $FQ < 0,7$ bedeutet einen unterdurchschnittlichen Fehleranteil, $0,7 < FQ < 1,3$ einen durchschnittlichen Fehleranteil, $FQ > 1,3$ einen überdurchschnittlichen Fehleranteil (DÜKER & LIENERT 1959, S. 8).

Aus Normtafeln können zum Vergleich mit einer repräsentativen Stichprobe (Berufsgruppe, Geschlecht, Alter) mittlere Standardwerte für die Konzentrationsleistung *Leistungs-Standard-Wert* (lsw) und mittlere Fehleranteile (*Referenzfehler*) [MF%] ausgelesen werden.

Der Test wird ausgewiesen zur Diagnostik von Ermüdungswirkungen, Motivationseffekten oder pharmakologischen Einflüssen auf die Konzentrationsfähigkeit (Düker & Lienert 1959).

Zur groben Beanspruchungsbeurteilung wurden zusätzlich „*relative Konzentrationsleistungswerte*“ (lrel) [%] der Untersuchungsgruppe in Bezug auf die maximalen Referenzwerte, dem *Leistungs-Standard-Wert* (lsw), berechnet: $lsw / lrw \cdot 100 = lrel$. Die Beanspruchung lässt sich nun aus der Höhe der relativen Konzentrationsleistungswerte (lrel) $> 100\%$ höher und (lrel) $< 100\%$ geringer als die repräsentative Norm (Studenten $n=40$) beurteilen. Des Weiteren kann der Fehleranteil der Untersuchungsgruppe (F) in Beziehung zum Referenzfehler gesetzt werden. Der sich daraus ergebende Fehlerquotient (FQ) lässt nach DÜKER UND LIENERT (1959) ebenfalls eine Beurteilung zu s.o..

5.3.6.5 Verzehrshäufigkeitenfragebogen (FFQ)

Im „Food Frequency Questionnaire“ (FFQ) des „Sportmedizinischen Instituts Paderborn“ werden die Verzehrshäufigkeiten für ca. 170 Lebensmittel retrospektiv für 2 Monate erfasst. Die Portionsgrößen sind vorgegeben. Die Auswertung erfolgt mit Hilfe eines Computerprogrammes und liefert detaillierte Informationen im Hinblick auf die Nährstoffaufnahme. Die Vorteile dieser Methode sind:

- guter Überblick über Ernährungsgewohnheiten
- standardisierte Methode
- geringer Zeitaufwand (ca. 10 Minuten)

Das Instrumentarium (FFQ) diente ohne zusätzliche Analyse der Überprüfung, ob das Studienkriterium im Belastungskomplex 2 (unveränderte Ernährungsgewohnheiten) eingehalten wurde.

5.3.7 Statistik

Die Daten im *Belastungskomplex 1* wurden mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests auf ihre Verteilungsform überprüft. Anschließend wurden Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) mit der SPSS-Software⁴¹ berechnet.

Datensätze mit hinreichender Normalverteilung wurden mit dem „General Linear Modell“ (GLM mit Messwiederholung) (früher: MANOVA mehrfaktorielle parametrische Varianzanalyse) auf einen generellen Messzeiteffekt (innerhalb des Subjekts) bzw. einen Effekt über die verschiedenen Studien (Zwischensubjekteffekt) untersucht. Bei signifikantem „Innersubjekteffekt“ wurden bei normalverteilten Datensätzen mit dem T-Test für gepaarte Stichproben Unterschiede zum vorangegangenen Messzeitpunkt untersucht. Signifikante „Zwischensubjekteffekte“ wurden mit dem t-Test für unverbundene Stichproben mit der Gruppenvariablen „Studie“ weiterverfolgt.

Nicht normalverteilte Daten wurden bzgl. der Messzeit mit dem nichtparametrischen Test nach Friedman und post hoc dem Wilcoxon-Test unterzogen. Zur Aufdeckung von Unterschieden zwischen den Studien fand der Test nach Kruskal-Wallis Anwendung, dessen Ergebnisse wiederum mit dem Test nach Mann-Whitney-U verifiziert wurden.

Die Korrelationsberechnungen wurden mit Hilfe des Spearman-(Rang) Korrelationskoeffizienten bei mindestens einer ordinalskalierten Variablen oder bei nichtparametrischen Datensätzen durchgeführt. Ansonsten wurde bei intervallskalierten und parame-

⁴¹ Fa. SPSS GmbH Software, München, Germany.

trischen Daten mit dem Person-Korrelationskoeffizienten gerechnet. Bei dichotomen Variablen wird in SPSS statt einer „Punktbiseriale Korrelation“ (BORTZ 2005) eine Rangkorrelation vorgesehen (BÜHL & ZÖFEL 1994, S. 240).

Im *Belastungskomplex 2* wurde ebenfalls die quantitative Analyse mit der SPSS Software durchgeführt. Bei Normalverteilung fand die Prozedur GLM mit Messwiederholung mit dem Innersubjektfaktor „Regenerationszeit“ und dem Zwischensubjektfaktor „Leistungsgruppe“ Anwendung. Post hoc wurden t-Tests für abhängige (bei Innersubjektsignifikanz) und unabhängige Stichproben (bei Zwischensubjektsignifikanz) durchgeführt. Bei nichtparametrischen Daten kamen der Friedman- und post hoc der Wilcoxon-Test zum Einsatz. Die Ergebnisse wurden als Mittelwert und Standardabweichung bzw. als Median angegeben.

Bivariate Korrelationen wurden mit Pearson- (bei intervallskalierten und parametrischen Daten) bzw. Sperman Rang Korrelationkoeffizienten (mindestens ein ordinalskaliertes oder nichtparametrisches Datensatz) zu M1 zwischen Katecholaminen, Hormonen, Leistungsdaten und statistisch auffälligen EEG-Parametern durchgeführt (vgl. BARTHEL & WEIß 2002).

Insgesamt wurde als Maß des korrelativen Zusammenhangs mit $r < 0,5$ als gering, $0,5 < r < 0,7$ als mittel und $0,7 < r < 0,9$ als hoch bezeichnet (BÜHL & ZÖFEL 1994).

Das Signifikanzniveau wurde bei $p < 0,05$ schwach-signifikant, $p < 0,01$ signifikant und $p < 0,001$ hoch-signifikant festgelegt.

6 Ergebnisse

Die Ergebnisdarstellungen sind nachfolgend für die beiden Belastungskomplexe 1 und 2 nach den betrachteten Systemkreisen untergliedert. Innerhalb der jeweiligen Systeme werden statistisch auffällige Parameter abgebildet. Die deskriptiven Tabellen aller erhobenen Parameter können dem Anhang VIII-XXII entnommen werden.

Insgesamt gilt für alle Abb. diese Legende:

$p < 0,001$ ***, $p < 0,01$ ** und $p < 0,05$ * parametrische Prüfung $p < 0,001$ =+++, $p < 0,01$ =++, $p < 0,05$ =+ nichtparametrische Prüfsignifikanz.

6.1 Belastungskomplex 1

6.1.1 Anthropometrie, Leistungen und Beanspruchung

Die ausgewählten Probanden erweisen sich trotz Teilnehmerfluktuation in den durchgeführten Untersuchungsreihen als nicht verschieden bezüglich der *anthropometrischen-* und *trainingsspezifischen* Voraussetzungen.

Die einfaktorielle ANOVA liefert erwartete hoch-signifikante ($p = 0,000$, $F(426,262)$) Gruppenunterschiede zwischen den maximalen Vortestleistungen (Pretestpowermax) der physischen Belastungsregime. Im Mittel werden größere Wattleistungen in der Fahrradergometrie ($346 \pm 30,8$ Watt) verglichen zur Armkurbelergometrie ($136 \pm 15,7$ Watt) erreicht.

In den nicht physischen, sondern der rein „Kognitiven Belastungs“ Untersuchung (KB) (siehe Abb. 20) bearbeiten die Probanden 117 ± 40 Aufgaben. Das sind im Mittel 20 Aufgaben mehr, als die Vergleichsnormgruppe (94 ± 8) erzielt. Dieser Unterschied ist statistisch schwach-signifikant ($p = 0,044$, $T2,344$).

Die unterschiedlichen Belastungsregime stellen verschiedenartige Anforderungen an das Untersuchungskollektiv. Während in den Untersuchungen mit physischer Belastung die Leistungsunterschiede durch Involvierung unterschiedlich trainierter und großer Muskelgruppen zustande kommen, stellen die KB-Durchgänge Ansprüche an kognitive Modalitäten. Das Maß der Beanspruchung soll trotz verschiedener Belastungsregime vergleichbar sein und wird anhand ausgewählter Parameter verschiedener Systemkreise überprüft. Die nachfolgend ihre Darstellung erfahren.

6.1.2 Periphere Beanspruchung

Aus genannten Gründen der Vergleichbarkeit werden anstelle der absolut vollbrachten Leistungen die relativierten Leistungswerte vorgestellt. Die Beanspruchungen als Relationen der maximalen Leistungswerte der Testbelastungen werden miteinander verglichen. Diese *Belastungsrelationen* zeigen *signifikante* Belastungs- ($p=0,000$, $F_{3097,466}$) und Studieneffekte ($p=0,017$, $F=6,659$), die sich im Einzelnen wie in Abb. 9 darstellen. Die Stufenbelastungen (FB und OB) zeigen im „GLM“ einen *hoch-signifikanten* Messzeit- ($p=0,000$, $F_{1820,214}$) und Studieneffekt ($p=0,000$, $F_{213,785}$). Diese generellen Ergebnisse bestätigen sich post-hoc jeweils zum nächst höheren Messzeitpunkt (Belastungsstufe) und zwischen FB und OB (siehe Anhang IX).

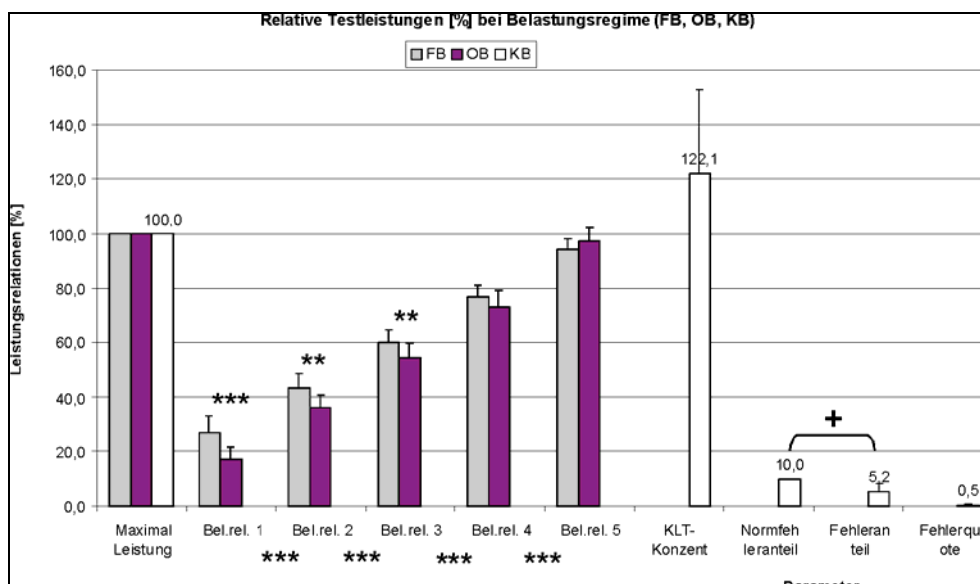


Abb. 9: Relative Testleistungen [%] bei den verschiedenen Belastungsregimen (Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB). Belastungsrelation [%] der Stufenbelastungen bezogen auf die maximale Leistungsfähigkeit. Konzentrationsleistung von der Normreferenz und Fehleranteil [%] sowie Normfehleranteil und Fehlerquote.

Die *Belastungsrelationen* der physischen Belastungsregime wie in Abb. 9 (FB und OB) nehmen von Stufe zu Stufe *hoch-signifikant* zu ($p=0,000$, $T_{-20,393}$ bis $-51,564$) und liegen in der letzten Stufe (*Bel.rel.5*) mit $(94\pm4\%)$ und $(97\pm5\%)$ nahe an der maximalen Leistungsfähigkeit, die im jeweiligen Vortest bis zur Erschöpfung ermittelt wurde. In den hohen Belastungsstufen (4, 5) finden sich keine Unterschiede mehr zwischen den Belastungsregimen FB und OB. Die Sportler (KB) erreichen einen *schwach-signifikant* ($p=0,007$, $Z_{-2,701}$) niedrigeren Fehleranteil (5,2%) und eine 20% höhere, nicht-signifikante *relative Konzentrationsleistung* als die Vergleichsnorm. Die fehlenden Gruppenunterschiede in den hohen Belastungsstufen (FB, OB) und die höheren Konzentrationsleistungen KB lassen die Studienvoraussetzungen als erfüllt erscheinen.

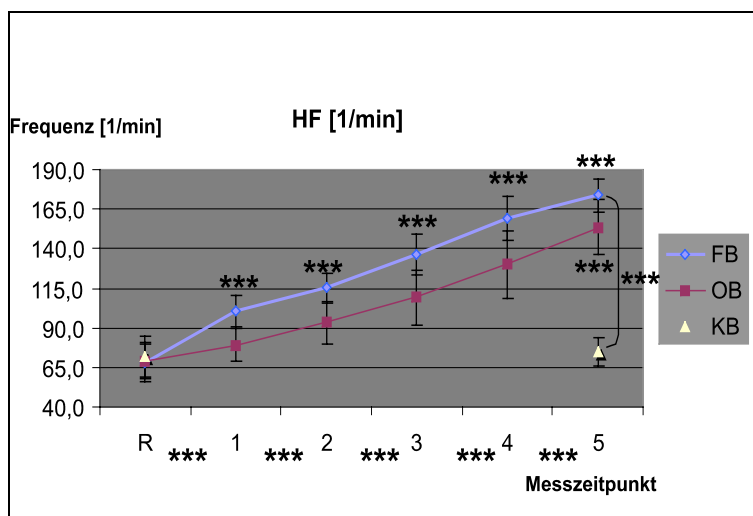


Abb. 10: Mittlere Herzfrequenzen [1/min] nach Belastungshöhe (R=Ruhe, 1.-5.=Belastungsstufe) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).

Die *Herzfrequenzen* (HF) als Parameter der Herz-Kreislauf Beanspruchung zeigen sich generell *hoch-signifikant* durch einen Messzeit- (Belastungs-) ($p=0,000$, $F_{440,933}$) und einen Studieneffekt ($p=0,000$, $F_{18,880}$) beeinflusst. Die HFs der unterschiedlichen Belastungsregime werden in Abb. 10 dargestellt.

Die gemessenen Blutdruckwerte bei FB zeigen einen ähnlich deutlichen Belastungseffekt ($p=0,000$, $F_{149,076}$), die von Ruhe $120/76 \pm 8$ mmHg mit jeder höheren Belastungsstufe systolisch um ca. 16 mmHg *hoch-signifikant* ($p=0,000$, $T_{-4,597}$ bis $-10,313$) ansteigen und nach maximaler (5) Belastung im Mittel bei $208/70 \pm 17$ mmHg liegen. Da nur Druckwerte von der FB-Untersuchungsreihe vorliegen, wird auf eine detaillierte Abbildung verzichtet.

Als Anhaltspunkt der subjektiven Ausbelastung dienen die quantifizierten Antworten auf die Frage einer möglichen Belastungssteigerung nach der maximalen Belastungsstufe. Dieser Parameter wird in dieser Arbeit unter dem Systemkreis „Psychometrie“ aufgeführt. Dieser Messwert hilft bei der Beurteilung peripherer Beanspruchung. Es zeigt sich, dass die subjektiv erlebte Erschöpfung zwischen den physischen Belastungsregimen (FB, OB) nicht-signifikant, aber jeweils zu KB (Studieneffekt) signifikant ($p=0,004$, $\chi^2_{10,322}$) unterschiedlich ist. Die detaillierten Ergebnisse werden als Antworthäufigkeiten in Abb. 19 dargestellt und beschrieben.

6.1.3 Metabolische Beanspruchung

Die Laktatkonzentrationen aller Belastungsregime weisen in der GLM einen *hoch-signifikanten* Messzeiteffekt ($p=0,000$, $F_{399,758}$) und, wie erwartet, keinen Studieneffekt auf. Für weitere Details siehe Abb. 11.

NH_3 zeigt einen *hoch-signifikanten* Messzeit ($p=0,000$, $F_{94,962}$) und Studieneffekt ($p=0,000$, $F_{14,255}$) (Abb. 12).

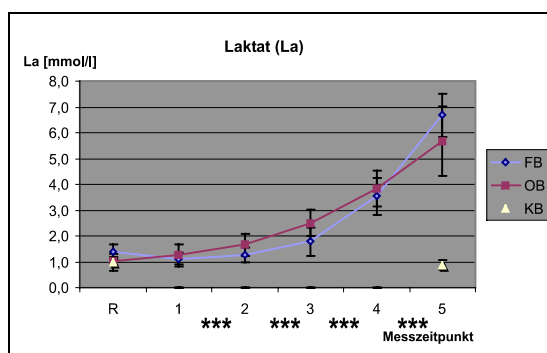


Abb. 11: Mittlere Laktatkonzentration [mmol/l] nach Belastungshöhe (R=Ruhe, 1.-5.=Belastungsstufe) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).

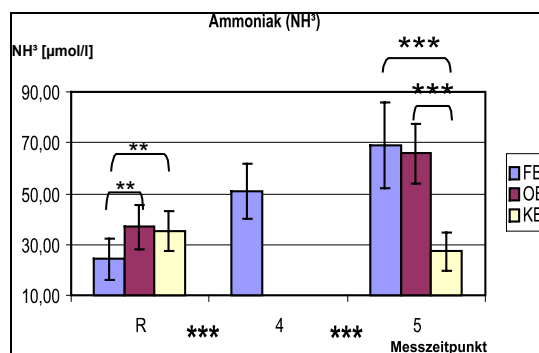


Abb. 12: Mittleres Ammoniak (NH_3) [$\mu\text{mol/l}$] nach R=Ruhe –submaximaler (4) und maximaler Belastung (5) bei Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und „Kognitive Belastung“ (KB).

In Abb. 11 wird die Laktat-Leistungsbeziehung in üblicher Form dargestellt, die einen Eindruck über die zugrunde liegende Kinetik vermittelt. Erkennbar ist bei allen Studien, dass sie von einem Ruhelaktatspiegel um ca. 1mmol/l ausgehen. Dieser Wert hält sich auch in der ersten Belastungsstufe oder nahm sogar leicht ab. Danach steigen die Laktatkonzentrationen ab der 2ten Stufe zur nächsten - bis zur maximalen (5ten) Belastungsstufe *hoch-signifikant* an ($p=0,000$, $T_{-5,187}$ bis $-18,879$). In der FB-Untersuchung stellen sich die Laktatkonzentrationen in den Belastungsstufen mit Ausnahme der maximalen Belastung (5) im Mittel etwas niedriger dar als bspw. in der OB-Testreihe. Die einzelnen Werte liegen nach Belastungsstufe 1 bei 1mmol/l, nach Stufe 2 um 1,5 mmol/l und steigen nach Stufe 3 auf ca. 2-3 mmol/l. Belastungsstufe 4 liefert Laktatwerte zwischen 3,5 und 4,5 mmol/l und die maximale Belastung liegt im Mittel bei $6,7 \pm 0,8$ mmol/l (FB) und $5,7 \pm 1,4$ (OB).

Die NH_3 -Konzentrationen aller Untersuchungen nehmen *hoch-signifikant* ($p=0,000$, $T_{-10,153}$) von Ruhe zwischen 25-40 $\mu\text{mol/l}$ auf submaximale (4) Belastungswerte ca. $50 \mu\text{mol/l}$ bei FB zu. Die 5te (maximale) Belastungsstufe lässt die gemessenen NH_3 -

Werte abermals *hoch-signifikant* ($p=0.000$, $T=4,744$) auf ca. $65\mu\text{mol/l}$ im Mittel ansteigen.

Die maximalen NH_3 -Konzentrationen im KB Versuch bleiben auf Ruheniveau ($25\mu\text{mol/l}$) und fallen deshalb *hoch-signifikant* niedriger aus als bspw. bei OB ($p=0.000$, $T=8,832$) und FB ($p=0.000$, $T=7,264$). Der Ausgangsruhewert für NH_3 liegt in der FB-Untersuchung mit $25\mu\text{mol/l}$ signifikant niedriger als bei der OB-Gruppe ($p=0.001$ ($T=3,767$) und im KB-Test ($p=0.003$, $T=3,388$) beide um etwa $40\mu\text{mol/l}$.

6.1.4 Stress-System

Die Reaktionen des Stress-Systems auf die unterschiedlichen Belastungsregime (FB, OB, KB) werden durch die im venösen Blut gemessenen *Katecholamine* (NA, A, DOP) repräsentiert. Da die Nachbelastungsmessungen aus methodischen Gründen 25 Minuten nach der maximalen Belastungssituation stattfanden, wurde den sulfatierten Katecholaminfraktionen wegen der längeren Halbwertszeiten bei statistischer Auffälligkeit mehr Bedeutung zugemessen. Sowohl A in freier und sulfatierter Form als auch freies DOP zeigen keine *Belastungs-* und *Studieneffekte*.

NA (frei ($p=0,006$, $F_{8,931}$) und NA-Sulfat ($p=0,009$, $F_{7,952}$)) und DOP-Sulfat ($p=0,001$, $F_{12,888}$) zeigen einen *signifikanten Messzeiteffekt*, der in vorliegender Konstellation ($R=\text{Ruhe}$, $5=25'$ nach maximal Belastung) aus der FB-Testbelastung resultiert (für NA-Sulfat und DOP-Sulfat siehe Abb. 13 und Abb. 14). Es finden sich keine Gruppenunterschiede aufgrund der Belastungsregime.

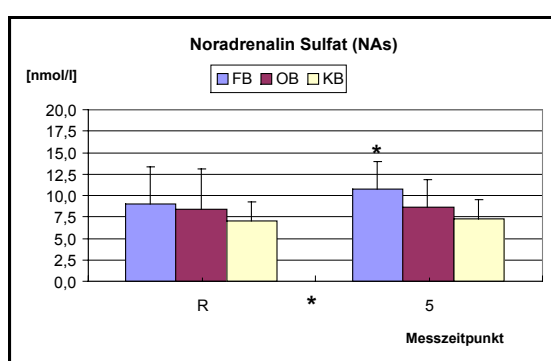


Abb. 13: Noradrenalinsulfat (NAs) [nmol/l] bei R=Ruhe und 5=25' nach maximaler Belastung in unterschiedlichen Belastungsregimen: Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitiver Belastung (KB).

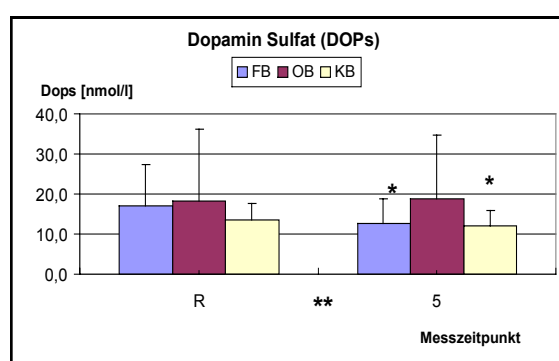


Abb. 14: Dopaminsulfat (DOPs) [nmol/l] bei R=Ruhe und 5=25' nach maximaler Belastung in unterschiedlichen Belastungsregimen: Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB) und Kognitiver Belastung (KB).

Abb. 14 stellt die sulfatierten DOPs Konzentrationen vor und nach maximaler Testbelastung aller Gruppen signifikant ($p=0,001$, $T_{3,770}$) abnehmend dar. Im Einzelnen finden

sich *schwach-signifikante* Konzentrationsabnahmen bei FB ($p=0,019$, $T_{2,779}$) und KB ($p=0,036$, $T_{2,522}$) nach der maximalen Belastung (5) im Vergleich zum jeweiligen Ruhewert um ca. 15 nmol/l. Die OB-Bedingung scheint diesen Parameter nicht zu beeinflussen.

Der post hoc Test für *NAf* in KB zeigt eine *schwach-signifikante* ($p=0,016$, $T_{-2,977}$) Konzentrationserhöhung des freien *NA* nach Belastung gegenüber einem im Gruppenvergleich niedrigeren Ausgangswert (hier nicht dargestellt). Bei FB und OB ist eine tendenzielle Konzentrationszunahme nach Belastung feststellbar, ohne Signifikanzniveau zu erreichen (siehe Anhang X).

6.1.5 Blutbilder

Die Feststellung des Blutbildes dient in den Studien FB, OB, KB:

- 1) der Sicherstellung und Dokumentation des Gesundheitszustandes der Probanden,
- 2) als Stress-Marker (Stress-Leukozytose),
- 3) zur Korrektur von Blutparametern für den Fall einer signifikanten Plasmavolumenverschiebung aufgrund belastungsbedingter Hämokonzentrationen.

Es finden sich generell *signifikante Belastungseffekte* bei den *Blutzellen* {*Leuko-* ($p=0,002$, $F_{11,092}$); *Erythro-* ($p=0,000$, $F_{50,203}$); *Thrombozyten* ($p=0,038$, $F_{4,698}$)} und der *Hämatocritwerte* ($p=0,000$, $F_{57,369}$) sowie *Gruppeneffekte*, die nur bei den *Leukozyten* *schwach-signifikant* sind ($p=0,013$, $F_{11,092}$).

Tab. 11 zeigt die zunehmenden Werte bei *Leu*, *Ery*, *Throm* und *Htc* durch die Belastung (zwischen R und 5) mit deutlicher Ausprägung in den Testsituationen mit physischer Belastung (FB, OB).

Gruppenunterschiede zeigen sich zwischen FB und KB bei den weißen Blutzellen - *Leu*. Sowohl die Ruhewerte im Mittel ca. $4,18 \cdot 10^3/\mu\text{l}$ ($p=0,014$, $T_{2,666}$), als auch die Nachbelastungswerte (5) mit $4,34 \cdot 10^3/\mu\text{l}$ ($p=0,005$, $T_{3,082}$) sind bei KB *schwach- bis signifikant* niedriger als im FB-Durchgang.

Tab. 11: Statistisch auffällige Blutbildparameter in Mittelwert und Standardabweichung nach Messzeit (Mz): Ruhe=R und maximal Belastung=5 im Belastungsregime Fahrradergometrie- (FB), Armkurbelergometrie- (OB), Kognitive Belastung (KB); $p<0,05=*$, $p<0,01=**$, $p<0,001=***$

Blutparameter	Mz	Belastungsregime			Sig.
		FB	OB	KB	
		MW+/-SD	MW+/-SD	MW+/-SD	
Erythrozyten (ery) -R [10 ⁶ /μl]	R	4,73+/-0,28	4,97+/-0,21	4,80+/-0,27	***
Erythrozyten (ery)-5 [10 ⁶ /μl]	5	4,93+/-0,30	5,17+/-0,19	4,97+/-0,26	
Leukozyten (leu) -R [10 ³ /μl]	R		*		**
		5,41+/-1,21	4,79+/-1,11	4,18+/-0,96	
Leukozyten (leu)-5 [10 ³ /μl]	5	6,10+/-1,57	5,00+/-1,01	4,34+/-1,04	
			**		
Thrombozyten (throm) R [10 ³ /μl]	R	250,00+/-50,15	256,91+/-59,60	241,10+/-53,16	*
Thrombozyten (throm)-5 [10 ³ /μl]	5	268,50+/-55,84	266,09+/-59,26	241,30+/-57,51	
Hämatocrit (htc) -R [l/l]	R	0,42+/-0,02	0,43+/-0,03	0,41+/-0,03	***
Hämatocrit (htc)-5 [l/l]	5	0,44+/-0,02	0,45+/-0,02	0,43+/-0,02	

6.1.6 Psychometrie

Die Ergebnisse der psychometrischen Daten stellen die reflektierte Wahrnehmung der Testbelastungen, also die subjektiv empfundene Beanspruchung, dar.

Der Gesamtwert für die Befindlichkeit, Summe aller Items (hier nicht abgebildet), liegt bei OB und KB sowohl bei Ruhe als auch nach den Belastungen auf ähnlichem Niveau (82-84+/-9 Punkte). Unter FB Bedingung nehmen die Befindlichkeitswerte deutlich, aber nicht-signifikant, auf 77+/-14 Punkte ab.

Die Unterkategorien der Befindlichkeit zeigen *schwach-* bis *hoch-signifikante abnehmende Belastungseffekte* bei den Subitems *Vitalität* (VT) ($p=0.031$, $F_{5,075}$), *Intrapsychischer Gleichgewichtszustand* (IG) ($p=0,038$, $F_{4,669}$) und zunehmende Effekte bei *Sozialer Extrovertiertheit* (SE) ($p=0.000$, $F_{16,095}$).

Außer bei der subjektiv erlebten „Erschöpfung“ (*Ausbelastungsfrage*), die signifikant ($p=0,004$, $\chi^2_{10,322}$) durch die Belastungsregime (Studieneffekt) beeinträchtigt ist, konnten keine weiteren Studieneffekte festgestellt werden.

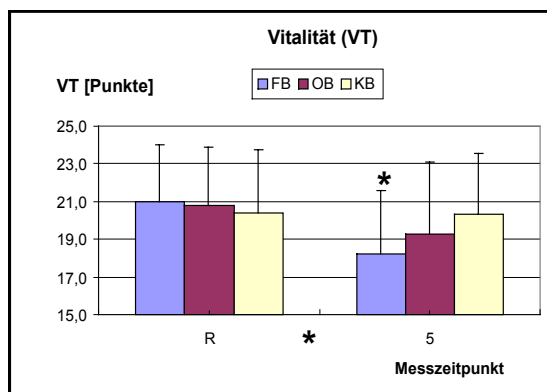


Abb. 15: Mittlere Vitalitätsempfindung (VT) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.

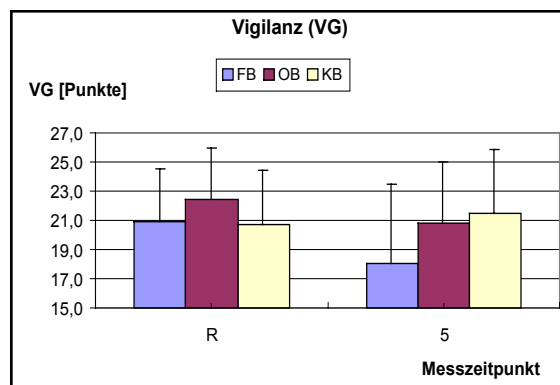


Abb. 16: Mittlere „Wachheitsempfindung“, „Vigilanz“ (VG) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.

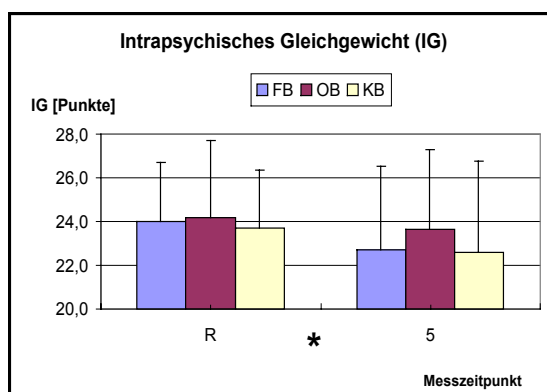


Abb. 17: Mittlere „Ausgeglichenheitsempfindung“, „Intrapyschisches Gleichgewicht“ (IG) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.

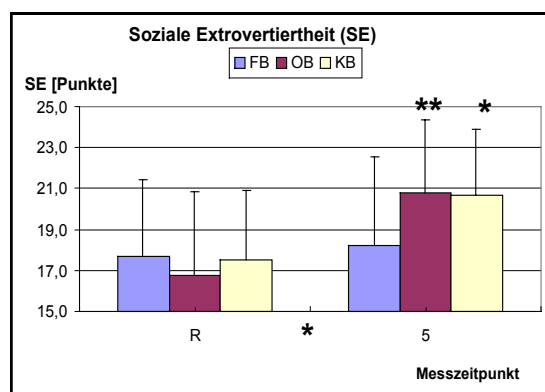


Abb. 18: Mittlere „Außenzuwendungsempfindung“, Soziale Extrovertiertheit (SE) [Punkte], ausgeruht (R) und nach maximaler Testbelastung (5) im Belastungsregime FB, OB, KB.

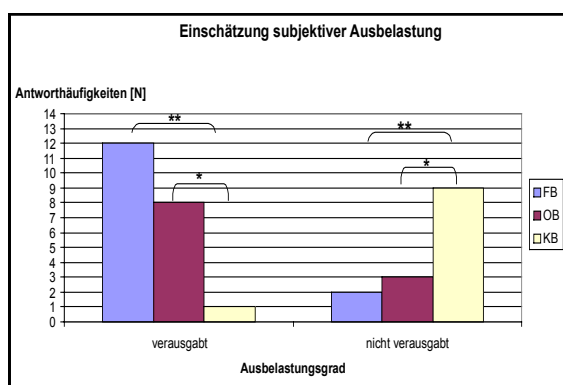


Abb. 19: Subjektiv erlebte Ausbelastung in Häufigkeiten [N]. Belastungsfrage nach maximaler Belastung (5) bei Belastungsregime FB, OB, KB gestellt.

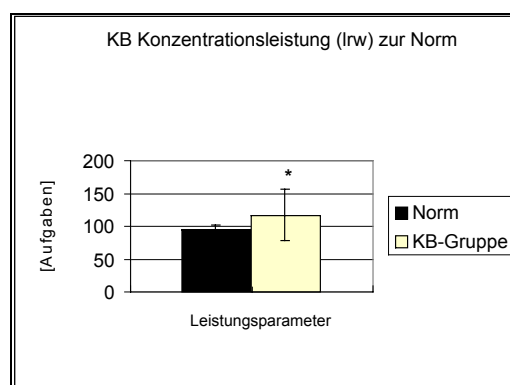


Abb. 20: Mittlere Konzentrationsleistung [Aufgabenanzahl] der Untersuchungsgruppe KB im Vergleich zur Normreferenz (Studenten, n=40) n. 30 Minuten Konzentrations-Leistungs-Test.

Abb. 19 zeigt, dass es im Vergleich der physischen Belastungsregime (FB/OB) keine Gruppenunterschiede im *subjektiven Ausbelastungsempfinden* gibt. Andererseits zeichnen sich aber aufgrund des hohen „nicht Ausbelastungsgefühls“ der KB-Gruppe, 9 von 10 Probanden geben an „*nicht ausbelastet* zu sein“, *signifikante* Gruppenunterschiede zwischen FB/KB ($p=0.002$, $Z -3,117$) und OB/KB ($p=0.020$, $Z -2,567$) ab.

In der KB-*Untersuchung* (siehe Abb. 20) bearbeiten die Probanden im Mittel 117 ± 40 Aufgaben. Das sind ca. 20 Aufgaben mehr als die Vergleichsnorm (94 ± 8) nach 30 Minuten Testzeit. Dieser Unterschied ist statistisch schwach-signifikant ($p=0,044$, $T_{2,344}$).

6.1.7 Bewegungssystem

Die biomechanischen Messdaten der Antrittsbewegung [maximales Kraftäquivalent, mittlere Kraftzunahme pro Zeit, Bewegungsverzögerung und mittlere Kraftlatenz, (siehe Abb. 21, Abb. 22, Abb. 23, Abb. 24)] zeigen keine signifikanten Veränderungen, weder im Messzeitvergleich noch im Studienvergleich.

In der Einzelbetrachtung der Belastungsregime lässt sich *nicht-signifikant* ein um ca. 0,5V stärkerer Antritt in FB-Bedingung, verglichen mit OB und KB, feststellen (Abb. 21). Ebenso findet sich *nicht-signifikant* bei FB eine bis zur submaximalen Belastung (4) um ca. 5V/s schnellere Kraftzunahme pro Zeit (Abb. 22).

Die Bewegungsverzögerung (Abb. 23) in FB und KB erweist sich stabil im Mittel bei etwa 40 ms. In der OB-Untersuchung schwankt die Verzögerung im Mittel zwischen 35 und 40 ms. Ein ähnliches Bild liefert die Kraftlatenz (Abb. 24) mit stabileren Latenzen bei FB (im Mittel ca. 100-112 ms), während diese in OB (83-92 ms) und KB (90-99 ms) teilweise um 10-20 ms kürzer sind, das bedeutet, dass das Kraftmaximum in der OB- und KB-Beanspruchung früher erreicht wird als in der FB-Bedingung.

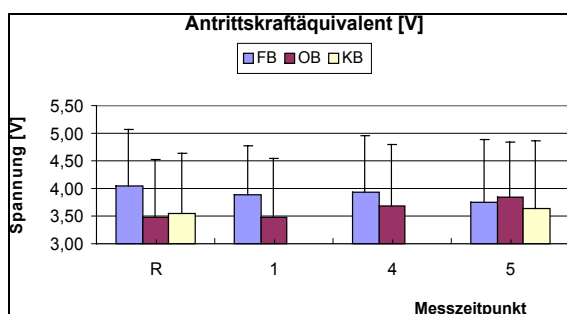


Abb. 21: Antrittskraftäquivalent [V] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.

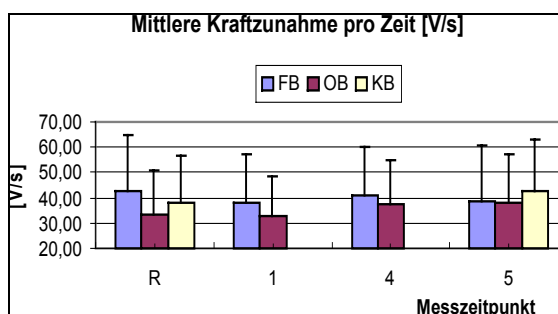


Abb. 22: Mittlere Kraftzunahme pro Zeit [V/s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.

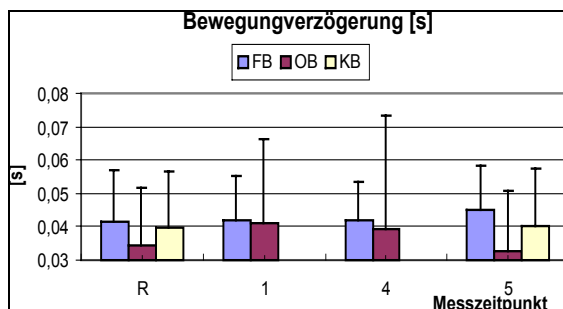


Abb. 23: Mittlere Bewegungsverzögerung [s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.

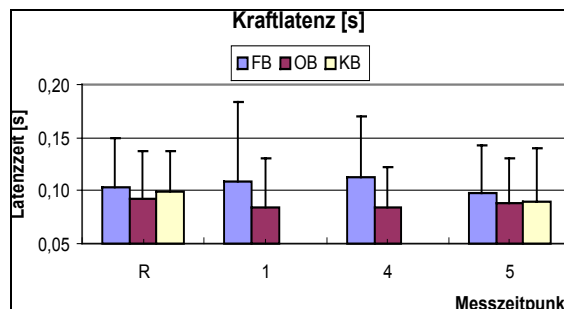


Abb. 24: Mittlere Kraftlatenz [s] nach Belastungshöhe R=Ruhe, 1. – 5. Belastungsstufe im Belastungsregime FB, OB, KB.

Da sich die erwähnten Unterschiede der Antrittsparameter in Abhängigkeit vom Belastungsregime innerhalb der Streubereiche der Daten bewegen, also keiner signifikanten Abweichung entsprechen, kann von einer relativen Stabilität in der Ausführung der Antrittsbewegung ausgegangen werden. Diese Konstanz ist für die Interpretation möglicher MRCP-Veränderungen von großer Bedeutung.

6.1.8 Belastungsauswirkungen im zentralen Abbild

Exkurs zum Verständnis der zentralen Ergebnisse.

MRCPs sind negative Gleichspannungspotentialverläufe, die vor willkürlichen Bewegungshandlungen am Kortex abgeleitet werden können. Die MRCP-Stärke stellt sich in höherer Negativität dar. Deshalb wird im folgenden Abschnitt von negativer Zunahme die Rede sein. Damit wird keine Wertung vorgenommen, sondern die Potentialpolung beschrieben, damit auch der Sprachgebrauch „Zunahme“ bei größer werdenden Werten gewahrt werden kann. Außerdem wird in diesem Zusammenhang bei langsamer Negativierung von Aktivierung gesprochen (Ressourcenbereitstellung), während positive Potentialverschiebungen mehr den Verbrauch der Ressourcen (Deaktivierung) darstellen (Birbaumer & Schmidt 1996, S. 503; Schober 1987, S. 56). Dies darf nicht mit der Nomenklatur der Aktivierungstheorien verwechselt werden.

Die MRCP-Verläufe sind vor willkürlichem Bewegungsbeginn langsam ansteigende, negative Gleichspannungspotentiale, die ihr Maximum etwa kurz vor dem Triggerzeitpunkt erfahren (je nach Messtechnik) und die anschließend abrupt depolarisieren (abnehmen). Diese Kurven entstehen durch Averaging⁴² wiederholter willkürlicher Bewegungen und treten somit aus dem Spontan-EEG an bewegungsspeziellen motorischen

und sensomotorischen Hirnarealen hervor. Für die qualitative Analyse werden die mittleren MRCPs der Probandengruppe in einem „Grand Average“⁴³ dargestellt.

6.1.8.1 Qualitative Analyse

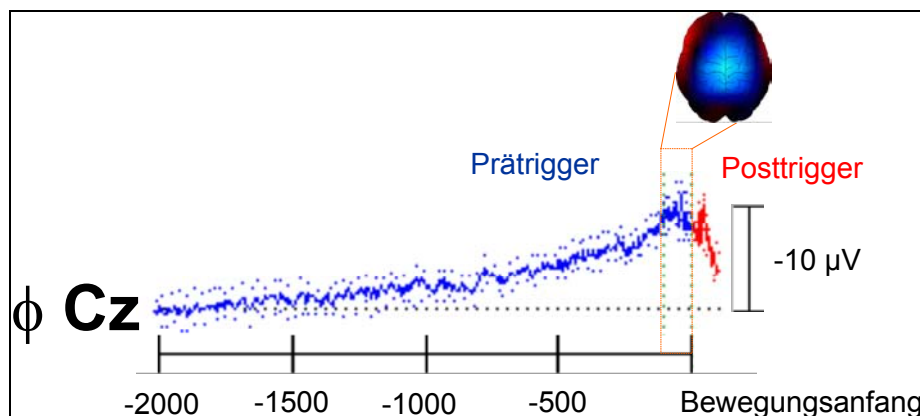


Abb. 25: Typischer MRCP-Kurvenverlauf 2000 ms vor Bewegung im Grand Average (n=14) bei willkürlichen rechtsbeinigen Antritten, mit Herausstellung der Potentialkomponenten (letzten 100 ms vor Bewegung), die in die Map-Darstellung (Ausschnitt) eingehen.

Die Abb. 25 zeigt eine exemplarische „Grand Average“ MRCP-Kurve der Cz-Elektrodenposition der FB-Gruppe nach rechtsbeiniger willkürlicher Antrittsserie. Der blaue Kurvenanteil stellt das Prätriggerpotentialverhalten (eigentliche MRCPs), der rote die Posttriggerphase dar. In die Mapdarstellungen (Aufsicht) gehen die mittleren MRCPs der letzten 100 ms vor Antrittsbeginn (aller Antritte) aller Messelektroden ein. Im Map selbst sind die Potentiale durch den Farbcode repräsentiert (blaue Farben entsprechen negativen Potentialen, rote Farbtöne stellen positive Polarität dar). Die Intensität (Spannungshöhe) wird im „Glühmodus“ (Farbhelligkeit) widergespiegelt. Somit sind bei qualitativer Betrachtung der Maps und Kurvenverläufe, topographische MRCP-Veränderungen, schnell erfassbar.

Die Ruhemessung (vgl. Abb. 26) zeigt in Map Darstellung die mittlere Hirnaktivität im „Grand Average“ in den letzten 100 ms Zeitraum vor Testbewegungsbeginn. In FB erkennt man eine Aktivierung über dem zentralen Kortex, die sich parietal symmetrisch und rechts-präfrontal leicht asymmetrisch darstellt. Die maximale Negativität findet sich über dem Vertex (Cz-Elektrodenposition). OB zeigt insgesamt eine etwas geringere Aktivierung, die sich parietal, zentral symmetrisch und links-frontal asymmetrisch ausbildet. Auch hier ist die höchste Spannungsintensität über dem Vertex zu finden. Die

⁴² Wegen ungünstigen „signal to noise“ Ratio (-10µV zu +/-100µV) wird durch Mittelung mehrerer getriggelter Ereignisse das ereignisstabile Signal hervorgehoben.

KB-Gruppe liefert ein ähnliches Bild wie OB, aber mit einer leicht rechts-frontalen Kortexaktivierung.

Die Analogkurven unterstreichen die in den Maps visualisierte „Aktivierung“. Während sich bei FB über Fz „kein typischer MRCP-Verlauf“ abbildet, stellt sich in OB und KB ein eher positives Potential kurz vor Trigger dar. Bei Cz- und Pz-Messelektroden ist ein „charakteristisches MRCP“ mit unterschiedlichem Verlauf und Ausmaß erkennbar. Die mittleren Spannungen der letzten 100 ms zeigen die größten negativen Werte im FB-Belastungsprofil über Cz, Pz, und mit Einschränkung, auch bei Fz.

Im *warm up* Map (Abb. 27) erkennt man bei FB eine ähnliche, leicht rechts-frontale asymmetrische Aktivierungsverteilung wiederum mit einem Maximum über der Vertex-region (Cz). In OB ist ein deutlich umgrenzteres Gebiet mit geringerem „Aktivierungsausmaß“ und mit symmetrischer Verteilung (höchste negative Spannung über dem zentralen Kortex und nach parietal und frontal abnehmend) zu erkennen. Einen deutlichen Unterschied stellt die Negativitätsverteilung bis weit in den Frontalkortex in der FB Testsituation dar.

Die Analogkurven zeigen über Fz-Elektrode einen leicht positiven Potentialverlauf kurz vor dem Trigger (MRCP-ähnlich). Über der Cz-Elektrode ist jeweils ein charakteristischer MRCP-Verlauf zu erkennen, mit größeren Negativspannungen bei FB im Vergleich zu OB. Auch über der Elektrodenposition Pz ist ein MRCP-Verlauf erkennbar, mit ebenfalls größerer mittlerer Aktivierungen bei FB.

Die stärkere mittlere frontale (Fz) Negativität 100 ms vor Antrittsbeginn bei FB findet sich auch numerisch um $-2\mu\text{V}$ gegenüber $-0,6\mu\text{V}$ in der OB-Situation wieder.

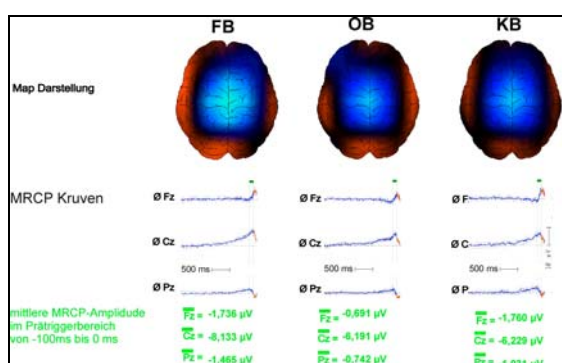


Abb. 26: MRCP im Grand Average vor dem Test in Ruhesituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB, KB.

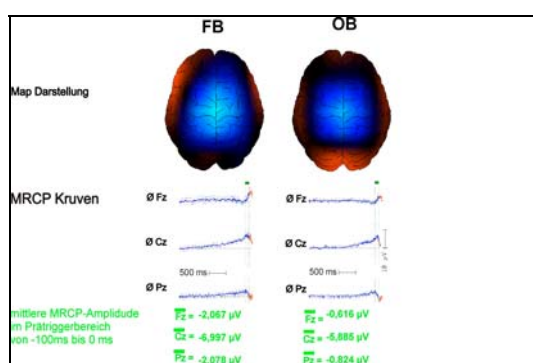


Abb. 27: MRCP im Grand Average nach 1. Belastungsstufe, Warm-up-Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB.

⁴³ Mittlung aller gemittelten Potentialverläufe.

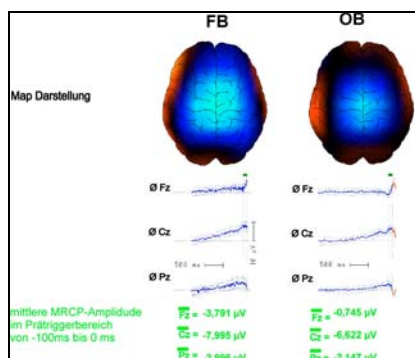


Abb. 28: MRCP im Grand Average nach 4. Belastungsstufe, submaximale Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB.

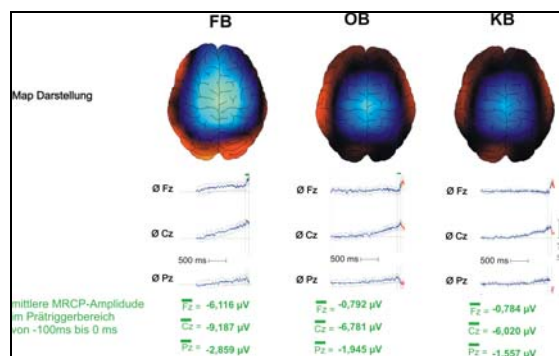


Abb. 29: MRCP im Grand Average nach 5. Belastungsstufe, maximale Messsituation, als Map- und Analogkurvendarstellung bei Belastungsregime FB, OB, KB.

Abb. 28 zeigt ein MRCP-Map nach submaximaler Belastung. In der FB-Untersuchung ist wieder die Negativierung, deutlich ausgeprägter über dem zentralen Kortex mit asymmetrischer Einbeziehung bis weit in die frontalen (rechts) und parietalen (rechts) Areale der rechten Hemisphäre zu erkennen. Bei OB hingegen fällt die Aktivierung gegenüber FB zentral deutlich geringer aus. Topographisch sind die frontalen und parietalen Gebiete, etwas eingegrenzt, aber symmetrisch miteinbezogen.

Die fronto-zentralen Hirnpotentialkurven zeigen bei OB eine Negativierung aus einer positiven Spannung heraus. In FB ist ein „MRCP-ähnlicher Verlauf“ zu erkennen ($Fz = -3,796 \mu V$). Über den Elektrodenpositionen Cz und Pz sind in FB und OB typische MRCP-Verläufe zu erkennen, mit großen Aktivierungen und frontal-parietaler Verteilung, besonders bei der FB-Testreihe.

Nach maximaler Belastung zeigt sich das Grand Average MRCP-Map wie in Abb. 29 dargestellt. Zu erkennen ist bei FB eine deutliche Aktivierung, die sich weit über die zentralen, parietalen Areale und fast symmetrisch in die Frontallappen ausbreitet. Nach den Belastungen der OB entsteht eine eher umgrenzte, zentrale und symmetrische Aktivierung, die sich leicht parietal ausbreitet und frontal nur geringe Negativität erreicht. In KB ist die Negativierung noch etwas geringer als bspw. in der OB-Situation. Es zeichnet sich auch hier bei allen Studien eine symmetrische Potentialverteilung mit Maximum über der Cz-Elektrodenposition (Vertex) ab.

Die Betrachtung der Analogkurven führt zum gleichen Ergebnis. Während in FB über der Fz-Elektrode eine MRCP-typische Negativierung erfasst wird, fehlt diese bei OB und KB, oder sie weisen entgegengesetzte Potentialverläufe in die positive Ladungsrichtung auf.

„Typische MRCP-Kurven“ lassen sich quervergleichend bei allen Belastungsregimen (FB, OB, KB) und längsvergleichend über alle Messzeitpunkte, auch nach maximaler Belastungsanforderung, über dem motorischen (Cz) und sensomotorischen (Pz) Kortex mit unterschiedlicher Ausprägung ermitteln. In *FB* ist die *kortikale Negativierung größer ausgeprägt* als bei den OB und KB. Die Unterschiede bei den der Bewegung vorausgehenden *MRCPs mit zusätzlich beanspruchter Testmuskulatur (FB)* zeigen die *starke Einbeziehung frontaler und parietaler Hirnregionen*. Die *physische Beanspruchung scheint sich mehr auf die zentralen MRCPs auszuwirken (OB)*, während die *KB-Untersuchungen keine nennenswerten Unterschiede* aufweisen. Dieser Eindruck wird im folgenden Abschnitt quantitativ überprüft.

6.1.8.2 Quantitative Analyse

Statistisch auffällige Charakteristika für die MRCPs werden aus den Analogkurven für die Ergebnisdarstellung ausgewählt: frontale (Fz), zentrale (Cz) und parietale (Pz) MRCPs (siehe Tab. 6b). Hier nicht aufgeführte Parameter sind in den deskriptiven Tabellen im Anhang XII-XIII zu finden.

Die über *parieto-zentralen* Hirnregionen (Pz) abgeleiteten MRCP-Parameter weisen weder einen *Belastungs-* noch einen *Studieneffekt* auf und werden bis auf den Tabellenteil im Anhang nicht explizit dargestellt.

Der qualitative Eindruck findet sich in den zentralen *maximal Amplituden (Czmax)* im MRCP mit *schwach-signifikantem Belastungseffekt* bei FB und OB ($p=0,027$, $F_{4,025}$) bestätigt. Signifikante *Gruppenunterschiede können aber nicht nachgewiesen werden*.

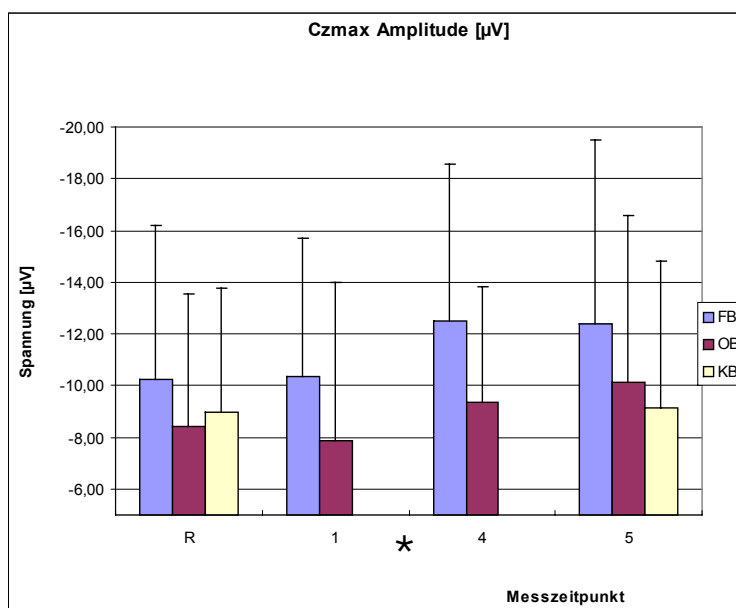


Abb. 30: Maximale MRCP-Amplitude an der Elektrodenposition (Cz) [µV] bei R=Ruhe und nach 1. – 5. Maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.

Cz-max (Abb. 30): Die *maximalen MRCP-Amplituden* wachsen insgesamt (FB, OB) mit zunehmender Belastung stetig an. Zwischen „warm up“ (1) und submaximaler Vorbelastung (4) liegt die negative Amplitudenzunahme bei ca. 1,5-2µV *schwach-signifikant* ($p=0,023$, $T_{2,423}$). Die höchsten Werte finden sich nach der *maximalen* physischen Belastung (OB und FB) (5) im Bereich –10 bis –13 µV, wobei insgesamt im Verlauf der OB-Beanspruchung im Schnitt um 2µV geringere Amplituden gemessen werden. Die KB-Messungen unterscheiden sich in Ruhe nicht von den anderen Testsituationen und bleiben durch die Beanspruchung unverändert auf dem Ausgangsniveau von –9µV.

In den *fronto-zentralen* (Fz) MRCPs treten die deutlichsten Gruppen- und Messzeitunterschiede auf. Hier kann bei *Fzpower* ein *hoch-signifikanter Belastungseinfluss* (Messzeit) ($p=0,000$, $\chi^2_{16,360}$) und in den höheren Belastungsstufen (4) ($p=0,037$, $\chi^2_{4,365}$) bzw. (5) ($p=0,023$, $\chi^2_{7,533}$) ein *schwach-signifikanter* Einfluss der verschiedenen Belastungsregime festgestellt werden (Abb. 31).

Der in Abb. 31 nachvollziehbare Anstieg der Medianwerte (von 2,2 bis 5,4µV²) mit leicht unterschiedlichen Ausgangsniveaus führt mit zunehmender Belastung bis auf Werte nach der höchsten Belastung von 20,6µV² (FB) / 5,3µV² (OB) und 3,0 µV² (KB) am Ende der Testsituationen. Insgesamt sind bei ähnlichem Verhalten bei OB die Werte niedriger mit schwach-signifikanten Unterschieden bei submaximaler ($p=0,038$, $Z_{2,089}$) Belastung. Der Unterschied zwischen FB und KB nach *Maximalbelastung* ist *signifikant* ($p=0,009$, $Z_{-2,570}$).

Die *maximalen MRCP-Amplituden* an Fz (*Fzmax*) zeigen sich ebenfalls *signifikant* durch die *Belastung* ($p=0,001$, $F7,594$) und die *Studien* ($p=0,019$, $F6,957$) beeinflusst. In Abb. 32 werden die mittleren *maximalen Amplituden* (*Fzmax*) nach Vorbelastung und nach Belastungsregime differenziert dargestellt. Bei physischem Belastungsregime (FB, OB) war eine stetige Amplitudenzunahme mit zunehmender Belastungshöhe feststellbar. Der generelle *Belastungseffekt* manifestierte sich post hoc zwischen der 1. (*warm up*) und der 4. (*submaximale*) Messsituation als *schwach-signifikant* ($p=0,013$, $T2,727$).

Die Amplituden steigen in FB, ausgehend von einem hohen Ruheniveau ($-5,1 \mu V$), mit zunehmender Belastung am höchsten bis auf $-8,917 \mu V$. In OB ist ausgehend von einem niedrigen Niveau um $-2,4 \mu V$ eine belastungsabhängige Amplitudenzunahme bis zur Stufe 4 ($-6,0 \mu V$) feststellbar. Bei Maximalbelastung kommt es bei OB nicht zu einem weiteren Anstieg, sondern im Mittel sogar zu einer leichten Abnahme auf $-5,0 \mu V$. Bei KB ist nach Belastung ein leichter Amplitudenrückgang auf $-3,6 \mu V$ gegenüber dem auf mittleren Niveau liegenden Ruhewert ($-4,0 \mu V$) zu verzeichnen. Die Gruppen *FB* und *OB* unterscheiden sich im Ruhewert ($p=0,05$, $T2,072$) und nach *warm up* (1) ($p=0,049$, $T2,094$) *schwach-signifikant*. Zwischen *FB* und *KB* erreichen die Unterschiede nach *maximaler Belastung* (5) ($p=0,005$, $T-3,242$) *Signifikanzniveau*.

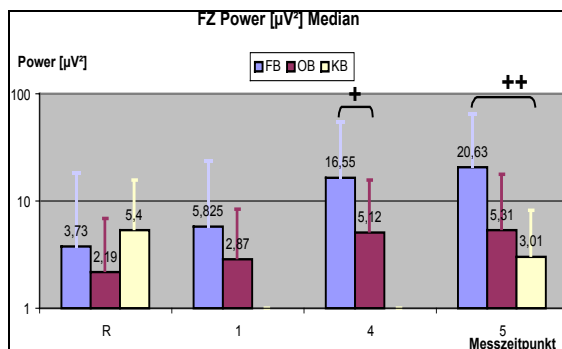


Abb. 31: FzPower (Fläche zwischen MRCP Kurve und Baseline) [μV^2] in Median und 75% Perzentil an der Elektrodenposition (Fz) bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB; logarithmische Skalierung.

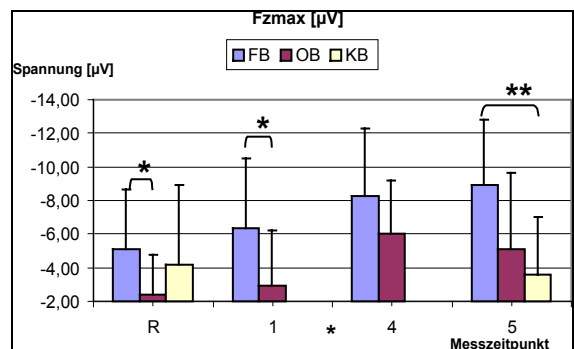


Abb. 32: Mittelwerte der maximalen MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [μV] bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.

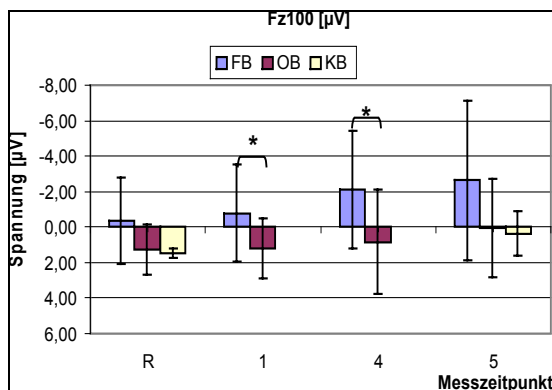


Abb. 33: Fz100=Mittelwerte der MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [µV] 100 ms vor Trigger bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.

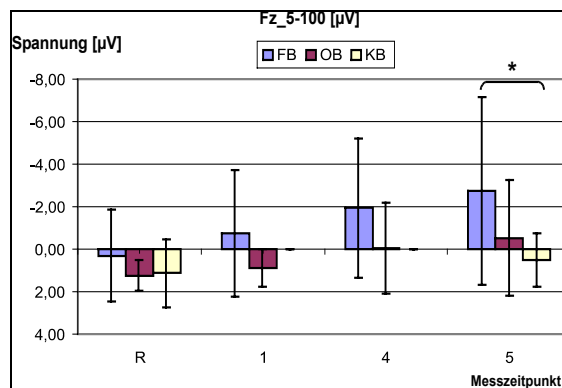


Abb. 34: Fz5-100=mittlere MRCP-Amplituden an der Elektrodenposition (Fz) [µV] zwischen 500 und 100 ms vor Trigger bei R=Ruhe und nach 1. – 5. maximaler Belastungsstufe bei Belastungsregime FB, OB, KB.

Die GLM Analyse deckt beim Parameter Fz100 eine, post hoc unbestätigte, *signifikante* Veränderung ($p=0,007$, $F_{8,247}$) über die Belastungen und *einen schwach-signifikanten Studieneffekt* ($p=0,036$, $F_{3,689}$) auf (siehe Abb. 33).

In FB ist wiederum die größte Negativität feststellbar. Die Gruppenunterschiede erweisen sich zwischen FB und OB sowohl bei *Erwärmung* ($0,045$, $T_{-2,117}$), als auch bei *submaximaler Messung* ($0,029$, $T_{-2,328}$) um $-2-3$ µV *schwach-signifikant* negativer. Die auffällig unterschiedlichen Ausgangswerte haben keinen Einfluss auf die statistische Bedeutsamkeit, wie die normierte Analyse im nächsten Kapitel aussagt.

Fz500-100 Abb. 34: Bei diesem Parameter kann die Prüfstatistik einen *signifikanten Belastungs-* ($p=0,008$, $F_{5,142}$) und *schwach-signifikanten Studieneffekt* ($p=0,038$, $F_{4,856}$) feststellen. Während die mittleren Amplitudenwerte insgesamt (FB, OB, KB) trotz unterschiedlicher Wertausmaße einen stetigen Anstieg mit steigender Belastungshöhe aufweisen, ist der generelle Belastungseffekt post hoc nicht zu bestätigen. Ausgehend von einer im Mittel positiven Gleichspannung zwischen -2 und $+2$ µV nehmen die Amplitudenwerte von Messsituation zu Messsituation um etwa -1 µV zu und erreichen in FB ihr Maximum bei -3 ± 4 µV.

In OB ist ein ähnlicher Verlauf zu beobachten, der jedoch aus einer größeren Positivität erwächst. KB zeigt *nach Belastung* auch eine Tendenz zur Erreichung der Amplituden in Richtung Negativität, ohne die positive Polarität zu verlassen. In der maximalen Messsituation zeigen sich die mittleren Amplitudenwerte bei Gruppe FB gegenüber KB *schwach-signifikant* ($P=0,019$, $T_{-2,610}$) erhöht.

6.1.8.2.1 Quantitative Analyse normierter MRCP-Relationen

Nachträglich wurden alle MRCP-Messparameter relativ zu ihren Ausgangswerten normiert und der statistischen Prüfprozedur unterzogen. So konnte ein denkbare Einfluss unterschiedlicher Ausgangswerte auf die Testergebnisse sicher ausgeschlossen werden. Vorweggenommen bestätigen sich die bisherigen Testergebnisse weitestgehend und sind nicht weiter dargestellt.

6.1.9 Korrelationen

In dem folgenden Gliederungspunkt wird ein zusammenfassender Überblick über korrelative Beziehungen zwischen den definierten Systemkreisen und ggf. wichtigen Parametern gegeben. Die Darstellungsauswahl begründet sich aus der Relevanz zur Fragestellung, Überprüfung bekannter Zusammenhänge aus der Fachliteratur zu MRCPs und aus statistischer Auffälligkeit. In Abhängigkeit vom Skalenniveau und von der Verteilungsform kommen verschiedene Korrelationsverfahren zur Anwendung (Pearson, Spearman, Kreuztabellen mit Punkt-biseriale Korrelation und Kendall tau), deren Korrelationskoeffizienten in der folgenden Beschreibung nicht ausdifferenziert wurden (Bortz 2005, S. 224; Bühl & Zöfel 1994, S. 240ff). Zur detaillierten Kenntnisnahme wird auf die Datentabellen im Anhang XV-XVII verwiesen, in denen sämtliche Ergebnisse zusammengefasst dargestellt sind.

Die korrelative Betrachtung anthropometrischer Daten mit den übrigen Systemkreisen, insbesondere der MRCP-Parameter, liefert beim Vergleich des *Trainingsumfangs* mit der *FB-Leistungsfähigkeit* eine ($p=0,002$) *mittlere* positive Beziehung (0,513) mit den Befindlichkeitswertungen („*Vigilanz*“ und „*Intrapsychisches Gleichgewicht*“) *mittleren* negativen Einfluss (-0,64 bis -0,4) und eher *schwache* negative Rangkorrelationen (-0,5 bis 0,35) zu zentralen MRCP-Relationen (Czpower 5, Czpower 5p, Cz5-100 5p, Fzpower 4p) ($p=0,002$ -0,043).

Die *Sprungbeinpräferenz* zeigt *signifikante* ($p=0,000$), *mittlere* bis *schwache* Beziehungen (0,5 bis 0,47) zu den ermittelten Antrittsdaten (*max. Kraftäquivalent* und *Kraftzunahme pro Zeit*).

Der *Lateralitätsquotient* korreliert *schwach* positiv mit *Wachheits-* (VG) und *Ausgeglicheneheitsempfindungen* (IG) (0,47 bis 0,38) nach Belastung und bezüglich *zentraler Parameter* überwiegend mit MRCP-Größen wie CzPower positiv (0,7 bis 0,41) und vereinzelt frontalen MRCP-Parametern negativ.

Die Korrelationen zwischen peripherer Beanspruchung und den übrigen Systemkreisen liefern folgendes Bild. Die ermittelte *FB max. Vortestleistung als auch die max. Stufenbelastung korrelieren schwach bis mittel* positiv mit maximaler *Laktatkonzentration* und *Herzfrequenz* (0,65 bis 0,5) ($p=0,000-0,032$).

Mittlere bis schwache negative Korrelationen (-0,527 bis -0,339) lassen sich sowohl zwischen maximalen *Wattleistungen* und *Dopaminwerten*, als auch zu *Befindenswerten* (VT, VG) feststellen. Je höher die *max. Leistung*, desto weniger fühlen sich die Probanden „vital“. Ebenso zeigen die maximalen *Herzfrequenzen* eine mittlere negative Beziehung ($p=0,000$) zur subjektiven *Ausbelastungsempfindung* (-0,613).

Die Korrelationen zu den zentralen Parametern zeigen, dass die *max. FB-Leistung* die *zentralen* und *frontalen* MRCP-Amplituden eher *schwach* negativ beeinflussen (-0,4 bis -0,5), während die OB-Leistung mehr mit den MRCP-Latenzen der *zentralen MRCPs* in einem vereinzelt *mittleren bis hohen* (-0,71 bis -0,408) negativen Zusammenhang stehen.

Die maximalen *Herzfrequenzen* korrelieren *mittelstark* positiv mit *Pzpower 5p* und *Fzpower 5p* (0,65 bis 0,57). Die *Fehleranzahl* (klf_fr) im KB Testdurchgang weist eine *mittelstarke* Beziehung (0,66) zu *Fzmaxt 5* (Latenz) auf.

Die metabolische Beanspruchung zeigt beim Parameter *max. Laktat* eine *schwach* negative Beziehung (-0,43) zu der subjektiv empfundenen *Ausbelastung*. Werden die metabolischen Parameter nach *max. Belastung* in Beziehung zu den MRCPs (*Fzpower5*) gesetzt, resultieren *mittlere bis schwache* positive Korrelation (0,59 bis 0,42), d.h., je höher die *max. Laktat* bzw. *NH₃* Werte desto größer die *frontalen MRCPs*.

Die Parameter des Stress- und Blutsystems weisen bei *Dopaminwerten* *schwach* positive (0,51 bis 0,31) Korrelationen zu den erhobenen *Befindlichkeits- und Ausbelastungswerten* auf. Außer bei den Blutzellen (*Leuko-, Erythrozyten*) werden keine korrelativen Zusammenhänge zu MRCPs gefunden.

Die psychometrisch erhobenen *Befindlichkeitsdaten* besitzen einen *schwachen* positiven (0,48 bis 0,38) Zusammenhang mit überwiegend *zeitlichen MRCP-Komponenten* der *frontalen* und *parietalen* Hirnregionen. Nur das *Ausbelastungsempfinden* ist bezüglich der normierten *Fzpower (5p)* *schwach* negativ (-0,43).

Die Antrittsparameter *maximales Kraftäquivalent* (Fmax) und die *Kraftzunahme pro Zeit* (tanaf) gewissermaßen die „Antrittsgeschwindigkeit“ - liefern in allen Belastungsmessungen einen *schwachen* positiven Zusammenhang (0,57 bis 0,37) mit *zeitlichen Komponenten* der *frontalen* (Fz) und *zentralen* (Cz) MRCPs und vereinzelt negative Zusammenhänge mit *Cz-Amplitudenrelationen*.

6.1.10 Ergebniszusammenfassung zum Belastungskomplex 1

Im Belastungskomplex 1 wurden drei Belastungsregime konzipiert. Diese Regime beinhalteten standardisierte Antrittserien mit Erfassung der hirnelektrischen Daten (MRCPs) nach individuell an die Leistungsfähigkeit angepasster physischer Belastungsintensität oder kognitiver Belastung. Während sich die drei Belastungsregime und die jeweils darin abverlangten Leistungen unterscheiden, sollen die Beanspruchungen für die Probandenkollektive vergleichbar sein. Die Differenzierung der Probandenkollektive nach *Trainingsumfang*, *Sprungbeinpräferenz* und *motorischer Lateralität* scheint nach Literaturstudium und Korrelationsergebnissen sinnvoll zu sein. Es ergeben sich schwache positive Beziehungen zwischen dem Faktor *Trainingsumfang* mit *FB-Leistungsparametern* und *Befindlichkeitswertungen*. Ferner nimmt die *Sprungbeinpräferenz* mittelstarken positiven Einfluss auf die gemessenen *Antrittsparameter*. Die Lateralität korreliert schwach positiv mit zentralen MRCP-Powerwerten und teilweise negativ mit frontalen Parametern.

Die geforderten vergleichbaren Beanspruchungen lassen sich folgendermaßen beschreiben: Es zeigt sich, dass sich die *relativierten Leistungswerte* bei FB gegenüber OB zumindest in den hohen Belastungsstufen nicht signifikant unterscheiden. Außerdem erreichen sie im Gruppenmittel zwischen 94-97% somit nahezu die maximale Leistungsfähigkeit (100%). Die KB-Untersuchung zeigt zum Normvergleich eine um 20% höhere Aufgabenbewältigung im Konzentrationsbelastungstest mit signifikant geringerem Fehleranteil. Die peripheren Beanspruchungsparameter wie *Herzfrequenz*, *Blutdruck* und *Leistungen* liefern signifikante Zunahmen mit zunehmender Belastungsintensität und die Herz-Kreislauf Beanspruchung (HF) zeigt signifikante Gruppenunterschiede zwischen FB, OB und KB. Die höchsten Werte werden bei der FB-Untersuchung ermittelt. Des Weiteren zeigte sich, dass das *subjektive Ausbelastungsgefühl* (Erschöpfung) nur nach physischer (FB, OB), nicht nach kognitiver Belastung, erreicht wird. Es zeigen sich korrelative positive Beziehungen zwischen der *FB-Leistungsfähigkeit* zu absolvierter *maximaler Stufenbelastung*, *Herzfrequenz* und metabolischem System (*Laktat*, *Ammoniak*).

Die metabolischen Beanspruchungsparameter *Laktat* und *Ammoniak* liefern signifikante Belastungsabhängigkeit mit hohen Konzentrationen bei hohen Belastungen. Die Untersuchungsgruppen unterscheiden sich ausschließlich beim *Ammoniak* zwischen physischem (FB, OB) und kognitivem KB-Belastungsregime. Allerdings sind Gruppenunterschiede bei den Ausgangswerten mit niedrigeren Werten bei FB im Vergleich zu OB und KB beobachtbar.

Die Parameter im Stress-System zeigen sinkende *Dopaminsulfatspiegel* zwischen Ausgangs- und maximalen Belastungswerten bei FB und KB. Dass diese Abnahmen größer sind, je höher die *maximale FB-Leistung* ist, besagt die negative Korrelation zwischen den Parametern. Blutzellen und Hämatokrit nehmen nach maximaler Belastung signifikant zu. Die Testreihe FB liefert signifikant höhere *Leukozytenzahlen* als die KB-Untersuchung. Des Weiteren können keine weiteren Gruppenunterschiede festgestellt werden.

Die psychometrisch erfassten Befindlichkeiten zeigen keine *signifikante* Veränderung der *Gesamtbefindlichkeit*. Allerdings gibt es tendenzielle Abnahmen und niedrigste Wertungen bei FB-Untersuchung. Die Differenzierung zwischen den Subkategorien „*Vitalität*“, „*Vigilanz*“ und „*Intrapsychisches Gleichgewicht*“ liefert bei physischen Belastungen (FB und OB) signifikante Abnahmen, während die Punktwertungen für „*Außenzuwendung*“ (SE) bei OB und bei KB zunehmen. In FB fühlen sich die Probanden erschöpfter als in den anderen Untersuchungen. In KB hingegen fühlen sie sich trotz höherer Testleistungen und geringerer *Fehlerzahl* zur Vergleichsnorm nicht ausbelastet. Korrelativ zeigt sich, dass mit zunehmender Testleistung die *Vitalitäts-* und *Vigilanz-*empfindungen abnehmen. Ebenso nehmen die Probanden mit größerer maximaler *Herzfrequenz* eine stärkere Ausbelastung wahr.

Die Antrittsbewegungen entsprechen bei allen Untersuchungen gleicher maximaler *Kraft* und „*Geschwindigkeit*“ (Kraftzunahme pro Zeit). Somit sind die Ergebnisse der zentralnervalen „antrittsevozierten“ MRCPs auch in Hinblick auf das Beanspruchungsausmaß vergleichbar.

Feststellen lassen sich belastungsabhängige Zunahmen der *zentralen (Cz) Negativität* bei physischer Belastung in *Maximal-Amplitude* und *Ausmaß* (Power). Deutliche Unterschiede bei den MRCPs zeigen sich *frontal* und *parietal*, wenn die Bewegungsmuskulatur zuvor zusätzlich beansprucht wurde (FB). Hierbei sind besonders die MRCP-Intensität (Negativitätshöhe), -Ausmaß und -Verbreitung (Topographie) beeinflusst. Bestätigung finden diese Ergebnisse in der gegenläufigen Korrelation besagter FB-Leistung mit *zentraler (Cz)* und *frontaler MRCP-Negativität*. Die OB-Leistung weist hingegen mehr negativen Einfluss auf die zeitlichen Komponenten (Latenzen) der *zentralen (Cz)* MRCPs auf.

Die psychometrischen Befindlichkeitseinflüsse und Antrittsbewegungseinflüsse auf die hirnelektrischen MRCPs weisen überwiegend schwache positive Einflüsse zu zeitlichen MRCP-Komponenten auf.

6.2 Belastungskomplex 2

Alle statistisch ermittelten Ergebnisse sind vollständig im Anhang XVIII -XXII nachzulesen. Aus Gründen der Übersichtlichkeit werden nur die für die Fragestellung bedeutsamen Ergebnisse abgebildet. Alle anderen sind in ergänzenden Tabellen im Anhang XXII dargestellt.

6.2.1 Beanspruchungsparameter

Die GLM liefert bei 21 untersuchten Sportlern zwischen den Untersuchungsgruppen signifikante Zwischensubjekteffekte in der absoluten (P_{\max} in Watt) [$p=0,004$, F-Ratio 3,274] und relativen (P_{rel} in Watt/kg) [$p=0,000$, F-Ratio 6,785] *Leistungsfähigkeit*. Zur Betrachtung der Messwerte mit Gruppendifferenzierung siehe Abb. 35 oder Tab. 7 im Methodikteil.

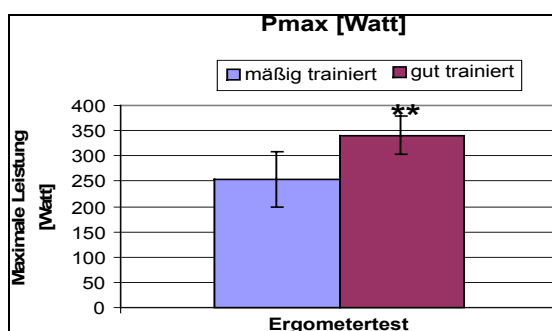


Abb. 35: Mittlere Leistungsfähigkeit (P_{\max}) [Watt] nach Leistungsgruppen (mäßig-, gut trainiert) differenziert.

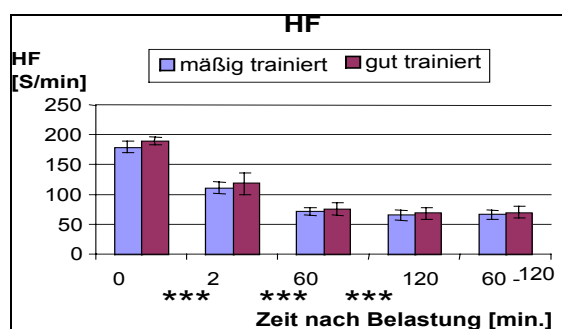


Abb. 36: Herzfrequenzen [S/min] in Mittelwert und Standardabweichung während passiv liegender Regeneration nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern.

Die *Herzfrequenzen* (HF) zeigen bezüglich des Faktors Regenerationszeit einen signifikanten Effekt [$p<0,001$, F-Ratio 204.945]. Die HF (siehe Abb. 36) nehmen vom Maximum direkt nach Belastung (M1) in der weiter folgenden Regeneration (zunächst steil bis M2 und dann flach) signifikant von Messzeit zu Messzeit bis 2 Stunden nach Belastungsende ab [$p<0,001$], nur mit tendenziell höheren Werten bei den leistungsfähigeren Probanden.

6.2.2 Stress-System und Blutparameter

Die GLM bzw. der Friedman-Test zeigt bei den *Katecholaminen* (siehe Abb. 37) höchst-signifikante Regenerationszeiteffekte, jedoch keine Gruppeneffekte. Die Ergeb-

nisse im Einzelnen: *Dopamin* (Dop) [$p < 0.001$, F-Ratio 13.822], *Noradrenalin* (NA) [$p < 0.001$, F-Ratio 78.178], *Adrenalin* (A) [$p < 0.001$ Z-Ratio 8.699].

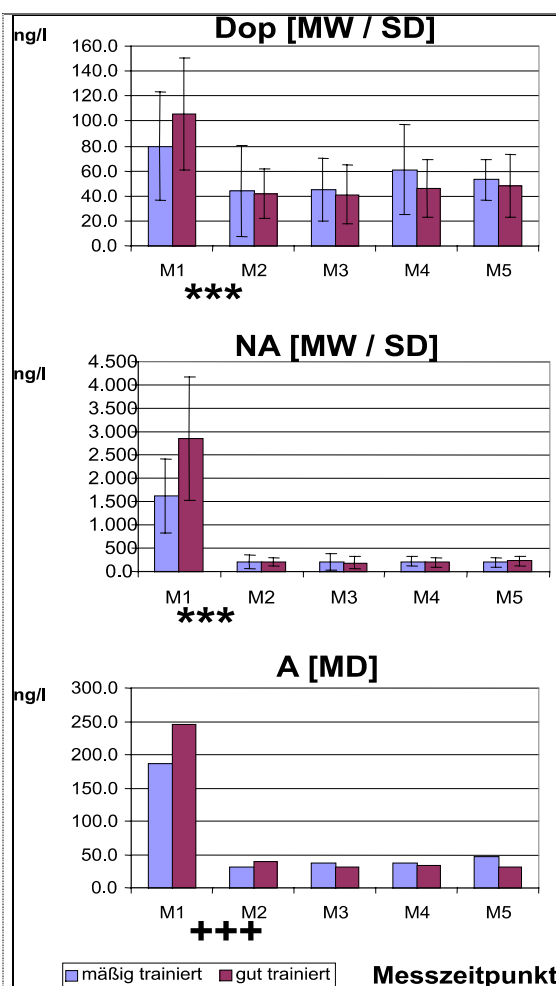


Abb. 37: Mittelwert u. Standardabweichung bzw. Mediane der Katecholamine [ng/l] (Dopamin, Noradrenalin und Adrenalin) während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt $n=21$ für $p < 0.001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon.

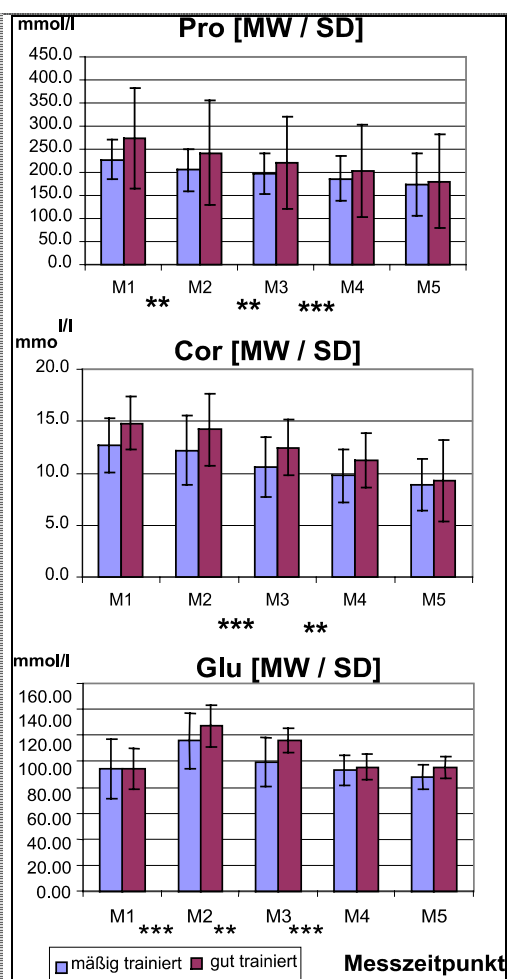


Abb. 38: Stressreaktive Parameter: Prolaktin (Pro), Cortisolwerte (Cor) und Glucose (gluc) [mmol/l] in Mittelwert u. Standardabweichung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt, $n=21$ für $p < 0.001$: *** nach t-Test und ++ nach Wilcoxon.

Abb. 37 zeigt die beanspruchungsbedingt erhöhten Werte im Mittel für *Dop* (40-110 ng/l), für *NA* (50-2900 ng/l) und für *A* (35-500 ng/l) in der Frühregeneration (M1), die bis 45 min nach Belastung signifikant in den oberen Normbereich abfallen. In der weiteren Regeneration sind keine signifikanten Verschiebungen vom oberen in den mittleren Normbereich zu verzeichnen. Auffallend sind die deutlich höheren Katecholaminwerte bei der „gut-leistungsfähigen“ Gruppe gegenüber der „mäßig-Leistungsfähigen“. Die

statistische Analyse mit dem Faktor „Leistungsgruppe“ kann aber nicht mehr als einen Trend bei NA [$p=0.055$, F-Ratio 4.19] aufzeigen.

Prolaktin (Pro) [$p<0.001$, F-Ratio 19.995], *Cortisol* (Cor) [$p<0.001$, F-Ratio 13.865] und *Glucose* (Glu) [$p<0.001$, F-Ratio 17,920] zeigen in der GLM signifikante Regenerationszeiteffekte und keine Gruppeneffekte (siehe Abb. 38). Im Einzelnen liegt *Pro* nach Belastungsende (M1) im hohen Normbereich (50-400 mIU/l) und zeigt im Regenerationsverlauf einen gleichmäßigen signifikanten Abfall bis zu M4 in den unteren Normbereichen. Beim *Cor* ist ein ähnliches Verhalten im Normbereich (8-16 mIU/l) mit zeitlichem „delay“ beim Rückgang und Rückkehr in den Tagesrhythmus festzustellen.

Die *Blutzuckerkonzentration* (Gluc) liefert tendenziell leicht höhere Konzentrationen (M2-M5) bei den „gut-Leistungsfähigen“. Die gemessene Glucosekonzentration im Blut steigt von M1 zu M2 signifikant [$p<0.001$, F-Ratio -5.804] an, bevor sie von M2 zu M3 [$p=0.004$, F-Ratio 3.248] bzw. M3 zu M4 [$p<0.001$, F-Ratio 4.780] schrittweise signifikant abnimmt. Dies ist ein Effekt des zuckerhaltigen Regenerationsdrinks.

Die gemessenen *Erythrozytenzahlen* (Ery) und *Leukozytenzahlen* (Leu) sind der Abb. 39 zu entnehmen.

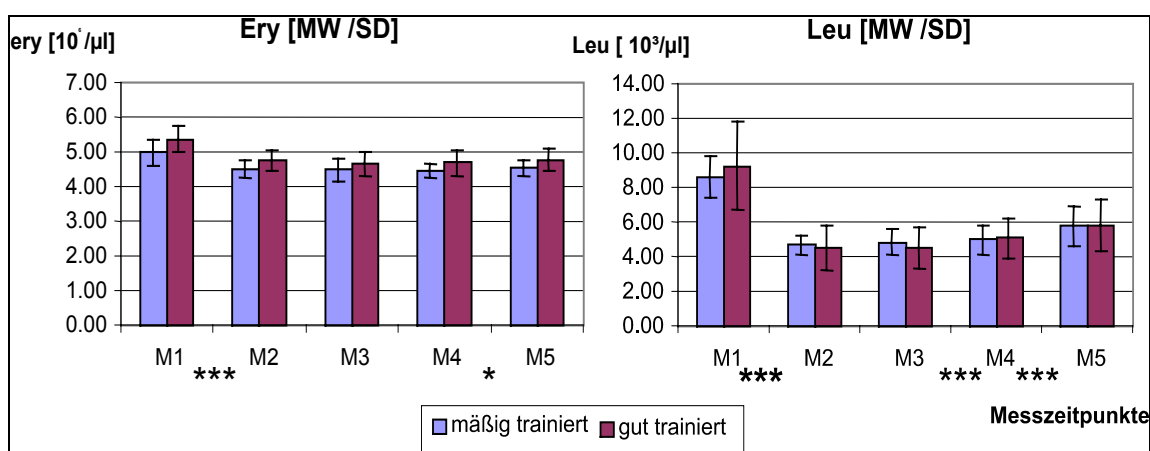


Abb. 39: Blutzellen: Erythrozyten (ery) [$10^6/\mu\text{l}$], Leukozyten (leu) [$10^3/\mu\text{l}$] während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt, $n=21$ für $p<0,001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon.

Es können keine signifikanten Unterschiede zwischen den Leistungsgruppen festgestellt werden, obwohl die *gut-leistungsfähigen* Sportler tendenziell höhere *Ery*-Konzentrationen aufweisen.

Allerdings zeigen sich bezüglich des Faktors Regenerationszeit signifikante Veränderungen. Im Einzelnen: die *Ery*-Konzentration fällt ausgehend von einem Ausgangsni-

veau von $5-5,5 \cdot 10^6/\mu\text{l}$ in der Frühregeneration (M1 zu M2) signifikant [$p < 0.001$, F-Ratio 9.484] auf Wertenniveau um $4.5 \cdot 10^6/\mu\text{l}$ ab. Erst zu M5 nehmen die *Erys* wieder signifikant [$p = 0.016$, F-Ratio -2.629] zu.

Bei den *Leu* findet zwischen M1 und M2 eine signifikante Abnahme [$p < 0.001$, F-ratio 14.913] statt und zwischen Regenerationsminute 45 und 60 (M2-M3) bildet sich ein Plateau. In der weiteren Erholungszeit ist eine stufenweise signifikante Zunahme (M3-M4), [$p < 0.001$, F-Ratio -4,721]; (M4-M5) [$p < 0.001$, F-Ratio -5.888] zu erkennen.

Der Kontrollparameter *Kreatinin* (*Krea*), hier nicht dargestellt, zeigt einen Erholungseffekt [$p < 0,001$, F-Ratio 29,079] aber keinen Gruppeneffekt. Er fällt von erhöhten Normwerten um $1,15\text{mmol/l}$ direkt nach Belastung (M1/M2) höchst-signifikant [$p < 0,001$, F-Ratio 10.401] auf niedrigere Normwerte, die konstant auf ca. 1mmol/l im weiteren Erholungsverlauf verbleiben.

6.2.3 Spontan-EEG Frequenzspektrum im Regenerationsverlauf

6.2.3.1 Qualitative Analyse

Das EEG in der Regenerationsphase stellt sich in Frequenzen und Topographie höchst unterschiedlich dar. Die hier nicht dargestellten Theta- und Alpha1-Frequenzbänder zeigen keinen Messzeiteffekt. Zur Datenreduktion werden in der Abb. 40 nur Frequenzen qualitativ dargestellt, die statistisch signifikante Veränderungen in der Regenerationsphase aufweisen. Entsprechend dem jeweiligen Skalenniveau (rechte Spalte) bedeuten im Glühfarbenmodus niedrigere Leistungsdichten „kalte“-rot bis schwarze Glühfarben, hohe Leistungsdichten bedeuten „heiße“-blau bis weiße Glühfarben. Die Hirnkarten sind dargestellt mit frontaler Orientierung links.

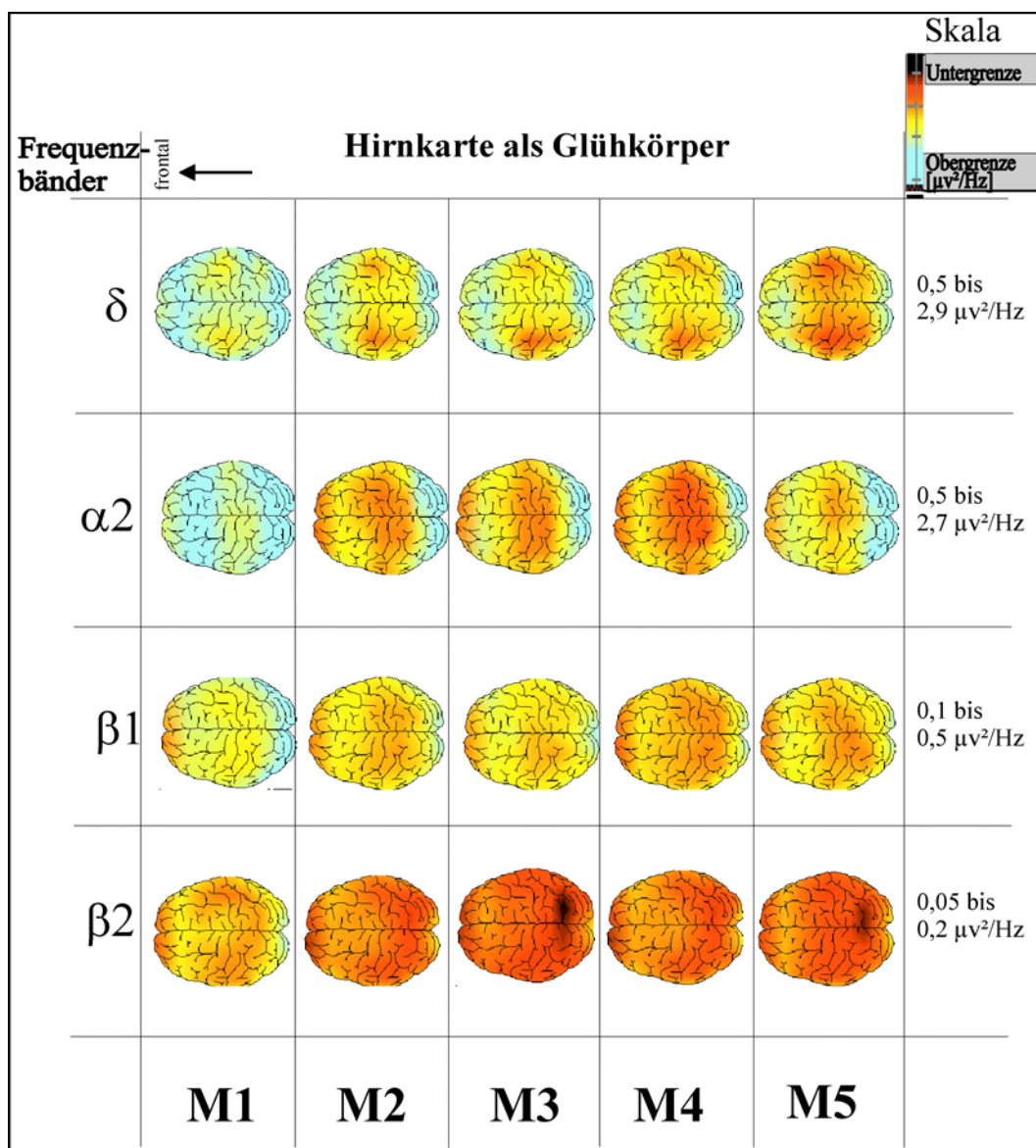


Abb. 40: Qualitative Darstellung der spektralen Leistungsdichten, statistisch relevanter Frequenzbänder (Delta=1,25-4,5Hz, Alpha2=9,75-12,5Hz, Beta1=12,75-18,5 Hz, Beta2=18,75-35 Hz) im EEG während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei gesunden Sportlern (n=21). Die spektralen Leistungsdichten sind im Glühfarbenmodus (ab unterem Skalenniveau schwarz mit zunehmender Leistungsdichte über rot, gelb bis oberem Skalenniveau hellblau und darüber weißlich) als Hirnkarten dargestellt. Die Skalen für das jeweilige Frequenzband stehen in der rechten Spalte, die Farbkodierung ist oben links zu entnehmen. Die Hirnkarten stellen eine Aufsicht auf den Kortex dar, die Orientierung ist dabei links=frontal (siehe oben links).

Während die elektrischen Leistungen in der „langsamen“ Deltafrequenz (1,25-4,5 Hz) im Verlauf von Früh- (M1) über Mittel- (M2-3) und Spätregeneration (M4-5) besonders in motorisch und sensomotorischen Regionen mit links-zentraler Gewichtung (M2-M5) kontinuierlich bis zum Ende des Beobachtungszeitraumes abnehmen (mehr Rotfärbung), zeigen die schnelleren Alpha2-, Beta1- und Beta2-Frequenzen, nach dem

ebenfalls vor allem frontal und zentral die Leistung zurückgegangen war, „Reboundanstiege“ in späten Messzeitpunkten (M5 bzw. M4). Im Alpha2-Band fällt die zunächst hohe elektrische Leistungsdichte (hellblaue Gebiete) fast über dem gesamten Kortex mit Ausnahme okzipitaler Regionen im weiteren Erholungsverlauf hirntopographisch unterschiedlich ab. Die Abnahme ist in der frühen- (M1) und mittleren Erholungsphase (M2) präfrontal und parieto-zentral -asymmetrisch rechts betont (schneller). In der 75. Erholungsminute (M4) ist die Alpha2-Rückstellung parieto-zentral symmetrisch, großflächiger ausgeprägt mit Einbeziehung auch temporaler Regionen. Diesem Zustand folgt in der späten Erholungsphase (M5) im Vergleich zu M4 ein von okzipital und links-zentralem besonders ausgeprägter Alpha2-Wiederaufstieg (hellblau und gelbe Rindenregionen).

Beta1 zeigt ebenfalls eine relativ hohe Leistungsdichte (gelb und hellbau) in der Früherholung (M1). Die Rückstellungen der Beta1-Leistungen sind unstetig. Erst zum späteren Zeitpunkt (M4) ist eine deutliche Abnahme vor allem in frontalen- sowie parieto-zentralen (sensomotorischen) Rindenregionen erkennbar. In der Spätphase der Erholung (M5) entsteht der eingangs beschriebene „Reboundanstieg“ der Beta1-Leistungsdichte mit topographischen „Schwerpunkten“ präfrontal-links. Die Beta2-Leistungsdichte zeigt im Regenerationsverlauf (M1-M3) eine stetige gesamt kortikale Abnahme mit regionaler rechts-parietaler Betonung. In M4 verglichen zu M3 ist eine Beta2-Leistungszunahme insbesondere in frontalen- und rechts-parietalen Arealen erkennbar, die in M5 bis auf einen kleinen frontalen Streifen wieder abnimmt.

6.2.3.2 Quantitative Auswertung des Regenerationszeiteffektes im spektral-topographischen EEG

Außer Theta- und Alpha1 lieferten die übrigen EEG-Frequenzen signifikante *Regenerationseffekte* in verschiedenen Hirngebieten, die wie folgt zusammengefasst werden:

- Delta an 8 Messpositionen: temporal, frontal, rechts-zentral, mehrheitlich hemisphärisch [$p=0,028-0,002$; $F=2,875-4,749$].
- Alpha2 an allen 17 Messorten [$p=0,010-0,000$] bzw. [$p=0,024-0,000$; $F=2,981-5,775$].
- Beta1 an 15 Positionen der Hirnrinde außer (Fz, F4) mit [$p=0,039-0,000$; $F=2,657-10,743$].
- Beta2 an 17 Elektroden: gesamte Hirnrinde [$p=0,015-0,000$, $F=3,308-14,069$], bzw. [$p=0,046-0,004$].

Die post hoc Ergebnisse sind in Tab. 12 aufgeführt. Sie bestätigen die vorher beschriebenen qualitativen Muster von Zeit und Ort.

Tab. 12: „Regenerationszeiteffekte“ im EEG: Leistungsdichten zu M1 Mittelwert [MW] und Standardabweichung [SD] (nichtparametrische Parameter als Median [MD]) nach post hoc Prüfstatistik (t-Test bzw. Wilcoxon-Test). Richtungstrend der Werte und Signifikanz (*/+ = $p < 0,05$, **/+ = $p < 0,001$)

Parameter Frequenz- Elektrode	MD bzw. Mw \pm SD [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$]	Regenerationseffekt Post Hoc Test Faktor: Zeit ($p = 0.05$ T-Test/+ $p = 0.05$ Wilcoxon)				
		M1	M2-M1	M3-M2	M4-M3	M5-M4
Delta_c4	5.6		↓	↑	↓	↑+
Alpha2_c4	6.1 \pm 3.9		↓*	↓	↓	↑*
Alpha2_c3	4.9		↑	↓+	↑	↓
Alpha2_cz	5.5		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f3	9.9		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f4	9.4		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f7	8.8		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f8	9.3		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_o1	25.6		↓	↓+	↑	↓
Alpha2_o2	23.8		↓	↓++	↑	↓
Alpha2_p4	12.6		↓	↓+	↑	↑
Alpha2_pz	10.2		↓	↓+	↑	↑
Beta1_pz	2.3 \pm 1.3		↓	-	↓*	↑
Beta1_p4	2.5 \pm 1.4		↓	↓	↓*	↑*
Beta1_o1	4.0 \pm 2.0		↓	↓*	↓	↑
Beta1_f8	2.3 \pm 1.0		↓	↑	↓*	-
Beta1_f7	2.3 \pm 0.9		↓*	↑	↓	-
Beta1_f3	2.4 \pm 1.3		↓*	↑	↓*	↑
Beta1_c3	1.7 \pm 1.0		↓	-	↓*	-
Beta2_pz	1.6 \pm 0.8		↓*	↓*	↓	↑
Beta2_p4	1.6 \pm 0.8		↓	↓*	-	↑*
Beta2_p3	1.6 \pm 0.8		↓*	↓	↓	↑*
Beta2_o2	2.6 \pm 1.4		↓*	↓*	-	-
Beta2_o1	2.4 \pm 0.9		↓*	↓**	↓	↑
Beta2_fz	2.0 \pm 0.9		↓	-	↓*	↑
Beta2_f7	2.1 \pm 0.8		↓*	↓	↑	-
Beta2_f4	2.0 \pm 0.8		↓*	-	↓	↑
Beta2_f3	2.0 \pm 0.8		↓*	-	↓	↑
Beta2_c4	1.5 \pm 0.9		↓	↓	↓	↑*
Beta2_c3	1.6 \pm 0.9		↓	↓*	-	-
Beta2_cz	1.4		↑	↓	↓+	↑

Statistisch signifikant sind die Alpha2-Abnahmen nach mittlerer Erholungszeit (zw. M2 - M3), besonders frontal, zentral, okzipital und etwas in parietaler Hirnrinde (Tab. 12). Die Beta1-Leistungsdichten zeigen im Erholungsverlauf frontal-, parietal- und links-zentral (C3)- schwankende Abnahmen, die überwiegend erst in später Regenerationsphase (M4) Signifikanzniveaus erreichen. Einzige Ausnahme bildet die Beta1-Leistung links-frontal zu M3 (siehe Tab. 12). In der Beta2-Frequenz finden sich bereits

in der Früherholung (M1 - M2) frontal- okzipital- und links-parieto-zentral signifikante Abnahmen (Abb. 40 und Tab. 12). Im weiteren Erholungsverlauf erweisen sich die Beta2-Abnahmen in M3 rechts-parieto-zentral und okzipital signifikant mit „Reboundanstieg“ in M4 anhaltend bis M5.

Die mittleren EEG-Leistungsdichten des jeweiligen Frequenzbandes mit Elektrodenposition, Messzeit und Verteilungsform (nichtparametrisch/ parametrisch), die nicht nach Gruppen differenziert sind, finden sich im Anhang XIX - XXI.

6.2.3.3 Spontan-EEG: Einfluss der Leistungsfähigkeit

Im EEG-Frequenzspektrum detektiert die GLM signifikante Gruppenunterschiede ausschließlich im Thetaband über dem fronto-zentralen Kortex (Fz) [$p=0,045$, F-Ratio 4,594] mit signifikant geringeren Leistungsdichten bei den „gut-Leistungsfähigen“ in M1 [$p=0,05$, F-Ratio 2,039] und M5 [$p=0,028$, F-Ratio 2,378] (siehe Abb. 41). Der Friedman Test für nichtparametrische Verteilung liefert ebenfalls einen signifikanten Gruppeneffekt in parieto-zentraler Alpha2-Leistungsdichte [$p=0,045$] mit signifikant erhöhter Alpha2-Leistung im M5 [$p=0,045$, Z-Ratio $-2,008$] bei „gut-Leistungsfähigen“ (siehe Abb. 42). Darüber hinaus können keine signifikanten Gruppeneffekte festgestellt werden.

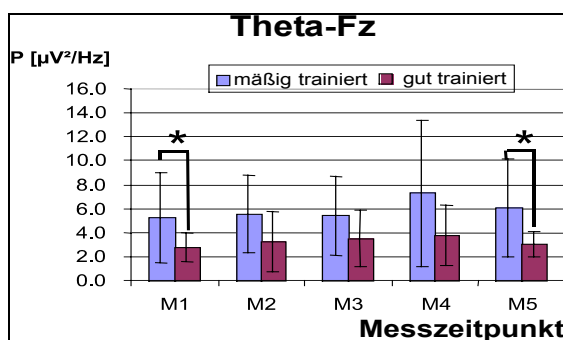


Abb. 41: Fronto-zentrale Thetaleistungsdichte [$\mu V^2/Hz$] in Mittelwert u. Standardabweichung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p<0,05$: * nach t-Test für unabhängige Stichproben.

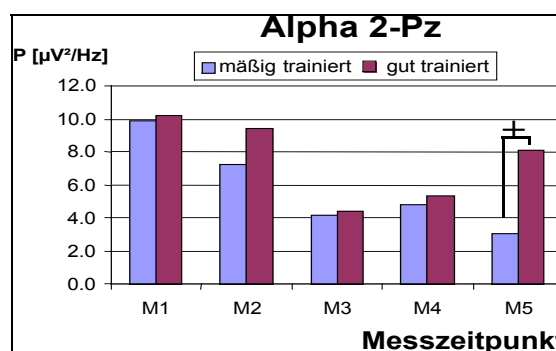


Abb. 42: Parieto-zentrale Alpha2 Leistungsdichte [$\mu V^2/Hz$] in Mediarstellung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1= 3 min, M2= 45 min, M3= 60 min, M4= 75 min, M5= 135 min nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig ($n=10$) und gut trainierten ($n=11$) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p<0,05$: + nach Mann Whitney-U Test.

6.2.4 Sympathico-adrenerge Downregulation (korrelative Betrachtung)

Es wurden nur Korrelationen zu M1 berechnet. Die Korrelationsmatrixen werden aufgrund des Umfangs nicht dargestellt.

Zusammenfassend werden die korrelativen Ergebnisse zwischen zentralem System (EEG) und stressreaktivem peripheren System (Katecholamine, Hormone) in Tab. 13 dargestellt.

Die Korrelationen zwischen EEG-Werten die im Erholungsverlauf statistisch signifikante Veränderungen aufwiesen und den Katecholaminen zeigen signifikante Zusammenhänge von NA mit *frontaler*, *zentraler* und *rechts-parietaler Alpha2-Leistungsdichte* mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,45 und 0,63 und höchst-signifikante Korrelationen mit *frontaler*, *links-zentraler* und *parietaler Beta2-Leistungsdichte* (Koeffizienten zwischen 0,43 und 0,75). Des Weiteren liefert NA signifikante Korrelationen zur relativen *maximalen Leistung* und *maximalen Herzfrequenz*. Dop korreliert signifikant mit *links-zentraler Alpha2-Leistung* (0,49) und mit *parietaler Beta2-Leistungsdichte* (0,5-0,6). Die Parameter Cortisol und Prolaktin liefern keine signifikanten Assoziationen zum EEG in M1.

Tab. 13: Ausgewählte Korrelationen zum ersten Messzeitpunkt (M1) zwischen Katecholaminen und statistisch auffälligen EEG- bzw. Beanspruchungsparametern: mit Pearson- oder Spearman=Fattdruck Korrelationskoeffizienten und Irrtumswahrscheinlichkeit (p)

Korrelationen zu M1 bei Parametern: Katecholaminen (NA, A, Dop) und EEG Frequenzleistungen sowie Beanspruchungsdaten (HF, max Pretestpower, PPO)					
Parameter	Messposition/ Korrelations- koeffizient/p	Messposition/ Korrelations- koeffizient/p	Messposition/ Korrelations- koeffizient/p	Region	Korrelationsbeziehung in max-min. Korrelationskoeffizient
NA - Beta2	F3/0.50/0.02	Fz/0.48/0.03	F4/0.43/0.05	Frontal	Frontal/0.05-0.43/
NA - Beta2	C3/0.44/0.05	Cz/0.45/0.04	C4/-/-	Zentral	Linkszenal/0.45-0.44
NA - Beta2	P3/0.75/0.000	Pz/0.58/0.006	P4/0.60/0.004	Parietal	Parietal/0.75-0.58
NA - Alpha2	F3/0.53/0.01	Fz/-/-	F4/0.46/0.04	Frontal	Frontolateral/0.53-0.46
NA - Alpha2	C3/0.63/0.002	Cz/0.56/0.009	C4/0.57/0.006	Zentral	Zentral/0.63-0.56
NA - Alpha2	P3/-/-	Pz/0.55/0.009	P4/0.52/0.01	Parietal	Rechtsparietal/0.55-0.51
Dop - Alpha2	C3/0.49/0.003	Cz/0.48/0.003	C4/-/-	Zentral	Linkszenal/0.49-0.48
Dop - Beta2	P3/0.5/0.02	Pz/0.54/0.01	P4/-/-	Parietal	Linksparietal/0.54-0.50
NA-relmaxPPO/0.51/0.01					peripher/0.51
A - maxHF	/0.71/0.000				peripher/0.71

6.2.5 Ergebniszusammenfassung zum Belastungskomplex 2

Im Belastungskomplex 2 wurde die hirnelektrische Rückstellung nach reproduzierbarer, physischer „Stressauslenkung“ durch maximale Fahrradergometrie (FB) untersucht. Die Hypothese, dass gut ausdauerleistungsfähige Sportler besser/kürzer regenerieren, wird im Nachbelastungszeitverlauf anhand des Gruppenfaktors „Leistung“ überprüft.

Die Untersuchungsgruppen erweisen sich (einfaktoriellen ANOVA) in der *maximalen Ausdauerleistungsfähigkeit* als *signifikant* verschieden ($p=0,004$, T-3,274). Die „*gut-Leistungsfähigen*“ leisten 340 ± 54 Watt (etwa 4,5 Watt/kg) signifikant mehr als die „*mäßig-Leistungsfähigen*“ mit 275 ± 38 Watt (etwa 3,5 Watt/kg). Beide Gruppen erbringen 100% ihrer vorgetesteten *maximalen Leistungsfähigkeit*. Die hohe körperliche Beanspruchung in den Test-Situationen wird durch die hohe Auslenkung der physischen Parameter aus den gewählten Systemkreisen belegt. Z.B. zeigen die maximalen *Herzfrequenzen* mit 180-190 1/min die Auslenkung der Katecholaminwerte (*DOP*, *NA*, *A*), Hormone (*Pro*, *Cor*), *Kreatinin*, Blutzellen (*Erythro*-, *Leukozyten*) im oberen Normbereich ohne Gruppenunterschiede. In der Rückstellphase zeigen die Parameter *signifikante* Regenerationseffekte, die besonders in der Frühregeneration 3 bis 45 min nach Belastung auftreten.

Die *Ausdauerleistungsfähigkeit* zeigt nur *schwach-signifikante* Gruppeneffekte mit geringerer *fronto-zentraler Theta-Leistung* ($p=0,045$, F-Ratio=4,594) in der frühen (3-45 min) und höherer *parieto-zentralen Alpha2-Leistungsdichte* ($p=0,045$) in der späten Phase (135 min) bei den „*gut-Leistungsfähigen*“.

Signifikante Regenerationseffekte zeigen außer der *rechts-zentralen Delta-Frequenz* besonders die schnelleren EEG-Frequenzen ab *Alpha2* bis *Beta2* in unterschiedlicher Weise. Während die *Alpha2-Leistungen rechts-parietal* in mittlerer Regenerationsphase zurückgehen, nehmen die *frontalen Beta1-Leistungen* besonders in der Frühregeneration ab, gefolgt von teilweisen „Reboundanstiegen“ in der letzten Ruhephase. *Frontale*, *zentrale* und *okzipitale Beta2-Leistungen* haben einen ähnlichen Verlauf, d.h. Abnahmen bis zur 75ten min, gefolgt von „Reboundanstiegen“ nach 135 min Regeneration. Der Rückgang der elektrischen Leistung fängt bei schnellen Frequenzen an und geht dann zu den langsamen, ist frontal und okzipital deutlicher. Möglicherweise ist die Erholung abgeschlossen, wenn der Wiederanstieg erfolgt. Darin unterscheiden sich parietal und zentral die besser Leistungsfähigen von den mäßig Leistungsfähigen.

Korrelationen wurden nur zur frühregenerativen Messung (M1) berechnet. Es finden sich keine Zusammenhänge zwischen stressreaktiven Hormonen (*Cor*, *Pro*) und *EEG-Parametern*. *Schwache* bis *mittlere* Korrelationen bezüglich peripherer Stressparameter *NA* ergeben sich mit *frontaler*, *zentraler* und *rechts-parietaler Alpha2*- sowie schwach bis hohe Zusammenhänge mit *frontaler*, *links-zentraler* und *parietaler Beta2-Leistung*. *Dop* zeigt eher Beziehungen zur *links-zentralen Alpha2*- und *parietaler Beta2-Leistungsdichte*. Weitere Korrelationen zeigen *NA* zu Leistungs- und Beanspruchungsparametern wie beispielsweise zur *HF*.

7 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurden zwei Forschungsansätze zu sportlichen Belastungsauswirkungen auf das ZNS verfolgt: 1.) Die Auswirkungen unterschiedlicher Belastungsregime bis zur Erschöpfung auf die kortikale Planung einer sportartspezifischen Bewegung: Antritt des Radfahrens, 2.) Das zentralnervöse Erholungsverhalten nach erschöpfender Ergometriebeanspruchung im hirnelektrischen Abbild des topographischen EEGs in Abhängigkeit vom Leistungszustand.

Zur Beurteilung der Beanspruchungen wurden periphere Kontrollparameter verschiedenen Systemkreisen zugeordnet und blutchemisch, biomechanisch und psychometrisch ermittelt.

Zur Identifizierung kortikaler Repäsentationen der willentlichen Bewegungsgenerierung diente im Belastungskomplex 1 die Messung der Movement-Related-Cortical-Potentials (MRCPs) (vgl. KORNHUBER ET AL. 1980, S. 239; SCHÖBER 1987). Die Eignung dieser Verfahren auch zur Erfassung von Ermüdungsphänomenen auf der ZNS-Ebene wurde bereits untersucht (BARTHEL ET AL. 2002; JOHNSTON ET AL. 2001; FREUDE & ULLSPERGER 1987).

Als sportspezifische Bewegungshandlung wurden willkürliche, rechtsbeinige Pedalantritte auf dem Fahrradergometer im ausgeruhten (Ausgangswert), erwärmten und submaximal und maximal beanspruchten Zustand und deren MRCPs untersucht (vgl. BARTHEL ET AL. 2002).

Die bisherigen Arbeiten zu der Thematik konnten nicht zwischen zentralen und peripheren Einflüssen bei Ermüdung differenzieren (BARTHEL ET AL. 2002, JOHNSTON ET AL. 2001, FREUDE & ULLSPERGER 1987). Dies ist aber von Bedeutung für ein besseres Verständnis zentraler Belastungsauswirkungen.

Deshalb erfolgte in dem vorliegenden Forschungsansatz „Belastungskomplex 1“ eine Differenzierung durch den Einsatz unterschiedlicher Belastungsregime mit vergleichbarem Beanspruchungsniveau. Hierbei wurden die Probanden fahrradergometrisch (FB), armkurbelergometrisch (OB) und rein kognitiv belastet (KB), so dass zwei Bedingungen mit körperlichen Beanspruchungen entstanden, in denen einmal die Testbewegungsmuskulatur beansprucht und einmal ausgeruht war. Zur Aufdeckung möglicher psychischer Belastungseinflüsse auf die zentrale Bewegungsgenerierung diente die zusätzliche Untersuchungsbedingung kognitiver Beanspruchungen (KB).

Im zweiten Forschungsansatz „Belastungskomplex 2“ wurde das kortikale Umstellungsverhalten bei passiver Erholung bis 2 Stunden nach physisch erschöpfender Belastung mit dem Spontan-EEG erfasst. Das EEG stellt ein gängiges psychophysiologisches Messverfahren dar (MECHAU 2001; SCHUMANN 1996, S. 73; BRACH 1996; SCHUMANN 1985), welches seine Eignung bei Aktivierungsmessungen bewiesen hat (MECHAU 2001; BRACH 1996; KUBIZ & MOTT 1996; BRACH ET AL. 1994; SCHRODE 1986; BEYER & SCHUMANN 1981). Daher ist es naheliegend, dass es sich deshalb auch für die kortikale Umkehrung dieser Prozesse eignen sollte (vgl. MECHAU 2001; STOCK 1996; KUBITZ & MOTT 1996). Im vorliegenden Ansatz wird nach Empfehlung von MECHAU (2001) das gesamte EEG-Spektrum in der Umstellung von Ergotropie zu Trophotropie nach erschöpfender Fahrradergometrie untersucht, da auch langsamere EEG-Frequenzbänder signifikante Umstellungsunterschiede aufweisen (MECHAU 2001 S. 25; STOCK 1996; SCHRODE 1986; WARRENBURG ET AL. 1980, S. 90). Um den Einfluss von Bewegungsartefakten und Regulationseinfüssen durch Lageänderungen auszuschließen, wurden die EEG-Messungen, wie die gesamte Erholung, passiv liegend absolviert (vgl. MECHAU 2001, S. 109).

7.1 Belastungskomplex 1

7.1.1 Belastungsabstufung

Für die Vergleichbarkeit der hirnelektrischen Messergebnisse ist es von Bedeutung, dass trotz unterschiedlicher Belastungsregime vergleichbare Beanspruchungen entstehen. Diese Vorgaben, abgeleitet aus Vortests in den Belastungsregimen FB und OB, wurden standardisiert und durch periphere Kontrollparameter überprüft. Die Ergebnisse der anthropometrischen Voraussetzungen liefern eine prinzipielle Vergleichbarkeit. Die Leistungen in den einzelnen Belastungsregimen sind erwartungsgemäß signifikant verschieden, da die physischen Belastungsregime mit unterschiedlich großen Muskelgruppen realisiert werden. Das stellt die geforderte Unabhängigkeit der Gruppenvariable sicher. Die Beanspruchungen werden u.a. anhand der relativen Testleistung zum Vortest definiert. Hier zeigt sich in den physischen Belastungsregimen (FB, OB), zumindest in den submaximalen (4) und maximalen (5) Messbedingungen, ein vergleichbar hohes Beanspruchungsniveau. Maximal lagen die Leistungen bei 94% bzw. 97% der 100%-Vortestleistung (PPOmax). Die Ergebnisse der Blutuntersuchungen und Katecholamine liefern erwartungsgemäße signifikante Anstiege mit physischer Beanspruchung, aber nur einen schwachsignifikanten Gruppeneffekt bei den Leuko-

zyten, der sich zwischen FB und KB manifestiert. Vermutlich wird dieser Effekt durch unterschiedliche Ausgangswerte beeinflusst (siehe Tab. 11).

In den unteren Belastungsstufen erweisen sich die relativen Stufenbelastungen signifikant verschieden. Die KB-Untersuchung stellt sich insofern als nicht vergleichbar heraus, da sie offensichtlich eine gänzlich andere Modalität beansprucht als die physischen Belastungsbedingungen. In der KB-Bedingung erreichen die Probanden im Vergleich zur Referenzgruppe eine schwach-signifikant bessere KLT-Testleistung, geringere Fehleranteile und einen unterdurchschnittlichen Fehlerquotienten (0,5). Diese Ergebnisse lassen nach DÜKER & LIENERT (1959, S. 8) auf eine außerordentlich gute Testleistung schließen, die ebenfalls ein hohes Maß an Beanspruchung mentaler und kognitiver Systeme mit einschließt.

Zur Überprüfung der Beanspruchung dienen vor allem Kontrollparameter aus dem Herz-Kreislaufsystem und dem metabolischen System. Diese Parameter sind allerdings nur zur Beurteilung der physischen Belastungsregime brauchbar. Die signifikanten Anstiege der Herzfrequenz, des Laktats und des Ammoniaks bei zunehmender Belastungsintensität dokumentieren die steigende Beanspruchung der jeweiligen Körpersysteme. Die signifikant geringeren HF-Werte für OB gegenüber FB sind auf die geringeren Leistungen und den geringeren Sauerstoffverbrauch der kleineren Muskelgruppen und damit auf die geringere Kreislaufbelastung zurückzuführen. Der fehlende Laktatunterschied zwischen FB und OB ist durch die Leistungsstandardisierung erklärbar und beweist die Erfüllung der Belastungsvorgabe. Diese sah eine rein aerobe Erwärmungsstufe 1, eine primär aerobe Energiebereitstellung unterhalb des maximalen Laktat Steady-States (max Lass) bei Stufe 2-3, eine stark aktivierte Glykolyse mit Laktatakkumulation bei submaximaler Stufe 4 und einen deutlichen Anteil anaerober Energiebereitstellung bei Laktatwerten um 6 mmol/l bei den maximalen Belastungsstufen 5 vor (FB, OB). Die hohe Beanspruchung des Stoffwechsels findet durch die kapillare Ammoniakkonzentration ebenfalls Bestätigung. Bei hohen anaeroben Belastungen weisen Ammoniakkonzentrationen nach NEUMANN ET AL. (1993, S. 80) und LEHNERTZ & MARTIN (1988, S. 7F) hohe Korrelationen mit Laktatwerten auf. Auffallend ist bei KB die schwach-signifikante Abnahme der Ammoniakkonzentration, die auf die geringe Stoffwechselbelastung zurückzuführen ist.

Exkurs: Interpretation der Stoffwechselfparameter in FB und OB.

Bei vermehrt anaerober Belastung wird im Purinnukleotidzyklus (PNC) das Adenosinmonophosphat (AMP) zu Inosinmonophosphat (IMP) und Ammoniak (NH_3) verstoffwechselt. Bei erhöhter Muskelarbeit gelangt das vermehrt im Muskel gebildete Ammo-

niak über die Blutbahn ins Gehirn und diffundiert in die Hirnzellen, was dort eine Ammoniakakkumulation zur Folge hat (LEHNERTZ 1989, S. 88F). LEHNERTZ (1989) berücksichtigt in seiner Arbeit nicht die Möglichkeit der Detoxifizierung des Ammoniaks durch Glutamat. Dies wird bei MECHAU (2001, S. 145) mit einer möglichen Reduzierung des Neurotransmitters Glutamat diskutiert. Durch die Pufferwirkung von Glutamat für eintretendes Ammoniak ist eine Aktivitätsverschiebung im spontanen EEG zu langsamen Frequenzbereichen denkbar (ebd.). Glutamat ist selbst Neurotransmitter und Vorläufer des hemmenden Neuromodulators GABA (Gamma-Amino-Buttersäure). Ob allerdings bei der vorliegenden Untersuchung in der Kürze der Zeit die Anhäufung ausreichender Ammoniak-Mengen erfolgt, um im Neurotransmitterstoffwechsel auf zentrale Steuerung und Antrieb Einfluss zu nehmen, bleibt eine Frage weiterer Untersuchungen. Die schwachen bis mittleren positive Korrelationen zwischen metabolischen Parametern (Ammoniak und Laktat) und frontalem MRCP-Power deuten auf solche Zusammenhänge hin. Während die Blut-Hirn-Schranke Ammoniak passieren lässt, wird sie als kaum „permeable“ für Laktat angesehen (MECHAU 2001, S. 143). Es ist also unklar, wie viel Laktat auf welchem Wege zentral Einfluss nehmen kann. Diese Substanz ist eher als Zwischenprodukt des Glucosestoffwechsels anzusehen. Infolgedessen ist sie ein Indikator für eine zunehmende metabolische Azidose, die über pH-Wert Absenkung die Enzymaktivität verschlechtert und schließlich die Energiebereitstellung verlangsamt und somit die Leistungsabgabe zurücksetzt.

Die kognitive Belastung in KB kann also mit den Kreislauf- und Stoffwechselparametern nicht hinreichend quantifiziert werden und die psychometrisch ermittelten Befindlichkeitswerte und die Ergebnisse im KLT lassen keine Rückschlüsse auf erhöhte Beanspruchung im KB-Versuch zu. Die Frage zur subjektiven Ausbelastung ergab nach Konzentrationsbelastung signifikant niedrigere Werte als bei den physischen Belastungsbedingungen (siehe Abb. 19). Dennoch war die Leistung besser als im Referenzkollektiv der Testentwickler. Offenbar setzt eine deutlich gute Konzentrationsleistung nicht zwangsläufig eine höhere Beanspruchung voraus. Nach dem BBK (OLIVIER & DILLINGER 2003, S. 336) spräche dies für die Berücksichtigung der individuellen Ressourcen für die geforderte Aufgabe, die in dieser Arbeit für KB nicht erfasst werden konnten. Eine weitere Möglichkeit bestünde darin, dass die von DÜKER UND LIENERT (1959, S. 13) gelieferten Referenzen nicht repräsentativ für das Untersuchungskollektiv sind. Die Autoren (ebd.) sprechen selbst einschränkend von „einigermaßen repräsentativen“ Stichproben bei der Normgruppe.

Einen besseren Belastungsindikator stellt möglicherweise die Konzentrationserhöhung der Katecholamine nach der mental kognitiven Testreihe KB dar. Im Sinne eines eher psychischen als physischen Stresses wurde ein Anstieg von Adrenalin erwartet. Allerdings kann dieser Anstieg auch aus zeitlichen Abnahmeschwankungen resultieren. Während im KB-Durchgang die Blutabnahmen genau 25 min nach Belastungsende stattfinden konnten, kam es nach der physischen Maximalbelastung oft zu Verzögerungen durch artifizielle Einflüsse. Da die höhere Priorität bei der MRCP-Messung lag, kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine zeitlich verzögerte Messung stattfand. Zu berücksichtigen sind bei der Interpretation die unterschiedlichen Halbwertszeiten der Katecholamine. Diese betragen bei den freien Fraktionen ca. 2 min, während sie bei den sulfatierten zwischen 20 - 180 min liegen (STROBEL 2002, S. 84; STROBEL ET AL. 1999; WEICKER & STROBEL 1994). Somit beeinflusst eine mögliche Zeitverschiebung besonders die gemessenen freien Katecholamine.

7.1.2 MRCPs

MRCPs sind über präzentralen Kortexarealen ableitbare negative Gleichspannungspotentialverläufe vor willkürlichen Bewegungshandlungen. Sie stehen im Zusammenhang mit informationsverarbeitenden Prozessen der Bewegungsgenerierung. Damit stellen sie ein Erfolg versprechendes Werkzeug zur Erforschung der kortikalen Bewegungsplanung und -kontrolle dar (vgl. Brunia & Van Boxtel 2000, S. 510-11; Hallet 1994; Kornhuber et al. 1980; Schober 1987, S. 239; Deecke & Kornhuber 1977, S. 133). Negative Potentialverschiebungen werden als Aktivierung interpretiert (Ressourcenbereitstellung), während positive Potentialverschiebungen eher den Verbrauch der Ressourcen (Deaktivierung) darstellen (BIRBAUMER & SCHMIDT 1996, S. 503; SCHOBER 1987, S. 56). Der charakteristische MRCP-Verlauf zeigt eine zunächst flach zunehmende Negativierung etwa 1,5-1 s vor dem definierten Bewegungsanfang. Ca. 0,4 s vor der Bewegung - erfolgt eine stärkere Steigung der MRCP-Kurve, die etwa im Bewegungsbeginn ihr Maximum erfährt, gefolgt von sofortiger „explosiver“ Depolarisation (vgl. HALLET 1994; KORNHUBER ET AL. 1980, S. 240; KORNHUBER & DEECKE 1965).

Der charakteristische MRCP-Kurvenverlauf ist in den „Grand Average“ Darstellungen aller Studien zum Belastungskomplex 1 auch nach hoher dynamischer Beanspruchung (Abb. 24-28) erkennbar (vgl. BARTHEL ET AL. 2002, S. 27). Die MRCP-Ergebnisse beim Pedalantritt stimmen mit denen klassischer Studien zu Fuß- und Handbewegungen (BRUNIA & VAN DEN BOSCH 1984, S. 523) sowie zu Fuß- und Beinbewegungen (BÖCKER ET AL. 1994, S. 292FF; BOSCHERT & DEECKE 1986, S. 176; SHIBASAKI ET AL.

1981, S. 509) überein. Die topographische Verteilung der Hirnpotentiale vor Fußbewegungen mit dem größten MRCP über dem Vertex (SHIBASAKI ET AL. 1981, S. 512, BOSCHERT & DEECKE 1986, S. 177; DEECKE & KORNHUBER 1977, S. 133), trifft bei allen Studien im Belastungskomplex 1 zu (Abb. 25-28).

In den vorgestellten Untersuchungen zum Belastungskomplex 1 finden sich überwiegend symmetrisch verteilte Aktivierungen 100 ms vor der Bewegung. Eine ähnliche Verteilung registrieren SHIBASAKI ET AL. (1981, S. 513) vor Finger- und Fußbewegungen, allerdings in früher Phase des Potentialverlaufs. Sie stellen Lateralitätsasymmetrien in den späten Phasen des MRCPs fest und folgern daraus, dass die frühe MRCP-Phase eine nichtspezifische Funktion und die späte Phase (NS') eine spezifische Aufgabe bei der kortikalen Vorbereitung der auszuführenden Bewegung einnimmt (ebd.). Bei topographischer MRCP-Verteilung vor Fußbewegungen wird manchmal eine „paradoxe ipsilaterale Hemisphärenpräponderanz“ beschrieben (BOSCHERT & DEECKE 1986, S. 177ff; BRUNIA & VAN DEN BOSCH 1984). Hiermit ist eine stärkere Negativierung der späten MRCP-Komponenten auf der (paradoxen) ipsilateralen Hemisphäre gemeint. Als Erklärung für dieses Phänomen sehen die Autoren die tiefere Lage der Fuß und Bein repräsentierenden Areale in der „Zentralfurche“, die ein Dipolfeld erzeugen können, welches die paradoxe ipsilaterale Negativierung widerspiegelt (BÖCKER ET AL. 1994; BOSCHERT & DEECKE 1986, S. 177ff; BRUNIA & VAN DEN BOSCH 1984).

Die in Belastungskomplex 1 beschriebene symmetrische Aktivierung kann im unbewussten Mitbewegen des passiven linken Beines im Bewegungsmuster des Antritts begründet liegen, da sich die Untersuchungsgruppen überwiegend aus raderfahrenen Sportlern (Triathleten und Radsportlern) zusammensetzten, die nach Trainingszeit und Leistungsstand über ein aktives „Zug-Druckmuster“ beim Pedalantritt verfügen dürften (siehe Tab. 1).

Durch die vorgenommene Parametrisierung der MRCP-Kurve sind die zeitlichen Komponenten MRCP-onset und MRCPmax-t abhängig von der Technik des Triggers für den definierten Bewegungsanfang. Gute Übereinstimmungen gibt es beim dargestellten MRCP-onset (ca. -1500 bis -1300 ms), NS' (zwischen -500 bis -300 ms) und MRCPmax-t (-50 bis -80 ms) mit Ergebnissen von Forschergruppen, die ebenfalls mit Schaltertriggerung arbeiten (BÖCKER ET AL. 1994, S. 290 ff; BRUNIA & VAN DEN BOSCH 1984, S. 516). Wissenschaftler, die bspw. mit EMG-Trigger arbeiten, stellen prinzipiell vergleichbare Forschungsergebnisse mit kürzeren Latenzen fest (SHIBASAKI ET AL. 1981, S. 509).

BÖCKER ET AL. (1994, S. 291) ermitteln z.B. ein „motor potential“ (MP) bei einer durchschnittlichen Latenz um –31 ms vor der Bewegung. In einem ähnlichen Latenzbereich werden die MRCP-max Amplituden in dieser Arbeit gemessen. Mit dem qualitativen MRCP-Verlauf und der Referenz von DEECKE UND KORNHUBER (1977, S. 139FF) ist daher anzunehmen, dass die MRCP-max Amplituden das MP repräsentieren. Die Ausprägungen der mittleren MRCP-max Amplituden über der Cz-Elektrode entsprechen den Resultaten von SHIBASAKI ET AL. (1981, S. 509).

Die MPs repräsentieren die zentral organisierte *neurale Aktivität* des planenden Subjekts zur Erfüllung seines Handlungsziels (vgl. SLOBOUNOV ET AL. 1998). Die MPs gelten als abhängig von der Kraft und der Geschwindigkeit der Testbewegung (SIEMIONOV ET AL. 2000; SLOBOUNOV ET AL. 1998; WALLENSTEIN ET AL. 1995, S. 56FF). Aufgrund der konstanten Antrittsparameter (siehe Abb. 21-Abb. 24) kann eine veränderte Antrittsbewegung als Ursache ausgeschlossen werden, so dass die bewegungsbezogene Kortexaktivität als „hirnelektrische Kompensationserscheinung“ zur Aufrechterhaltung der Testbewegung verstanden werden muss.

Allerdings fällt im nachhinein auf, dass die MRCP-Parametereinteilung in der vorliegenden Arbeit keine wirkliche Unterscheidung für frühe Komponenten vorsieht. Damit ist eine Vergleichbarkeit bzgl. der frühen MRCP-Komponenten mit anderen Untersuchungsergebnissen eingeschränkt. Neben den zeitlichen MRCP-Parametern wie MRCP-onset, stellen die mittleren Amplituden MRCP 500-100 die früheste Komponente dar, die ihrerseits bereits Anteile des NS' beinhalten (HALLET 1994).

Insgesamt ist es gelungen, zu einer sportartspezifischen Handlung gehörige MRCPs auch nach hoher dynamischer Beanspruchung bei unterschiedlichen Belastungsregimen (FB, OB, KB) zu ermitteln. Damit ist die erste Zielsetzung dieser Arbeit erfüllt. Im nächsten Abschnitt gilt es zu klären, ob es mit diesem Messverfahren möglich ist, MRCP-Veränderungen aufgrund psychophysischer Ermüdungseinflüsse auf die zentralnervöse Bewegungsplanung herauszufinden und hierfür charakterisierende Messgrößen zu ermitteln.

7.1.3 Einfluss der Beanspruchung durch unterschiedliche Belastungsregime auf das MRCP

Innerhalb der FB- und OB-Untersuchungsreihe kann anhand der qualitativen Analyse der Hirnpotentiale (vgl. Abb. 26 - Abb. 29) gezeigt werden, dass nach zunehmender physischer Belastung charakteristische Veränderungen der MRCPs vorkommen und sich topographisch unterschiedlich ausdehnen. Die mentale Belastung der KB-Studie

löst diesen Trend nicht aus. Bei vergleichender Betrachtung der MRCPs in den einzelnen Studien fällt wiederum auf, dass die MRCP-Aktivitäten vor Antrittsbewegungen nach hohen fahrradergometrischen Belastungen (FB) nicht nur insgesamt größer sind, sondern sich überdeutlich in den frontalen Kortex ausweiten. Die Belastung mit Armkurbelergometrie (OB) zeigt ebenfalls eine zunehmende MRCP-Negativität, symmetrisch begrenzt über präzentral-zentraler und parietaler Rindenregionen, aber eben nicht frontal. Der mögliche Einwand, dass die Testreihenfolge und die damit verbundenen Bedingungen für diese Ergebnisse verantwortlich sind, kann zum Teil entkräftet werden, da die Probanden bereits im FB-Durchgang 2 bis 4 Mal den Test absolvierten, und ein ausgeprägter Lerneffekt bzgl. der einfachen und beherrschten Testbewegung nicht zu erwarten ist. Offensichtlich erfordert die Antrittsbewegung mit zunehmender Erschöpfung mehr frontale MRCP-Aktivität, wenn die Testmuskulatur zusätzlich beansprucht (FB) ist. Denn dies ist nicht der Fall, wenn die Testbewegungsmuskulatur unbeanspruchst ist (OB). Die Akkumulation von Stoffwechselprodukten oberhalb des „Steady-States“ erfordert zunehmende Kompensationseigenschaften von beteiligten Körpersystemen und einen höheren zentralen Antrieb.

Dieses qualitativ beschriebene Phänomen lässt sich anhand verschiedener Parameter (Amplituden, Powerwerte) für die MRCPs über spezifische Cz, Fz-, Pz- Elektrodenpositionen quantitativ statistisch erhärten.

Die maximalen frontalen (Fz) und zentralen (Cz) MRCP-Amplituden zeigen eine schwach-signifikante Beanspruchungsabhängigkeit mit höherer Negativität bei größerer physischer Vorbeanspruchung (FB, OB) (Abb. 29 und 31).

Aber nur die frontalen (Fz100, Fz5-100, FzPower) und teilweise die parietalen (Pzonset, PzPower) MRCP-Parameter liefern zusätzliche schwach-signifikante Studieneffekte (Abb. 31 - Abb. 34). Ausgangswertunterschiede haben nach Datenrelativierung und statistischer Überprüfung keine Auswirkung auf die genannten Ergebnisse. Der signifikante Studieneffekt zeigt einen bedeutsamen Einfluss bei zusätzlich ermüdeter Antrittsmuskulatur auf die MRCP-Ergebnisse an.

Der allgemeine Beanspruchungseinfluss in der Armkurbelergometrie (OB) bis zur Erschöpfung bringt nur tendenziell zunehmende fronto-zentrale MRCPmax Amplituden hervor. Während bei zusätzlich überlagernder Beanspruchung der Antrittsbewegungsmuskulatur (FB) die zunehmenden MRCP-Negativitäten (Czmax, Fzmax, Fzpower, Fz100, Fz5-100) eine viel höhere Aktivität abbilden. Diese MRCP-Aktivitäten im frontalen Kortex bei FB weisen schwach-signifikante Studienunterschiede zu OB auf.

Nachdem veränderte Bewegungsbedingungen (siehe biomechanische Messwerte) in der vorliegenden Untersuchung ausgeschlossen werden können, müssen die kortikalen Veränderungen als Kompensationseigenschaften aufgefasst werden.

Eine psychische Einflussnahme, die durch Konzentration und Aufmerksamkeit im Ermüdungszustand die MRCP-Negativität beeinflusst, wird für möglich gehalten (FREUDE & ULLSPERGER 1987; KORNHUBER & DEECKE 1965, S. 9; KRISTEVA & KORNHUBER 1980, S. 181; DEECKE ET AL. 1985, S. 150; MC ADAM & SEALES 1969, S. 72FF).

Konzentrations- und Aufmerksamkeitsverlust wurden nicht durch spezifische Tests erfasst. Elektrophysiologische Veränderungen, die auf mentale Ermüdung schließen lassen, waren im vorliegenden Experiment nicht auszumachen. Psychometrische Tests wurden nicht durchgeführt, Vitalität und Vigilanz waren nach der Basler Befindlichkeitsskala unverändert. Die MRCP-Messphasen im Belastungskomplex 1 besitzen Intervallcharakter, so dass auch eine Erholung in den Intervallpausen nicht ausgeschlossen werden kann. Andererseits kann aus dem Ergebnis vorsichtigerweise geschlossen werden, dass die erbrachte Konzentrationsleistung in KB (Rechnen) eine Beanspruchung in einer anderen Modalität verursacht, als Testprozeduren mit rein motorischen, willkürlichen, monotonen, wiederholten simplen Bewegungen.

Offenbar müssen die ermüdenden Beanspruchungen für die Testbewegung spezifisch sein, um sich messbar zentralnervös auszuwirken. Betrachtet man die Untersuchungen mit physischen Beanspruchungen, zeigt der Vergleich der MRCPs im Zustand vor dem Test mit dem Zustand nach submaximaler bzw. maximaler Belastung, dass die MRCPs nach maximaler Belastung eine zunehmende Negativität in Leistungs- und Amplitudenwerten aufweisen (vgl. Abb. 30 - Abb. 34).

Diese Ergebnisse stimmen mit JOHNSTON ET AL. (2001) überein, die bei zunehmender Ermüdung eine *kortikale Aktivierung* (Zunahme der MRCPs), besonders im *Supplementär-motorischen Areal (SMA)* und in den *sensomotorischen Arealen* fanden. Nach ODA ET AL. (1996, S. 252) spiegelt fronto-zentrale und zentrale Negativität größere SMA-Aktivität wider.

Eine denkbare Erklärung für die frontale und parietale MRCP-Zunahme bei FB nach der Belastung ist möglicherweise die kortikale Kompensation der verschlechterten Bewegungsbedingungen, die aus der bewegungsausführenden Muskulatur durch sensorische Afferenzen gemeldet und durch Aufmerksamkeits-, Konzentrations- und Motivationserhöhung kompensiert werden, um die Testbewegung weiterhin korrekt durchführen zu können. In diesem Kontext könnte man die psychologischen Komponenten zusammenfassend auch als Willensstärke gegen physische Erschöpfung beschreiben.

Die schwach-signifikante Abnahme der Vitalität und tendenzielle Abnahme der Vigilanz nach Belastung in FB deuten vermutlich auf eine Beanspruchung dieser Eigenschaften hin sowie die überwiegende Ausbelastungseinschätzung der Probanden nach physischer Belastung.

In neuen PET-Untersuchungen finden KOROTKOV ET AL. (2005) bei Muskelermüdung Aktivierungen des primären Motorkortex (MI), der primären- und sekundären somatosensorischen Areale (SI, SII), der somatosensorischen Assoziationsareale (SAA), der temporalen Areale (AA) und der supplementär motorischen Areale (SMA). Nach diesen Autoren deuten diese Aktivierungen auf komplexe Verarbeitung excitatorischer und inhibitorischer Verschaltungen hin (ebd.). Sie vermuten aufgrund des erhöhten Aktivierungslevels, dass die einlaufenden sensorischen Afferenzen aus der Arbeitsmuskulatur weniger Einfluss ausüben und somit die Kraft und Bewegung trotz verschlechterter Bedingungen aufrecht erhalten werden kann.

Willentliche motivationale Erhöhung der Aktivität in somatosensorischen und assoziativen Kortexarealen mit Schaltwirkung ist eine These, die es zukünftig zu untersuchen gilt. Problematisch erweist sich dabei nur die messtechnische Erfassung der Motivation oder der Willenskraft, zumal man nicht einmal weiß, ob es den „freien Willen“ gibt (HALLET 2001, Internetquelle; MECHSNER 2003).

Zur vorläufigen Interpretation kann man die Funktion des supplementärmotorischen Areals (SMA) bei der Umsetzung des motorischen Programmes in motorische Aktionen in Betracht ziehen. Ihre Aktivität kennzeichnet das „Go“-Signal des vorausgewählten Bewegungsplans, welcher z.T. aus tieferen Hirnstrukturen stammt (DEECKE ET AL. 1985, DEECKE 1990, S. 618). In dieser Modellvorstellung ist es denkbar, dass Amplitudenveränderungen beim MRCP eine Umorientierung subkortikaler Funktionsschleifen reflektieren, die eine Bewegungssequenz durch Hemmung unnötiger Bewegungsanteile verstärken. Die Ausweitung in der Map-Darstellung (Abb. 28) bei FB stellt vermutlich das neurophysiologische Korrelat für die Unterdrückungsanstrengung störender Bewegungsimpulse dar (LANG ET AL. 1994, S. 406; JOHNSTON ET AL. 2001). Eine weitere Möglichkeit wäre, dass die subkortikalen Strukturen mehr Informationen unter Ermüdung brauchen, da das Bewegungsmuster nicht mehr so räumlich-zeitlich gegliedert werden kann, wie es erlernt war. Es entspricht nicht mehr der auszuführenden Bewegungsanforderung (Kraft, Schnelligkeit). Dadurch wird es notwendig, sich an die neuen Umstände anzupassen und den Bewegungsplan zu modifizieren, was einer Kompensation gleichkommt. Dies würde den Czmax-Anstieg bei FB und OB erklären. Zusätzlich könnte durch die Verschiebung des Czmax-t in Richtung Trigger die Zeit der effe-

renten Entladungssalven verkürzt sein. Hinweise auf einen Zusammenhang zwischen Anpassungs- und Lernprozessen auf das MRCP lieferte bereits TAYLOR (1978). Die topographische Ausweitung des MRCPs in den frontalen Kortex könnte auf zunehmende Motivation für die Bewegungsausführung hinweisen.

Zusammenfassend lässt sich faktisch feststellen, dass ohne Beanspruchung der Testmuskulatur die späten MRCP-Komponenten bei willkürlichen Pedalantritten über den zentralen Rindenregionen nach hoher dynamischer Beanspruchung nur gering verändert sind. Ist primär die Testmuskulatur beansprucht, zeigen sich vorwiegend die Leistungen und späten Amplitudenanteile der MRCPs in frontalen und parietalen Hirnarealen beeinflusst. Rein mentale konzentrationale Beanspruchungen haben keinen Einfluss auf die kortikale Bewegungsgenerierung im MRCP.

Somit ergeben sich aus der Diskussion 7.1 für die Beurteilung der Forschungshypothesen 1.1) bis 1.5) folgende Aussagen:

Hypothese 1.1) wird bestätigt. Es ist gelungen, das zu einer sportartspezifischen Handlung gehörige MRCP auch nach hoher dynamischer Beanspruchung bei unterschiedlichen Belastungsregimen (FB, OB, KB) zu ermitteln.

Hypothese 1.2) kann bestätigt werden. Nach hoher dynamischer Vorbeanspruchung stellen sich die MRCP-Negativitäten im Vergleich zur Ruhesituation nach JOHNSTON ET AL. (2001) im Sinne einer zentralnervösen Aktivierung dar.

Hypothese 1.3) wird ebenfalls bestätigt. Die lokale Beanspruchungssituation der Testmuskulatur beeinflusst besonders die frontalen MRCP-Veränderungen.

Hypothese 1.4) muss verworfen werden. Die MRCP-Veränderungen sind, wenn überhaupt, nur tendenziell in der präzentralen Hirnrinde erkennbar.

Hypothese 1.5) kann nicht beantwortet werden. Es gibt keine Lösung, da kein erschöpfender Zustand durch kognitive Beanspruchung erzeugt werden konnte. Konzentrationale (Rechen) Leistungen beeinflussen die kortikale Bewegungsvorbereitung im MRCP nicht.

7.2 Belastungskomplex 2

7.2.1 Wie stellt sich der elektrophysiologische Erholungsprozess im Gehirn nach erschöpfender Beanspruchung dar?

Das downregulierende hirnelektrische Verhalten nach erschöpfender Beanspruchung zeigt in den verschiedenen Frequenzbereichen zeitliche und topographische Unterschiede bei der Abnahme der spektralen EEG-Leistungsdichten im Verlauf der 135-

minütigen Regenerationsphase. Ausgehend von der Kenntnis der Aktivierungszunahme bei physischer Belastung ist diese Umkehrung in der Erholung plausibel. Insofern sind die Ergebnisse von STOCK ET AL. (1996) heranziehbar, die nach standardisiertem Krafttraining im gesamten Frequenzspektrum indes einen Anstieg feststellen. Allerdings wurde in der vorliegenden Untersuchung keine Ruhemessung als Baselinemessung vorgenommen, so dass keine Bewertung des Ausmaßes der Leistungsdichtenzunahme durch die Belastung möglich ist. Mit der Kenntnis früherer Forschungsergebnisse kommt es während einer Belastung zu einer kortikalen elektrischen Aktivierung mit Depression in Alpha- und Zunahmen bei Beta-Leistungen (SCHUMANN ET AL. 1993A; BRACH ET AL. 1994; KUBITZ & MOTT 1996), die nach Belastung in einer Deaktivierung münden (Alpha hoch, Beta Abnahme) (KUBITZ & MOTT 1996). Eine prinzipielle Beeinflussung des gesamten EEG-Frequenzspektrums nach extensiver und intensiver Laufbelastung wird ebenfalls bei MECHAU ET AL. (1995) konstatiert. Die dort gefundenen, auf den ersten Blick konträren Ergebnisse zu STOCK ET AL. (1996) (Abnahme in vielen Frequenzleistungen), sind vermutlich im Messprotokoll begründet. Während bei MECHAU ET AL. (ebd.) die EEG-Messprozedur exakt im Belastungsabbruch stattfand, um direkt auf Beanspruchungssituationen zu schließen, wurde bei STOCK (ebd.), wie auch bei der vorliegenden Studie, das „postexercise“ EEG nach venöser Blutentnahme abgeleitet. Somit befand sich die Messung (M1), ähnlich wie STOCK ET AL. (1996) zwischen drei und sechs Minuten nach Belastungsabbruch, also in der frühen Regenerationsphase.

Es gilt festzuhalten, dass aufgrund jetziger Erkenntnisse sowie aufgrund früherer Untersuchungen (BARTHEL ET AL. 2002; MECHAU 2001; STOCK ET AL. 1996; MECHAU ET AL. 1995) beim Nachbelastungs-EEG eine Betrachtung über das gesamte Frequenzspektrum sowohl möglich als auch notwendig ist, und sich nicht nur auf die Alpha-Frequenzen beschränken darf. Die Veränderungen in den verschiedenen Leistungsspektren zu unterschiedlichen Regenerationszeiten können als elektrophysiologische Mechanismen zur Umschaltung in verschiedene Regenerationsphasen verstanden werden.

7.2.2 Welche Beziehung besteht zu sympathico-adrenerger Downregulation?

Die Werte der Katecholamine unmittelbar nach Belastung entsprechen der Belastungshöhe in der Nähe der Maximalleistung in analogen Labortests, wozu es neben der Mobilisierung physischer Ressourcen auch einer emotionalen Komponente (Aufbringen von Willenskraft) bedarf (WEICKER ET AL. 1981). Fehlende Gruppenunterschie-

de im Hormonverhalten dürften Ausdruck der erfolgreichen, individuellen Anpassung der Belastung sein, wobei leicht höhere NA- und DOP-Werte der leistungsfähigeren Sportler für die Fähigkeit sprechen, diese Systeme stärker zu mobilisieren und damit auch entsprechend Kreislauf (HF) und Stoffwechsel (La) stärker zu aktivieren. Aufgrund fehlender Trainingsprotokolle kann dieser hypothetische Trainingseffekt nicht beantwortet werden, denn für eine bessere Sympathikusaktivierung und höhere Leistungssteigerungen bei Leistungsfähigeren fehlen nach Strobel (2002, S. 84) bislang geeignete Studien.

Die ermittelten Korrelationen der Katecholamine mit Alpha2- und Beta2-Frequenzen über prämotorischen, motorischen und sensomotorischen Kortexarealen deuten auf interne Konsistenz der zerebralen und extrazerebralen Aktivierungssysteme hin. So muss am physischen und emotionalen Geschehen eine gemeinsame Beteiligung vorliegen, die indirekt oder direkt ähnlich wie an der zentralen Mitinnervation gekoppelt ist. Dieser mathematisch fuhrbare Hinweis auf Interaktivität zentraler Mechanismen mit peripheren Mechanismen der Stress-Bewältigung (und im Folgenden der Downregulation von Stress) ist so bisher kaum diskutiert worden. STOCK ET AL. (1996) finden ebenfalls Korrelationen mit besagten Frequenzen und diskutieren eine hypothalamische Aktivierung des sympathischen Nervensystems oder eine Art Rück-Stimulierungs-Fähigkeit aufgrund hoher Plasmakatecholamin-Konzentrationen auf das ZNS. Dieses wird auch von DRISCHEL & DETTMAR (1972) im Tierversuch dargestellt. Die gleichbleibend auf niedriges Niveau gesunkenen Werte der Katecholamine ab der 45 min Messung weisen auf Rückkehr zur Basisaktivität des sympathico-adrenergen Systems hin und finden Bestätigung bei STOCK ET AL. (1996), die nach 45 min einen Rückgang der Katecholamine auf Vorbelastungswerte feststellen. Vermutlich ist damit in dieser Hinsicht der Erholungsvorgang abgeschlossen. Der Grund warum sich die EEG-Daten auch noch danach verändern, muss zum derzeitigen Stand der Forschung offen bleiben.

7.2.3 Welchen Einfluss hat die aerobe Leistungsfähigkeit auf die kortikale Downregulation?

Signifikante Unterschiede der Sportlergruppen in der Leistungsfähigkeit bei identischen anthropometrischen Daten stellen die Einteilung in unabhängige Gruppen sicher.

Es können im EEG, bei den *gut-leistungsfähigen* Sportlern signifikant geringere fronto-zentrale Theta-Leistungen sowohl nach 3 min, als auch nach 135 min und erhöhte Alpha2-Leistungen nach 135 min Regeneration gemessen werden.

Dieses ist ein neues Ergebnis, welches bisher noch nicht festgestellt worden ist. SCHRODE ET AL. (1986) interpretieren eine Theta-Zunahme bei Abnahme anderer Frequenzen im Sinne eines meditativen Zustandes in automatisierten Bewegungen. BÖSEL (1993) diskutiert zentrale und präzentrale Theta-Erhöhung als extensive handlungsrelevante Gedächtnisaktivierung. AFTANAS & GOLCHEIKINE (2001) schlussfolgern in Meditationsgruppen, bei geringem zentralen Theta eine fehlende Fähigkeit meditativen Status zu halten. BASAR ET AL. (2001) diskutieren mit MILLER (1991) eine Interaktion zwischen frontaler Theta- und Hippocampusaktivität bei der Kontrolle eingehender sensorischer Stimuli (vgl. auch DIETL ET AL. 1999). Denkbar ist eine Beeinflussung des fokalen Thetabandes durch Enthemmung des limbischen Systems. Dies besitzt ausgeprägte Funktionsschleifen zum Hippocampus-Septum. Einen Bezug zwischen Hippocampus- und Theta-Aktivität liefert BÖSEL (1993, S. 85). Ein zusammenfassender Überblick über Hippocampusaktivität und Thetaeinfluss findet sich bei SIMMEL (1999). Zur Aufklärung dieses Zusammenhangs ist es sinnvoll, zukünftig die temporalen Messelektroden in die Analytik mit einzubeziehen, da diese den emotionalen Hirnzentren (limbisches System) am nächsten kommen.

Die höheren Katecholaminwerte und niedrigeren fronto-zentralen Theta-Leistungen bei den „*gut-Leistungsfähigen*“ sind lohnenswert, weiter mit der Hypothese zu verfolgen, dass entweder eine große Sensitivität des adrenergen Systems auf Theta-Aktivierung vorliegt oder die Aktivität des peripheren Sympathikus eher hemmend auf Theta wirkt. Zentro-parietale größere Alpha2-Leistungen (9,75-12,5Hz) bei der *gut-leistungsfähigen* Gruppe nach 135 min Regeneration könnte auf eine beginnende Aktivierung hindeuten. KLIMESCH (1999) konstatiert in seinem Reviewartikel bei jungen, gesunden Erwachsenen mit niedrigen Theta- und großen Alpha2-Leistungen eine gute geistige Leistungsfähigkeit.

Nach vorangegangener Diskussion im Abschnitt 7.2 kann Folgendes festgehalten werden.

Hypothese 2.1 kann bestätigt werden. Zur Beschreibung elektrophysiologischer Umstellungsprozesse im Gehirn nach erschöpfender Beanspruchung reicht eine Fokussierung auf die Alpha- und Beta-Frequenzen nicht aus.

Hypothese 2.2 muss verworfen werden. Es zeigen sich keine eindeutigen Unterschiede in kortikaler Downregulation in Abhängigkeit von der Leistungsfähigkeit.

Hypothese 2.3 kann bestätigt werden. Es gibt zwischen zentraler hirnelektrischer und peripherer sympathico-adrenerger Umstellungsreaktion zumindest in der Frühregeneration korrelative Zusammenhänge.

7.3 Schlussfolgerungen

Es konnte im ersten Untersuchungsansatz ausführlich gezeigt werden, dass sich die MRCPs auch nach intensiveren sportlichen Beanspruchungen bei willkürlichen sportartspezifischen Bewegungshandlungen erfassen lassen. Die MRCPs zeigen in Abhängigkeit vom jeweiligen Belastungsregime unterschiedliche topographische Verteilungen und Amplituden. So nehmen die Parameter MRCPpower und MRCPmax mit zunehmender Belastung (FB und OB) zu. Die Ausbreitung eines MRCPs in die frontalen Hirnareale spiegelt vermutlich den Einfluss verstärkter Motivation oder stärkerer Bewegungskontrolle durch Hemmung unnötiger Zusatzbewegungen wider. Dies ist zudem der Fall, wenn die Testbewegungsmuskulatur zusätzlich beansprucht ist (vgl. FB). Hier spielen vermutlich die frontale Steuerung und Integration somatosensorischer Areale bei der Verarbeitung sensomotorischer Afferenzen eine Rolle. Bei ausgeruhter Testbewegungsmuskulatur zeigen sich nur tendenziell die MRCP-Negativierungen mit der Beanspruchung, wobei die frontalen Elektroden nur geringe (OB) oder keine (KB) MRCP-„Aktivität“ liefern. Eine hohe kognitive Konzentrationsleistung in KB bedeutet nicht zwangsläufig eine hohe Beanspruchung. Hierauf deuten unbeeinflusste MRCPs bei der kortikalen Bewegungsorganisation und konstante periphere Kontrollparameter, mit Ausnahme der Katecholamine, hin.

Im zweiten Untersuchungsansatz konnte im vorliegenden Modell nicht eindeutig bewiesen werden, dass eine bessere Ausdauerleistungsfähigkeit die zentralnervale Erholung positiv beeinflusst. Hier besteht weiterer Forschungsbedarf. Allerdings wird eine downregulierende Beeinflussung auf das gesamte EEG-Frequenzspektrum festgestellt. Diese gesamtspektralen Veränderungen können als elektrophysiologische Mechanismen zur Umschaltung in verschiedene Regenerationsphasen verstanden werden. Eine Interaktion zwischen zentralen und peripheren Mechanismen der Stress-Bewältigung in der Downregulation kann korrelativ ermittelt werden. Die fronto-zentrale Thetaaktivität als Ausdruck emotionaler Beteiligung ist bei „gut-leistungsfähigen“ Sportlern geringer und kann bei gleichzeitigen höheren Apha2-Leistungen für eine gute kognitive Fähigkeit sprechen und damit für eine bessere Erholung stehen.

8 Zusammenfassung

Problem: Sportliche Belastungsauswirkungen beschränken sich nicht nur auf periphere muskuläre Systeme, sondern sie beziehen die zentrale Steuerungsebene mit ein. Ebenso ist das richtige Verhältnis von Beanspruchung und Erholung zentraler Regulationsmechanismen für eine nachhaltige sportliche Leistungsentwicklung von Bedeutung.

Insofern können erschöpfende Beanspruchungen zu kompensatorischen Anpassungen des Zentralnervensystems in der Bewegungsgenerierung führen. Bisher konnten die zentralen und peripheren Ermüdungsformen in Beanspruchungssituationen kaum differenziert werden, da sie sowohl lokal als auch allgemein auftreten können. Nach einführendem Exkurs zur sportwissenschaftlichen Einschätzung von Belastung und Beanspruchung wird der wissenschaftliche Kenntnisstand zu Belastungsauswirkungen auf das Gehirn mit Berücksichtigung neuester bildgebender Verfahren dargestellt. Die Forschungsansätze werden mit elektroenzephalographischen (EEG) Methoden untersucht. Dieses Verfahren hat Vorteile, weil die informationsverarbeitenden Prozesse sehr schnell ablaufen und das EEG eine gute zeitliche Auflösung besitzt und sich für Verlaufsuntersuchungen eignet. In zwei Forschungsansätzen werden movement-related-cortical potentials (MRCPs) bei willkürlichen sportspezifischen Bewegungshandlungen und die zentralnervale Umstellung im Erholungs-EEG erfasst. Die Untersuchungen werden von folgenden Hypothesen geleitet:

- (1.1) MRCPs sind auch nach hoher dynamischer Beanspruchung ableitbar.
- (1.2) Nach hoher dynamischer Beanspruchung zeigen diese MRCPs Unterschiede gegenüber dem Zustand in Ruhe als Ursache einer veränderten „zentralnervösen Aktivierungssituation“.
- (1.3) Diese belastungsabhängigen MRCP-Veränderungen werden durch lokale Beanspruchungszustände der Testbewegungsmuskulatur beeinflusst.
- (1.4) Die MRCP-Veränderungen sind ebenfalls nachweisbar, wenn die Testbewegung mit nicht beanspruchter Muskulatur ausgeführt wird.
- (1.5) Auch rein kognitiv erschöpfende Beanspruchungen beeinflussen die sich im MRCP abbildende, kortikale Bewegungsvorbereitung.
- (2.1) Zur Einschätzung der natürlichen elektrophysiologischen Umstellungsprozesse im Gehirn nach erschöpfender Belastung reicht eine alleinige Betrachtung der Alpha- und Beta-Frequenzen nicht aus.

(2.2) Es zeigen sich Unterschiede der kortikalen „Downregulation“ in Abhängigkeit der aeroben Ausdauerleistungsfähigkeit.

(2.3) Es gibt Zusammenhänge zwischen zentraler hirnelektrischer und peripherer sympathico-adrenerger Umstellungsreaktionen nach erschöpfenden Beanspruchungen.

Methoden und Untersuchungsansätze: Im ersten analytischen Forschungsansatz (Belastungskomplex 1) wird methodisch erstmals eine Trennung zwischen zentralen und peripheren Ermüdungseinflüssen durch den Einsatz standardisierter, unterschiedlicher bis zur Erschöpfung führender Belastungsregime mit Fahrrad- (FB) Armkurbel- (OB) und rein kognitiver Belastung (KB) vorgenommen. Die kortikale Bewegungsgenerierung wird mit Messung des MRCPs in einem gelernten, willkürlichen rechtsbeinigen Pedalantritt Testparadigma erfasst. Hierdurch entstehen zwei Bedingungen mit hohen körperlichen Beanspruchungen, wobei einmal die Testbewegungsmuskulatur gleichzeitig mitbeansprucht und einmal ausgeruht ist. Es wird eine weitere Bedingung mit kognitiver Beanspruchung zur Kontrolle der rein psychischen Belastungseinflüsse auf die zentrale Bewegungsorganisation geschaffen.

Im zweiten, eher beschreibenden, Forschungsansatz (Belastungskomplex 2) wird der Beanspruchungs-Erholungs-Zyklus der elektrophysiologischen Prozesse im Gehirn nach erschöpfender Fahrradergometrie im gesamten EEG-Spektrum dargestellt, der Einfluss der Leistungsfähigkeit darauf untersucht und korrelative Zusammenhänge zur sympathiko-adrenergen Regulation betrachtet.

Im Belastungskomplex 1 nehmen cross-over in FB 14 testgeübte, freiwillige, rechtehändige, ausdauertrainierte, gesunde männliche Sportler teil. Davon verblieben 11 in der OB- und 10 in der KB-Studie.

Im Belastungskomplex 2 nehmen 21 gesunde, freiwillige männliche Studenten teil, die aufgeteilt in Leistungsgruppen $< 4 \text{ Watt/kg}$ die EEG und Regenerationsstudie nach standardisierten physischen Stress durchlaufen.

In beiden Ansätzen dient ein physisches Stressmodell zur Belastungsinduzierung durch Ergometer-Stufentests bis zur erschöpfenden Leistung in einem Vortest.

Im Belastungskomplex 1 wird die Leistungsfähigkeit für vergleichbare Beanspruchungen bei unterschiedlichen physischen Belastungsregimen (FB, OB) über den Stoffwechselparameter Laktat standardisiert. Beim psychischem Belastungsregime KB wird die Beanspruchung durch den validierten Konzentrations-Leistungs-Test hervorgerufen. Weitere Herz-Kreislauf-, Stoffwechsel-, Stresshormone- und psychometrische Pa-

parameter dienen der Kontrolle und Beschreibung der Beanspruchungssituationen in beiden Belastungskomplexen.

Zu definierten und vergleichbaren Zeitpunkten werden im Belastungskomplex 1 die MRCPs bei willkürlichem Antrittsparadigma in einem averaging-Verfahren aus dem EEG ermittelt und anschließend qualitativ und quantitativ anhand charakteristischer Parameter ausgewertet.

Beim Belastungskomplex 2 wird der Rückstellungsprozess direkt nach Belastung, sowie in Abständen bis zu 2 Stunden danach, im Gesamtspektrum des spontanen EEGs und in peripheren Kontrollparametern dokumentiert.

Ergebnisse: Im Belastungskomplex 1 bestätigen die Kontrollparameter die zwar hohe, aber vergleichbare physische Beanspruchungssituation (94-97% der max. Leistungsfähigkeit) bei dem fahrrad- und oberarmergometrischen Belastungsregime (FB, OB). Das rein kognitive Belastungsregime schafft keine vergleichbare Beanspruchungssituation. Innerhalb der physischen Beanspruchungssituation finden sich die maximalen Auslenkungen der Kontrollparameter in der FB-Bedingung.

Qualitative und quantitative Zunahmen der MRCPs, besonders der maximalen Amplitude (MRCPmax) und Gesamtausmaß (Power), in frontalen (Fz) und zentralen (Cz) Rindenregionen sind mit zunehmend physischer Beanspruchung bei identischen Antritten feststellbar. Signifikant größere frontale und bedingt parietale Negativität der MRCPs zeigen sich nach hohen Belastungen bei gleichzeitig mitbeanspruchter Antrittsmuskulatur (FB). Im Vergleich dazu ist das nicht der Fall, wenn die Testbewegungsmuskulatur ausgeruht (OB) ist. KB beeinflusst die gemessenen MRCPs nicht.

Beim Belastungskomplex 2 können im EEG signifikante Gruppeneffekte mit geringeren Theta-Leistungen fronto-zentral in Früh- und Spätregeneration, erhöhte Alpha2-Leistungen zentro-parietal in Spätregeneration bei „gut-leistungsfähigen“ Sportlern festgestellt werden. Bis auf die HF zeigen sich keine weiteren Gruppeneffekte, aber tendenziell höhere Katecholaminwerte bei den „gut-Leistungsfähigen“. Verschiedene Blut- und EEG-Parameter erweisen sich im Frühregenerationsverlauf signifikant verändert.

Schlussfolgerungen: Im ersten Untersuchungsansatz kann die Erfassung von MRCPs aus dem EEG bei sportspezifischen willkürlichen Bewegungshandlungen auch nach hohen physischen Beanspruchungen prinzipiell nachgewiesen werden. Die wachsende MRCP-Negativität mit zunehmender Beanspruchungssituation und die Ausweitung in frontale Hirngebiete spiegelt vermutlich affektive Einflüsse wider, wobei die frontale Steuerung und Verarbeitung sensomotorischer Afferenzen via somato-

sensorischer Hirnareale eine Rolle spielt. Eine kognitive Belastung beeinflusst die MRCPs nicht.

Im zweiten Untersuchungsansatz kann im vorliegenden Modell die positive Einflussnahme besserer Ausdauerleistung auf das zentralnervale Erholungsverhalten nicht eindeutig bewiesen werden. Es wird allerdings eine downregulierende Beeinflussung des gesamten Frequenzspektrums festgestellt, die als elektrophysiologische Umschaltung in verschiedenen Regenerationsphasen verstanden werden kann. Der Zusammenhang zentraler und peripherer Mechanismen der Stress-Bewältigung in der Erholung wird korrelativ ermittelt. Geringere fronto-zentrale Thetaaktivität als Ausdruck emotionaler Beteiligung bei den „gut-leistungsfähigen“ Sportlern, bei gleichzeitiger höherer Alpha2-Leistung spricht für eine gute kognitive Leistungsfähigkeit und lässt damit auf eine bessere Erholung schließen.

Ausblick: Zukünftige Untersuchungen sollten neben der Erfassung der MRCPs mit definierten Beanspruchungssituationen die spontane EEG-Aktivität im Hinblick auf partielle Aktivierungen in Eingangsgebieten sensorischer Afferenzen betrachten. Ein EMG-Monitoring ist hilfreich. Ferner sollten die MRCP-Parameter eindeutig in frühe und späte Komponenten differenzierbar sein. Trennscharfe Kontrollparameter zur Beurteilung emotionaler Einflussfaktoren müssten gefunden werden.

Das downregulierende, gesamtspektrale EEG-Verhalten sollte auf Reproduzierbarkeit überprüft werden. Kürzere Messintervalle innerhalb der ersten 3 Minuten oder aus einem kontinuierlichen EEG-Verlauf heraus könnten helfen, mögliche Vigilanzeinflüsse aufzudecken und in die Erklärungsansätze mit einzubeziehen. Die Analyse temporaler EEG-Messelektroden bringt möglicherweise Aufschluss über emotionale Beteiligung und sollte zukünftig nicht von der Auswertung ausgeschlossen werden.

9 Ausblick

Hirnphysiologische Vorgänge, die einer Willkürbewegung vorausgehen oder nach sportlicher Belastung die Systemparameter wiederherstellen, beinhalten entscheidende Informationen für das Gesamtverständnis sportmotorischer und psychologischer Belastungsauswirkungen für eine optimierte Leistungserbringung in Training und Wettkampf. Mehr als bisher scheint es zukünftig wichtig, wie sich aus den vorangegangenen Ergebnissen abgezeichnet hat, elektrophysiologische Messmethoden mit direkter Erfassung des ZNS-Abbildes in die sportwissenschaftliche Forschung verstärkt zu integrieren. Eine Erfolg versprechende Kombination ist die Verbindung von Bewegungswissenschaft und einer physiologisch orientierten Sportmedizin oder Neurowissenschaft in fachübergreifenden Arbeitsgruppen.

Zur Verifizierung einer neuen Hypothese sollten Untersuchungen partieller Aktivierungsmuster funktioneller Hirnregionen im spontanen EEG bei unterschiedlich erschöpften Zuständen durchgeführt werden. Zusätzlich müssten die MRCPs bei einer Beibehaltung der Antrittstestbewegung durch EMG-Monitoring beider Extremitäten erweitert werden. Dadurch sind genauere Aussagen über etwaige Bewegungsabweichungen möglich. Bei weiteren Einsätzen der MRCPs sollten repräsentative Parameter neben den späten Komponenten auch die frühen Komponenten differenzierbar machen, da hier möglicherweise generelle kortikale Einstellungen zum Tragen kommen. Für eine bessere Einschätzung affektiv emotionaler Einflüsse sollten trennscharfe Kontrollparameter gefunden werden, um somit eine ganzheitliche synergistische Betrachtung vom „Wollen“ oder „Nichtwollen“ beschreibbar und damit beurteilbar zu machen. Gerade bei den emotionalen Ressourcen spielen möglicherweise auch Bewusstseinsprozesse eine bedeutende Rolle und deuten auf weitere Berührungspunkte des Lernens und des Bewegens hin.

Das downregulierende gesamtspektrale EEG-Verhalten am physischen Stressmodell sollte auf Reproduzierbarkeit überprüft werden. Dabei ist zu überlegen, die 3 Minuten Messphasen in Subphasen unterzudifferenzieren, um mögliche Vigilanzeinflüsse herauszufiltern und in Erklärungsansätze mit einzubeziehen. In diesem Kontext sind die temporalen Hirnregionen von besonderem Interesse und sollten analytisch nicht ausgeschlossen werden. Somit sind genauere Regenerationseinteilungen von der zentral-nervalen Steuerungsebene ableitbar und bewertbar, die die wesentlichen Vorausset-

zungen für die Leistungssteigerung oder die optimierte Setzung sportmotorischer Lernreize im Training und im Wettkampf bilden können.

Neue interdisziplinäre Erklärungsansätze unter Einbeziehung neurowissenschaftlicher Methoden würden zur Belebung sportwissenschaftlicher Forschung beitragen. Der Sport bietet das geradezu ideale explorative Feld zum Studium der Bewegungsorganisationen und die Psychophysiologie schafft die Plattform für fachübergreifende Arbeitsgruppen und Betrachtungsweisen. Neben der Bildung solcher quasi „infrastruktureller“ Voraussetzungen fehlt es an geeigneten generellen Modellen der Bewegungsorganisation, die eine Vorwegnahme von Untersuchungsergebnissen a priori ermöglichen und damit einen schrittweisen Erkenntnisgewinn planbar machen. Erste Bemühungen sind aus jüngeren Symposien mit Themengebieten des Sports, z.B. „Exercise and Brain“ und der Bewegungswissenschaft „European Workshop of Movement Science“, abzulesen. Es bleibt abzuwarten, ob sich dieses Forschungsfeld, das Prof. W. Hollmann u.a. als „Bewegungs-Neurowissenschaft“ oder Prof. H. Liesen als „Exercise and Brain“ bezeichnet, ein zentrales Gebiet in der Sportwissenschaft wird. Zufriedenstellend ist jedoch die Tatsache, dass wissenschaftliches Potential sowie wissenschaftlicher Untersuchungsbedarf und fachgerechte Untersuchungsmethoden zur Verfügung stehen und „Exercise“ ohne „Brain“ nicht funktionieren kann.

10 Literaturverzeichnis

- Aftanas LI, Golocheikine SA. Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation. *Neurosci Lett* 2001; 310(1): 57-60.
- Allen DG, Westerblad H. Role of phosphate and calcium stores in muscle fatigue. *J Physiol* 2001; 536(Pt 3): 657-65.
- Angyan L, Czopf J. Exercise-induced slow waves in the EEG of cats. *Physiol Behav* 1998; 64(3): 267-72.
- Babiloni C, Carducci F, Del Gratta C, Demartin M, Romani GL, Babiloni F, Rossini PM. Hemispherical asymmetry in human SMA during voluntary simple unilateral movements. An fMRI study. *Cortex* 2003; 39(2): 293-305.
- Barthel T, Mechau D, Wehr T, Schnittker R, Liesen H, Weiss M. Readiness potential in different states of physical activation and after ingestion of taurine and/or caffeine containing drinks. *Amino Acids* 2001; 20(1): 63-73.
- Barthel T, Mechau D, Wehr T, Schnittker R, Liesen H, Weiß M. *Bereitschaftspotential (BP) nach unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen und nach Verabreichung von taurin- und/oder koffeinhaltigen Mischgetränken. (nicht erschienen)*. Bonn: 2000.
- Barthel T, Schnittker R, Juneja L, Geiss K, Liesen H, Weiß M. *EEG-Changes in humans during regeneration after heavy physical strain with the influence of L-Theanine an amino acid in green tea*. *Amino Acids* 21, Wien: Springer Verlag, 2001: 62.
- Barthel T, Schnittker R, Peters P, Baumeister J, Becker A, Liesen H, Weiß M. *Changes in cortical activity and movement-related-cortical-potentials (MRCP's) during initial pedal-kicks on a cycle ergometer in patients after anterior cruciate ligament reconstruction*. In Schöllhorn, WI, Bohn C, Jäger JM, Schaper H, Alichmann (Hrsg.) *European Workshop on Movement Science: Mechanics, Physiology, Psychology. Book of Abstracts University of Münster Dep. of Training and Mo-*

vement Science. Köln: Buch und Strauss Verlag, 2003: 90-1.

Barthel T, Schnittker R, Peters P, Siebel TH, Weiß M. Führen Kreuzbandverletzungen zu Veränderungen im zentralen Nervensystem und in der kortikalen Bewegungsplanung? *Neurol Rehabil* 2004; 10(3 korrigiert): 130-6.

Barthel T, Wehr T, Schnittker R, Mechau D, Liesen H, Weiss M. Auswirkungen von unterschiedlichen Ergometerbelastungen auf das Elektroenzephalogramm (EEG) und das Bereitschaftspotential (BP). *Neurol Rehabil* 2002; 8(1): 23-8.

Barthel T, Weiß M, Wange S, Liesen H. *Gehirn und Sport*. 2004. www.spomedial.de

Barthel T, Weiß M. Untersuchungen zur Bedeutung des Bereitschaftspotentials (BP) als psychophysiologischer Parameter im Sport. In: Bundesinstitut für Sportwissenschaft, editor. *BISp Jahrbuch 1999*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1999:

Barthel T, Weiß M. Zentralnervöse Regulation im EEG nach erschöpfender Ergometerbelastung in Abhängigkeit von der Ausdauerleistungsfähigkeit. In: Bundesinstitut für Sportwissenschaft, editor. *BISp Jahrbuch 2002*. Köln: Sport und Buch Strauß, 2002: 101-116.

Barthel T. *Zur Erfassung des Bereitschaftspotentials im EEG als psychophysischer Parameter bei sportwissenschaftlichen Fragestellungen*. Paderborn: 1998. unveröffentlichte Diplomarbeit.

Bartmus U, Heck H, Mester J, Schumann H, Tidow G. *Aspekte der Sinnes- und Neurophysiologie im Sport*. Köln: Sport & Buch Strauß, 1996.

Basar E, Basar-Eroglu C, Karakas S, Schurmann M. Gamma, alpha, delta, and theta oscillations govern cognitive processes. *Int J Psychophysiol* 2001; 39(2-3): 241-8.

Baum M, Lubec G, Marx X, Joey X, Weiß M. *Influence of a taurine containing drink on cardiac parameters at rest and after exercise*. *Amino Acids* 1999; 17(1): 31. Wien: Springer Verlag, 1999.

- Baum M, Weiß M. The influence of a taurine containing drink on cardiac parameters before and after exercise measured by echocardiography. *Amino Acids* 2001; 20(1): 75-82.
- Bendahan D, Giannesini B, Cozzzone PJ. Functional investigations of exercising muscle: a noninvasive magnetic resonance spectroscopy-magnetic resonance imaging approach. *Cell Mol Life Sci* 2004; 61(9): 1001-15.
- Bernstein N. *Bewegungsphysiologie*. Leipzig: Barth, 1975.
- Beyer L, Schumann H, Pickenhain L. Einsatz automatisch gewonnener Parameter des EEGs zur Beurteilung belastungsbedingter Veränderungen des zentralnervalen Aktivierungsgrades. *Ergebn exp Med* 1981; 40: 179-90.
- Beyer L, Schumann H. Möglichkeiten neurophysiologischer Untersuchungen in der Sportmedizin anhand von zwei ausgewählten Beispielen. *Medizin und Sport* 1981; 21(3): 65-9
- Beyer L, Rost R, Hansen F, Weiss T, Grunwald M. EEG-Analyse und Veränderungen der EEG-Aktivität während sportlicher Belastung. In: Zichner L, Engelhardt M, Freiwald J, editor. Die Muskulatur – Sensibles, integratives und messbares Organ, Ciba-Geigy 1994: 99-121.
- Bigland-Ritchie B, Cafarelli E, Vollestad NK. Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiol Scand Suppl* 1986; 556: 137-48.
- Birbaumer N, Schmidt R. *Biologische Psychologie*. Berlin: Springer Verlag, 1999.
- Birbaumer N, Schmidt R. *Biologische Psychologie*. New York : Springer Verlag, 1996.
- Blom JL, Anneveldt M. An electrode cap tested. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982; 54(5): 591-4.
- Böcker K, Brunia C, Cluitmans P.J.M. A spatio-temporal dipol model of the readiness potential in humans. II. Foot movement. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1994; 91(4): 286-94.

- Bortz J. *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler*. Heidelberg: Springer Verlag, 2005.
- Boschert J, Deecke L. Cerebral potentials preceding voluntary toe, knee and hip movements and their vectors in human precentral gyrus. *Brain Res* 1986; 376(1): 175-9.
- Bösel R. Die cerebrale Theta-Rhythmizität unterstützt kontextabhängige Diskriminationsleistungen. *Kognitionswissenschaft* 1993; 3: 83-94.
- Brach M, De Marées H, Schumann H, Heck H. EEG-Ableitungen unter radsportlichen Belastungen. In: Liesen H, Weiß M, Baum M, editor. *Regulations- und Repair-mechanismen*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1994: 110-3.
- Brach M. EEG-Untersuchungen im Radsport unter Berücksichtigung der klassischen Aktivierungstheorie. In: Bartmus U, Heck H, Mester J, Schumann H, Tidow G, editor. *Aspekte der Sinnes- und Neurophysiologie im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1996: 131-47.
- Brooks VB. *The neural Basis of motor control*. . New York: Springer Verlag 1986.
- Brüggemann G, Morey-Klapsing G. *Biologische Systeme mechanische Eigenschaften und ihre Adaptation bei körperlicher Belastung (135)*. Hamburg: Feldhaus Verlag, 2003.
- Brunia CH, Boxtel V. Motor Preparation. In: Cacioppo J, Tassinary L, Berntson G. (ed) *Handbook of Psychophysiology (Vol.13: 515-32)*. Cambridge: University Press, 2000.
- Brunia CH, Haagh S, Scheirs J. Waiting to Respond: Electrophysiological Measurements in Man During Preparation for a Voluntary Movement. In: Heuer H, Kleinbeck U, Schmidt K, editor. *Motor Behavior (Programming, Control, and Acquisition)*. . New York: 1985: 35-73.
- Brunia CH, Van den Bosch WE. Movement-related slow potentials. I. A contrast bet-

ween finger and foot movements in right-handed subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1984; 57(6): 515-27.

Brunia CH, Vingerhoets AJ. Opposite hemisphere differences in movement related potentials preceding foot and finger flexions. *Biol Psychol* 1981; 13: 261-9.

Bühl A, Zöfel P. *SPSS für Windows Version 6*. Paderborn: Addison-Wesley GmbH, 1994.

Cacioppo J, Tassinary L, Berntson G. *Handbook of Psychophysiology*. Cambridge: University Press, 2000.

Carpenter J, Blaser R, Pellizzon G. The effects of muscle fatigue on shoulder joint position sense. *Am J Sports Med* 1998; 26: 62-5.

Christensen LO, Johannsen P, Sinkjaer T, Petersen N, Pyndt HS, Nielsen JB. Cerebral activation during bicycle movements in man. *Exp Brain Res* 2000; 135(1): 66-72.

Cooper R, Osselton J, Shaw J. *Elektroenzephalographie: Technik und Methoden*. Stuttgart: 1984.

Corcos DM, Gottlieb GL, Agarwal GC. Organizing principles for single-joint movements. II. A speed-sensitive strategy. *J Neurophysiol* 1989; 62(2): 358-68.

Corcos DM, Jiang H, Wilding J, Gottlieb GL. Fatigue induced changes in phasic muscle activation patterns for fast elbow flexion movements. *Exp Brain Res* 2002; 142(1): 1-12.

Deecke L, Englitz H, Kornhuber HH, Schmitt G. Cerebral potentials preceding voluntary movement in patients with bilateral or unilateral Parkinson Akinesia. In: Desmond J, editor. *Attention, Voluntary Contraction and Event-Related Cerebral Potentials*. Basel: Karger, 1977: 151-63.

Deecke L, Kornhuber HH, Lang W, Lang M, Schreiber H. Timing function of the frontal cortex in sequential motor and learning tasks. *Hum Neurobiol* 1985; 4(3): 143-

54.

Deecke L, Kornhuber HH. Cerebral potentials and the initiation of voluntary movement. In: Desmedt J, editor. *Attention, Voluntary Contraction and Event-Related Cerebral Potentials*. Basel: Karger, 1977: 132-50.

Deecke L. Elektrophysiological correlates of movement initiation. *Rev Neurobiol* 1990; 146(10): 612-9.

Desmedt J. Some observations on the methodology of cerebral potentials in man. In: Desmedt J, editor. *Attention, voluntary contraction and event-related cerebral potentials*. Basel: 1977: 12-29.

Dietl T, Dirlich G, Vogl L, Lechner C, Strian F. Orienting response and frontal midline theta activity: a somatosensory spectral perturbation study. *Clin Neurophysiol* 1999; 110(7): 1204-9.

Dillinger M. *Konditionelle Belastungen und Ergebniskonstanz*. Dissertation. Saarbrücken: 2001.

Drischel H, Dettmar P. Einige biokybernetische Aspekte des zentralen Effekts von Adrenalin. *Biocybernetics* 1972; 4: 166-70.

Düker H, Lienert G. *Konzentrations-Leistungs-Test*. Göttingen: Hogrefe, 1959.

Ehrsson HH, Naito E, Geyer S, Amunts K, Zilles K, Forssberg H, Roland PE. Simultaneous movements of upper and lower limbs are coordinated by motor representations that are shared by both limbs: a PET study. *Eur J Neurosci* 2000; 12(9): 3385-98.

Esposito F, Orizio C, Veicsteinas A. Electromyogram and mechanomyogram changes in fresh and fatigued muscle during sustained contraction in men. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1998; 78(6): 494-501.

Freude G, Ullsperger P. Changes in Bereitschaftspotential during fatiguing and nonfatiguing hand movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1987; 56(1): 105-8.

- Gall S, Kerschreiter R, Mojzisch A. *Handbuch Biopsychologie und Neurowissenschaften: ein Wörterbuch mit Fragenkatalog zur Prüfungsvorbereitung*. Bern: Hans Huber Verlag, 2002.
- Gandevia SC. Neural control in human muscle fatigue: changes in muscle afferents, motoneurons and motor cortical drive [corrected]. *Acta Physiol Scand* 1998; 162(3): 275-83.
- Gandevia SC. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev* 2001; 81(4): 1725-89.
- Gottlieb GL. A Computational Model of the Simplest Motor Program. *J Mot Behav* 1993; 25(3): 153-61.
- Hageloch W, Weicker H. Methodik der Blutammoniakbestimmung unter sportlichen Aspekten. *Dtsch Z Sportmed* 1988; 39(2): 180-8.
- Hallett M. Movement-related cortical potentials. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1994; 34(1): 5-13.
- Hallett M. *Physiology of free will* . 2001. <http://scbe.stanford.edu/conference/hallett.pdf>
- Heuer H, Kleinbeck U, Schmidt K. *Motor Behavior (Programming, Control, and Acquisition)*. New York: 1985.
- Hobi V. *Basler Befindlichkeits-Skala: Ein Self-Rating zur Verlaufsmessung der Befindlichkeit*. Weinheim: 1985.
- Hollmann W, De Meirleir K, Fischer H, Holzgraefe M. Über neuere Aspekte von Gehirn, Muskelarbeit, Sport und Psyche. *Dtsch Z Sportmed* 1993; 44: 478-90.
- Hollmann W, Löllgen H. Bedeutung der körperlichen Aktivität für kardiale und zerebrale Funktionen. In: Bundesärztekammer, editor. *Fortschritt und Fortbildung in der Medizin*. 2002: Dtsch Ärzte-Verlag, 2002: A1379-81.

- Hollmann W, Strüder H, Tagarakis C. Körperliche Aktivität fördert Gehirngesundheit und -leistungsfähigkeit. *Nervenheilkunde* 2003; 9: 65-75.
- Hollmann W, Strüder H. Gehirn und muskuläre Arbeit. In: Bartmus U, Heck H, Mester J, Schumann H, Tidow G, editor. *Aspekte der Sinnes- und Neurophysiologie im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1996: 47-72.
- Hottenrott K, Hoss O. Belastung und Beanspruchungen beim Lauf in frischem und ermüdetem Zustand. In: Brüggemann G-P, Morey-Klapsing G, editor. *Biologische Systeme, Mechanische Eigenschaften und ihre Adaptation bei körperlicher Belastung*. Hamburg: Feldhaus Verlag, 2003: 59-63.
- Itemitsu M, Itoh M, Fujimoto T, Tashiro M, Nagatomi R, Ohmori H, Ishii K. Whole-body energy mapping under physical exercise using positron emission tomography. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(12): 2067-70.
- Jacobs GD, Benson H, Friedman R. Topographic EEG mapping of the relaxation response. *Biofeedback Self Regul* 1996; 21(2): 121-9.
- Jacobs GD, Lubar JF. Spectral analysis of the central nervous system effects of the relaxation. *Behav Med* 1989; 15(3): 125-32.
- Jaric S, Radovanovic S, Milanovic S, Ljubisavljevic M, Anastasijevic R. A comparison of the effects of agonist and antagonist muscle fatigue on performance of rapid movements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997; 76(1): 41-7.
- Jasper H. The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1958; 10: 371-75.
- Johannsen P, Christensen LO, Sinkjaer T, Nielsen JB. Cerebral functional anatomy of voluntary contractions of ankle muscles in man. *J Physiol* 2001; 535(Pt 2): 397-406.
- Johnston J, Rearick M, Slobounov S. Movement-related cortical potentials associated with progressive muscle fatigue in a grasping task. *Clin Neurophysiol* 2001;

112(1): 68-77.

Johnston R, Howard M, Cawley P, Losse G. Effect of lower extremity muskular fatigue on motor control performance. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30: 1703-7.

Jonath U. *Lexikon der Trainingslehre*. . Hamburg: Rowohlt Verlag, 1986.

Kent-Braun JA. Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; 80(1): 57-63.

Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res Brain Res Rev* 1999; 29(2-3): 169-95.

Klinke R, Silbernagl S. *Lehrbuch der Physiologie*. Stuttgart: 1994.

Knösche T, Praamstra P, Stegeman D, Peters M. Linear estimation discriminates midline sources and a motor cortex contribution to the readiness potential. *Electroencephal Clin Neurophys* 1996; 99: 183-90.

Kornhuber H, Deecke L, Grözingen B. *Was geht in unserem Gehirn vor, bevor wir eine Bewegung machen? Hirnströme vor Bewegungen*. *Umschau* 1980, 80: 239-42

Kornhuber H, Deecke L. Hirnpotentialänderungen bei Willkürbewegungen und passiven Bewegungen des Menschen: Bereitschaftspotential und reafferente Potentiale. *Pflügers Archiv ges Physiol* 1965; 284: 1-17.

Korotkov A, Radovanovic S, Ljubisavljevic M, Lyskov E, Kataeva G, Roudas M, Pakhomov S, Thunberg J, Medvedev S, Johansson H. Comparison of brain activation after sustained non-fatiguing and fatiguing muscle contraction: a positron emission tomography study. *Exp Brain Res* 2005; Epub ahead of print.

Kristeva R, Kornhuber H. Cerebral Potentials Related to the Smallest Human Finger Movement. In: Progress in Brain Research Bd. 54, editor. *Motivation, Motor and Sensory Processes of the Brain.: Electrical Potentials, Behaviour and Clinical use*. Amsterdam: 1980: 177-82.

- Krogh-Lund C, Jorgensen K. 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? *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1992; 64(4): 359-70.
- Kubitz KA, Mott AA. EEG power spectral densities during and after cycle ergometer exercise. *Res Q Exerc Sport* 1996; 67(1): 91-6.
- Kuno SY, Akisada M, Mitsumori F. Phosphorus-31 nuclear magnetic resonance study on the effects of endurance training in rat skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1992; 65(2): 197-201.
- Künstlinger U. Exercise and Brain. *Dtsch Z Sportmed* 2000; 51(6): 215-7.
- Lang W, Höllinger P, Egkher A, Lindinger G. Functional localization of motor processes in the primary and supplementary motor areas. *J Clin Neurophysiol* 1994; 11: 397-419.
- Latash ML, Yee MJ, Orpett C, Slingo A, Nicholas JJ. Combining electrical muscle stimulation with voluntary contraction for studying muscle fatigue. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; 75(1): 29-35.
- Lattier G, Millet GY, Martin A, Martin V. Fatigue and recovery after high-intensity exercise part I: neuromuscular fatigue. *Int J Sports Med* 2004; 25(6): 450-6.
- Lehmann M, Keul J. *Hämodynamik, Katecholaminverhalten und Adrenorezeptoren bei Trainierten, Untrainierten und Patienten..* Heidelberg: Springer Verlag, 1987.
- Lehnertz K, Martin D. Probleme der Schwellenkonzeption bei der Trainingssteuerung im Ausdauerbereich. *Leistungssport* 1988; 5: 5-12.
- Lehnertz K. Metabolische Aspekte der Ermüdung beim Ausdauersport. In: Bremer D, Engelhardt M, Wodick R., editor. *Triathlon: Trainingssteuerung, Psychologie, Jugendtriathlon..* Ahrensburg: 1989: 82-95.

- Lepers R, Maffiuletti NA, Rochette L, Brugniaux J, Millet GY. Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *J Appl Physiol* 2002; 92(4): 1487-93.
- Liepert J, Dettmers C, Terborg C, Weiller C. Inhibition of ipsilateral motor cortex during phasic generation of low force. *Clin Neurophysiol* 2001; 112(1): 114-21.
- Ljubisavljevic M, Milanovic S, Radovanovic S, Vukcevic I, Kostic V, Anastasijevic R. Central changes in muscle fatigue during sustained submaximal isometric voluntary contraction as revealed by transcranial magnetic stimulation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 101(4): 281-8.
- Lotze M, Montoya P, Erb M, Hülsmann E, Flor H, Klose U, Birbaumer N, Grodd W. Activation of cortical and cerebellar motor areas during executed and imagined hand movements: an fMRI study. *J Cogn Neurosci* 1999; 11(5): 491-501.
- Maier K, Ambühl-Caesar G, Schandry R. *Entwicklungspsychophysiologie*. Weinheim: Psychologie Verlag Beltz, 1994.
- Malouin F, Richards CL, Jackson PL, Dumas F, Doyon J. Brain activations during motor imagery of locomotor-related tasks: a PET study. *Hum Brain Mapp* 2003; 19(1): 47-62.
- Martin-Soelch C, Leenders KL, Chevalley AF, Missimer J, Kunig G, Magyar S, Mino A, Schultz W. Reward mechanisms in the brain and their role in dependence: evidence from neurophysiological and neuroimaging studies. *Brain Res Brain Res Rev* 2001; 36(2-3): 139-49.
- McAdam DW, Seales DM. Bereitschaftspotential enhancement with increased level of motivation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1969; 27(1): 73-5.
- McCully KK, Boden BP, Tuchler M, Fountain MR, Chance B. Wrist flexor muscles of elite rowers measured with magnetic resonance spectroscopy. *J Appl Physiol* 1989; 67(3): 926-32.
- McCully KK, Vandenborne K, DeMeirleir K, Posner JD, Leigh JSJ. Muscle metabolism

- in track athletes, using ^{31}P magnetic resonance spectroscopy. *Can J Physiol Pharmacol* 1992; 70(10): 1353-9.
- McKay WB, Stokic DS, Sherwood AM, Vrbova G, Dimitrijevic MR. Effect of fatiguing maximal voluntary contraction on excitatory and inhibitory responses elicited by transcranial magnetic motor cortex stimulation. *Muscle Nerve* 1996; 19(8): 1017-24.
- Mechau D, Baum M, Liesen H. Die Elektroenzephalographie im Lauf-Freizeitsport. *Dtsch Z Sportmed* 1995; 46(Sonderheft 2): 451-6.
- Mechau D, Weiß M, Liesen H. Auswirkungen von Stufenbelastungen auf dem Fahrradergometer im EEG. *Dtsch Z Sportmed* 1998; 49(Sonderheft 1): 81-6.
- Mechau D. *EEG im Sport*. Schorndorf: Hofmann, 2001.
- Mechau D. *Kortikale Aktivität im topographischen EEG durch sportliche Beanspruchung*. Dissertation. Bielefeld: 1998.
- Mechling H, Munzert J. *Handbuch Bewegungswissenschaft - Bewegungslehre*. Schorndorf: Hofmann Verlag, 2003.
- Mechsner F. Wie frei ist der menschliche Wille? *GeO* 2003; 1: 64-86.
- Meredith IT, Friberg P, Jennings GL, Dewar EM, Fazio VA, Lambert GW, Esler MD. Exercise training lowers resting renal but not cardiac sympathetic. *Hypertension* 1991; 18(5): 575-82.
- Miller R. *Cortico-hippocampal interplay and the representation of contexts in the brain*. Berlin [u.a.]: Springer, 1991.
- Mima T, Sadato N, Yazawa S, Hanakawa T, Fukuyama H, Yonekura Y, Shibasaki H. Brain structures related to active and passive finger movements in man. *Brain* 1999; 122 (Pt 10): 1989-97.
- Moritani T, Muro M, Kijima A, Gaffney FA, Parsons D. Electromechanical changes du-

ring electrically induced and maximal voluntary contractions: surface and intramuscular EMG responses during sustained maximal voluntary contraction. *Exp Neurol* 1985; 88(3): 484-99.

Moritani T, Muro M, Nagata A. Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *J Appl Physiol* 1986; 60(4): 1179-85.

Neumann G, Pfützner A, Hottenrott K. *Alles unter Kontrolle - Ausdauertraining*. Aachen: 1993.

Newsholme E, Blomstrand E. Tryptophan, 5-hydroxytryptamine and a possible explanation for central fatigue. *Adv Exp Med Biol* 1995; 384: 315-20.

Newsholme E. Application of knowledge of metabolic integration to the problem of metabolic limitations in middle distance and marathon running. *Acta Physiol Scand Suppl* 1986; 128(556): 93.

Nitsch J, Munzert J. Theoretische Probleme der Bewegungsorganisation. In: Nitsch J, Neumaier A, DeMarees H, Mester J, editor. *Techniktraining. Beiträge zu einem interdisziplinären Ansatz. Schriftenreihe des Bundesinstituts für Sportwissenschaft (Bd. 94)*. Schorndorf: Hofmann Verlag, 1997: 50-87.

Nordlund MM, Thorstensson A, Cresswell AG. Central and peripheral contributions to fatigue in relation to level of activation during repeated maximal voluntary isometric plantar flexions. *J Appl Physiol* 2004; 96(1): 218-25.

Oda S, Matsumoto T, Nakagawa K, Moriya K. Relaxation effects in humans of underwater exercise of moderate intensity. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999; 80(4): 253-9.

Oda S, Moritani T. Interlimb co-ordination of force and movement-related cortical potentials. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1996; 74(1-2): 8-12.

Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia* 1971; 9(1): 97-113.

- Olivier N, Auguste C, Keim M, Klippel S. Techniktraining unter dem Einfluss hoher Belastungen. In: Thorländer H, Col K, Türk-Noak U, editor. *Muskelermüdung - Forschungsansätze in der Trainingswissenschaft*. Köln: Sport und Buch Strauß, 2001: 29-58.
- Olivier N. Eine Beanspruchungstheorie sportlichen Wettkampfs. *Sportwissenschaft* 2001; 31(4): 437-53.
- Olivier N. Konditionelle Belastungen beeinflussen das Schnellkraftniveau lokal! In: Stärischka S.; Carl K.; Krug J., editor. *'Schwerpunktthema Nachwuchstraining'*. Erlensee: SFT Verlag, 1996: 153-8.
- Olivier N, Dillinger M-O. Belastung und Beanspruchung beim Bewegungslernen. In: Mechling H.; Munzert J., editor. *Handbuch Bewegungswissenschaft – Bewegungslehre*. Schorndorf: Hoffmann Verlag, 2003: 331-46.
- Paasuke M, Ereline J, Gapeyeva H. Neuromuscular fatigue during repeated exhaustive submaximal static contractions of knee extensor muscles in endurance-trained, power-trained and untrained men. *Acta Physiol Scand* 1999; 166(4): 319-26.
- Petruzzello S, Landers D. State anxiety reduction and exercise: does hemispheric activation reflect such changes? *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26(8): 1028-35.
- Pickenhain L, Beyer L, Meischner I. Neue Erkenntnisse zur Steuerung der Bewegungskoordination beim Menschen. *Medizin und Sport* 1985; 25(8): 225-8.
- Pickenhain L. Beziehungen zwischen den hierarchisch organisierten inneren Rückmeldekreisen und der Ergebnissrückmeldung als wesentlicher Faktor für die Ausbildung innerer Modelle von Arbeitshandlungen. In: Klix F, Timpe K, editor. *Arbeits- und Ingenieurpsychologie und Intensivierung*. Berlin: Dtsch Verlag d Wissenschaften, 1979: 109-14.
- Pickenhain L. Holistischer Ansatz von Neuro- und Verhaltenswissenschaft. In: Bartmus U, Heck H, Mester J, Schumann H, Tidow G, editor. *Aspekte der Sinnes- und Neurophysiologie im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1996: 23-46.

- Pickenhain L. Psychophysiologische Aspekte von Belastung und Beanspruchung. In: Janssen J, Rieckert H, Carl K, editor. *Belastung und Beanspruchung. Band 6*. Köln: 1992: 9-30.
- Plourde G, Rousseau-Migneron S, Nadeau A. Beta-adrenoceptor adenylate cyclase system adaptation to physical training in rat ventricular tissue. *J Appl Physiol* 1991; 70(4): 1633-8.
- Pollmann D. (Ed.). *Muskuläre Beanspruchung im Mikrozyklus des Krafttrainings. Eine elektromyografische Analyse dynamischer und isometrischer Krafttrainingsformen*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1993.
- Pollmann D, Willimczik K. (Ed.). *Zum Einfluss physischer Beanspruchung auf die Ausführungsqualität sportartspezifischer Bewegungstechniken*. Köln: Sport und Buch Strauß, 2001.
- Praamstra P, Stegeman D, Horstink M, Cools A. Dipole source analysis suggests selective modulation of the supplementary motor area contribution to the readiness potential. *Electroencephal Clin Neurophys* 1996; 98: 468-77.
- Reinsberger C, Herwegen H, Barthel T, Weiß M, Liesen H. Auswirkungen eines Regenerations-Getränkes aus Pflanzenextrakten auf elektrodermale Aktivität. *Dtsch Z Sportmed* 2003, 54 Sonderheft (7-8): 80
- Reinsberger C, Herwegen H, Barthel T, Weiß M, Liesen H. Effekte maximaler körperlicher Belastung auf zentrales und sympathisches Nervensystem: Parallelen zwischen Elektrosympathikographie und Elektroenzephalographie. *Dtsch Z Sportmed* 2001, 52 Sonderheft (7-8): 71.
- Reiser M, ZK, Künzell S, Munzert J, Stark R, Walter B, Vaitl D. Activation of motor-related areas during observation and mental imagery of gymnastic movements: an fMRI study. In Schöllhorn, WI, Bohn C, Jäger JM, Schaper H, Alichmann (Hrsg.) *European Workshop on Movement Science: Mechanics, Physiology, Psychology. Book of Abstracts University of Münster Dep. of Training and Movement Science*. Köln: Sport und Buch Strauß, 2003: 60-1

- Rohmert W, Rutenfranz J. *Arbeitswissenschaftliche Beurteilung der Belastung und Beanspruchung an unterschiedlichen industriellen Arbeitsplätzen*. Bonn. 1975.
- Rohmert W, Rutenfranz J. *Praktische Arbeitspsychologie (begründet von G. Lehmann)*. Stuttgart: Thieme, 1983.
- Rohmert W. Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. *Zeitschrift für Arbeitswissenschaft* 1984; 38(4): 193-200.
- Roland P, Larsen B, Lassen N, Skinhoj E. Supplementary motor area and other cortical areas in organisation of voluntary movements in man. *J Neurophysiol* 1980; 43: 118-36.
- Roland PE. Cortical organization of voluntary behavior in man. *Hum Neurobiol* 1985; 4(3): 155-67.
- Sahlin K, Tonkonogi M, Soderlund K. Energy supply and muscle fatigue in humans. *Acta Physiol Scand* 1998; 162(3): 261-6.
- Sahyoun C, Floyer-Lea A, Johansen-Berg H, Matthews PM. Towards an understanding of gait control: brain activation during the anticipation, preparation and execution of foot movements. *Neuroimage* 2004; 21(2): 568-75.
- Schiepek G. *Neurobiologie der Psychotherapie*. Stuttgart: Schattauer Verlag, 2003.
- Schmidt D, Strüder H, Krause B, Herzog H, Hollmann W, Müller-Gärtner H. Einfluss von Ausdauertraining auf die zerebrale Repräsentation episodischer Gedächtnisvorgänge im Alter. *Dtsch Z Sportmed* 2001; 52(12): 369-76.
- Schmidt R, Birbaumer N. *Neuro- und Sinnesphysiologie*. Berlin: 1995.
- Schober F. *Psychophysiologische Komponenten der sportlichen Bewegungsleistung und des sportlichen Trainings - ein neurophysiologischer Beitrag*. Jena: Habilitation, 1987.
- Schöllhorn W, Bohn C, Jäger J, Schaper H, Alichmann M. *European Workshop on Mo-*

vement Science: Mechanics, Physiology, Psychology. Book of Abstracts. Köln: Sport und Buch Strauß, 2003.

Schönpflug W. Beanspruchung und Belastung bei der Arbeit. In: Kleinbeck U, Rutenfranz J, editor. *Arbeitspsychologie*. Göttingen: Hogrefe, 1987: 130-84.

Schönpflug W. Von der Aktivierungstheorie zur Ressourcentheorie. Die Regulation von Aktivierungszuständen. In: Janssen J, Hahn E, Strang H, editor. *Konzentration und Leistung*. Göttingen: Hogrefe, 1991: 27-36.

Schrode M, Larbig W, Heitkamp H, Wurster K. Veränderungen psychophysiologischer Parameter beim Marathonlauf. *Sportwissenschaft* 1986; 16(3): 303-15.

Schumann H, Seibt R, De Marées H (Ed.). *EEG und körperliche Belastung*. In Dausg R, Blischke K, editor. *Aufmerksamkeit und Automatisierung in der Sportmotorik*. Sankt Augustin: Academia Verlag, 1993a: 340-6

Schumann H, Seibt R, De Marées H. EEG und sportliche Belastung. In: Tittel K, Arndt K, Hollmann W, editor. *Sportmedizin, gestern - heute - morgen*. Sportmedizinische Schriftreihe 28, Leipzig: Barth, 1993b: 227-34.

Schumann H, Seibt R. EEG während sportlicher Belastung. *Biomedizinische Technik* 1993; 38: 169-70.

Schumann H. *Ein Beitrag zur Biosignalanalyse in der Sportmedizin für die Verbesserung der Leistungsdiagnostik insbesondere zentralnervaler und sensomotorischer Prozesse*. Promotion B. Ilmenau:1985.

Schumann H. Möglichkeiten und Grenzen der EEG-Diagnostik im Sport. In: Bartmus U, Heck H, Mester J, Tidow G, editor. *Aspekte der Sinnes und Neuropsychologie im Sport*. Köln: Sport und Buch Strauß, 1996: 73-119.

Shibasaki H, Barrett G, Halliday E, Halliday AM. Cortical potentials associated with voluntary foot movement in man. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1981; 52(6): 507-16.

- Siemionow V, Yue GH, Ranganathan VK, Liu JZ, Sahgal V. Relationship between motor activity-related cortical potential and voluntary muscle activation. *Exp Brain Res* 2000; 133(3): 303-11.
- Simmel A. EEG-Kohärenzanalysen im Theta-Frequenzband zur Reduktion von Behaltensaufwand im Arbeitsgedächtnis durch Übung. Universität Leipzig, 1999, veröffentlichte Diplomarbeit.
- Slobounov S, Tutwiler R, Rearick M, Challis JH. EEG correlates of finger movements with different inertial load conditions as revealed by averaging techniques. *Clin Neurophysiol* 1999; 110(10): 1764-73.
- Slobounov SM, Ray WJ, Simon RF. Movement-related potentials accompanying unilateral finger movements with special reference to rate of force development. *Psychophysiology* 1998; 35(5): 537-48.
- Spitzer M. *Lernen*. Heidelberg: Spektrum Akademischer Verlag, 2002.
- Stock C, Baum M, Roßkopf P, Schober F, Weiß M. Electroencephalogram activity, catecholamines and lymphocyte subpopulations after resistance exercise and during regeneration. *Eur J App Physiol* 1996; 72: 235-41.
- Stock C. *Sympathikusaktivität und β_2 -Adrenorezeptordichte beim Menschen im Zusammenhang mit physischer und mit psychischer Belastung*. Dissertation. Bielefeld: 1993.
- Stoll O. *Belastung und Beanspruchung im Sport*. 2004.
www.asp2004.de/asp2004/grusswort.htm
- Strobel G, Friedmann B, Siebold R, Bartsch P. Effect of severe exercise on plasma catecholamines in differently trained athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31(4): 560-5.
- Strobel G. Sympathoadrenerges System und Katecholamine im Sport. *Dtsch Z Sportmed* 2002; 53(3): 84-5.

- Tashiro M, Itoh M, Fujimoto T, Fujiwara T, Ota H, Kubota K, Higuchi M, Okamura N, Ishii K, Bereczki D, Sasaki H. 18F-FDG PET mapping of regional brain activity in runners. *J Sports Med Phys Fitness* 2001; 41(1): 11-7.
- Taylor JL, Butler JE, Allen GM, Gandevia SC. Changes in motor cortical excitability during human muscle fatigue. *J Physiol* 1996; 490 (Pt 2): 519-28.
- Taylor MJ. Bereitschaftspotential during the acquisition of a skilled motor task. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1978; 45(5): 568-76.
- Tergau F, Geese R, Bauer A, Baur S, Paulus W, Reimers CD. Motor cortex fatigue in sports measured by transcranial magnetic double stimulation. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32(11): 1942-8.
- Wallenstein GV, Nash AJ, Kelso JA. Frequency and phase characteristics of slow cortical potentials preceding. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995; 94(1): 50-9.
- Warrenburg S, Pagano RR, Woods M, Hlastala M. A comparison of somatic relaxation and EEG activity in classical progressive relaxation and transcendental meditation. *J Behav Med* 1980; 3(1): 73-93.
- Wehr T, Barthel T, Schnittker R, Mechau D, Weiß M, Liesen H. *Auswirkungen von unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen auf das Elektroenzephalogramm (EEG) und Bereitschaftspotential (BP). Abstraktband nicht erschienen.* Bonn: 2000.
- Wehr T. *Das Bereitschaftspotential und Spontan-EEG von Ausdauertrainierten als psychophysischer Parameter bei stufenförmiger Ergometerbelastung.* Paderborn: unveröffentlichte Diplomarbeit, 1998.
- Weicker H, Barwich D, Klett G, Ritthaler F. Die hormonelle Regulation bei körperlicher Belastung. *Sportwissenschaft* 1981; 11: 386-405.

- Weicker H, Strobel G. Hormone. In: Weicker H, Strobel G, editor. *Sportmedizin: biochemisch-physiologische Grundlagen und ihre sportartspezifische Bedeutung*. 1994: 277-89.
- Weicker H. Determination of free and sulfoconjugated catecholamines in plasma and urine by high-performance liquid chromatography. *Int J Sports Med* 1988; 9: 68-74.
- Weiller C, Juptner M, Fellows S, Rijntjes M, Leonhardt G, Kiebel S, Muller S, Diener H, Thilmann A. Brain representation of active and passive movements. *Neuroimage* 1996; 4(2): 105-10.
- Weiß M, Barthel T, Falke W, Junjea L, Geiß K. Influence of L-theanine on EEG characteristics and stress hormones during recovery from exercise stress. *Journal of Psychophysiology* 2004 submitted;.
- Weiß M, Barthel T, Schnittker R, Geiß K, Falke W, Juneja L. Correlations between central nervous parameters and hormonal regulations during recovery from physical stress are influenced by L-theanine. *Amino Acids* 21. Wien: Springer Verlag, 2001: 62.
- Westerblad H, Allen DG, Bruton JD, Andrade FH, Lannergren J. Mechanisms underlying the reduction of isometric force in skeletal muscle fatigue. *Acta Physiol Scand* 1998; 162(3): 253-60.
- Wiese J, Singh L, Yuedall. Occipital and parietal alpha power before, during and after exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 15: 117.
- Youngstedt S, Dishman R, Cureton K, Peacock L. Does body temperature mediate anxiolytic effects of acute exercise? *J Appl Physiol* 1993; 74(2): 825-31.

11 Anhang

11.1 Probandeninfo und Einverständnis (Belkom. 1)

Probandeninformation

Untersuchung zur Wirkung eines Mischgetränkes auf die zentralnervöse Aktivität, das Herz-Kreislauf-System und den Energiestoffwechsel

Stromerzeugungsbau
Universität der Saarland

Bisher wurde in der medizinischen Leistungsdiagnostik der Energiebereitstellung eine entscheidende Rolle zugeordnet, wogegen die zentralnervöse Aktivität kaum Berücksichtigung fand. Leistungsvoraussetzungen für motorische Bewegungen ist der Kopf als steuerndes und kontrollierendes Element, zusätzlich zu einer ökonomischen Herz-Kreislauf-Arbeit und einem angepaßten Energiestoffwechsel.

Die Studie soll nun überprüfen, ob und inwiefern ein Mischgetränk Einfluß auf die zentralnervöse Aktivität, die Ökonomisierung des Herz-Kreislauf-Systems und die Energiebereitstellung hat.

Es werden Kapillarblut-Abnahmen aus dem Ohrtröpfchen, venöse Blutabnahmen, EKG- und EEG-Ableitungen durchgeführt. Ein gesundheitliches Risiko besteht nicht.

Insgesamt muß jeder Proband an vier Untersuchungsterminen mit einer fahrradergometrischen Stufenbelastung teilnehmen.

- 1. **Voruntersuchung:** Erfassung der individuellen Leistungsfähigkeit (Festlegung der Belastungsdosierung für die Hauptuntersuchungen)
- 2. **Hauptuntersuchungen:** Stufenstest nach Trinken des Testgetränks bzw. den Kontrollen (3-Wochen-Periodik: Jeder Proband erscheint am selben Tag und zur selben Uhrzeit, um identische Bedingungen zu erfüllen. Die Einnahme eines standardisierten Frühstückes wird im Sportmedizinischen Institut durchgeführt)

Ein eventueller **Medikamentengebrauch** ist frühzeitig mitzuteilen. Der Konsum von **coffeinhaltigen Stimulanzien** (Kaffee, Cola, Energydrinks, schwarzer Tee, Kakao, Schokolade, Zitronen-tee, Koffein-Tabletten, usw.) ist anzugeben.

Eine grobe **Trainingskonzeption** der letzten 4 Wochen vor der Hauptuntersuchung ist einzuzeichnen. Während des Untersuchungszeitraumes ist das Training und der Gebrauch von Supplementen, Energie- und Mineraldrinks genau zu protokollieren.

Angaben zur Trainingsbelastung vor den Untersuchungen:

Trainingsstage vor den Untersuchungen	Trainingsinhalt	Dauer	Bemerkung
2	Grundlagenausdauer (GA1)	Max. 2h	Keine Kräftausdauer
1	Regeneration	Max. 1h	Max. Puls wird nach der Voruntersuchung mitgeteilt

Angaben zu Nahrungs- und Genußmitteln vor den Untersuchungen:

Bis zu 48 Std. vor der Untersuchung keine Medikamente, Alkohol u. Nikotin
Am Untersuchungstag selber: keine Stimulanzien wie Kaffee, schwarzer Tee und Kakao

Bitte rückseitig bestätigen

Hiermit erkläre ich, die beigefügte Probandeninformation gelesen und verstanden zu haben. Desweiteren werde ich mich nach den Untersuchungsbedingungen richten. Ich bin über die möglichen Risiken der Untersuchung unterrichtet worden und gebe mit meiner Unterschrift mein Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Nach der letzten Untersuchung (4.) wird eine Aufwandsentschädigung von 200 DM überwiesen. Zusätzlich wird ein kleines weiteres Geschenk übergeben.

Datum Unterschrift

Name des Kontoinhabers:	
Name des Geldinstituts:	
Bankleitzahl:	
Kontonummer:	

11.2 Untersuchungsablauf (Belkom. 1)

Information zum Untersuchungszeitablauf:

7.00 (12.00) Uhr	Frühstück im Spomed Institut: 1-2 Brötchen oder 2 Scheiben Brot mit Streichfett; Getränke: Mineralwasser, Kräuter- und Früchtetee (kein Kaffee, schwarzer Tee, Kakao, Saft, Müsli, da Stimulanzien enthalten sind, die die Meßergebnisse verfälschen)
8.30 (13.30) Uhr	Umziehen etc.
9.00 (14.00) Uhr	Untersuchungsbeginn <ul style="list-style-type: none">• Verkabelung/Haube• Ruhephase (20min); Fragebogen• Venöse Blutentnahme
10.00 (15.00) Uhr	Aufbau, Verkabelung, Bewegungsaufgabe rezitieren <ol style="list-style-type: none">1. EEG-MRCP-MRCP Messung<ol style="list-style-type: none">1. Stufe Aufwärmen (10min)2. EEG-MRCP-Messung<ol style="list-style-type: none">2. Stufe (6min)3. Stufe (6min)4. Stufe (6min)3. EEG-MRCP-Messung<ol style="list-style-type: none">5. Stufe maximal (6min)4. EEG-MRCP-Messung Fragebogen Venöse Blutentnahme
12.00 Uhr (17.00) Uhr	Ende

Kapillare Blutentnahmen zur Bestimmung von:

Laktat in Ruhe und in den letzten 30 s der jeweiligen Stufe

Ammoniak bei Ruhe, Stufe 4, Stufe 5 jeweils 3min. nach Belastung.

Blutdruckmessung in Ruhe und jew. 2 min. vor Stufenende

Herzfrequenzmessung kontinuierlich mit Polar Tester

Anmerkung für die Nachmittagstermine: Frühstück nach Wahl. Um **12.00 Uhr** standardisiertes zweites Frühstück (s.o.) im Sportmedizinischen Institut.

11.3 Trainingsprotokollvorlage (Belkom. 1)

PULSVORGABEN BITTE 2 TAGE VOR DEN UNTERSUCHUNGEN EINHALTEN!!							
GA 1 :				REKOM :			
Trainingswoche vom			bis		NAME:		
Wochentag Datum	Disziplin	Zeit	Umfang (km)	Ziel Rekom, GA1, GA1/2, GA2, WSA	Ø-Puls	Bemerkungen Verletzung, Infekt, Krämpfe, hoher Ruhepuls, Schlafstörung, ...	Supplementierung, Koffeinkonsum Mineralstoffe, Spurenelemente, Energie- und Mineraldrinks, Energieregler, Kaffee, Cola, ...
MO							
DI							
MI							
DO							
FR							
SA							
SO							
Teildiszi- plinen:							
GESAMT							

WETTKÄMPFE:

REKOM- TRAINING	GA 1 – TRAINING	GA 2 – TRAINING	WSA – TRAINING
<i>ZIEL</i>	<i>ZIEL</i>	<i>ZIEL</i>	<i>ZIEL</i>
Unterstützung der Wiederherstellung, Erhöhung der Mo- bilisationsfähigkeit für nachfolgende intensive Trainings- belastungen.	Stabilisierung und Entwicklung der Grundlagenaus- dauerfähigkeit, Erhöhung der aeroben Kapazität.	Entwicklung der Grundlagenaus- dauerfähigkeit, Erhöhung der anaeroben Kapazität	Entwicklung der wettkampfspe- zifischen Ausdauer- leistungsfähigkeit
<i>METHODE</i>	<i>METHODE</i>	<i>METHODE</i>	<i>METHODE</i>
Dauermethode	Dauermethode Fahrtspiel	Extensive Intervallmethode Fahrtspiel Wechselhafte Dauermethode	Wettkampfmethode Intensive Intervallmethode Wiederholungs- methode
<i>INTENSITÄT</i>	<i>INTENSITÄT</i>	<i>INTENSITÄT</i>	<i>INTENSITÄT</i>
Sehr niedrig 60-70% der Hf max Laktat < 2,0 mmol/l	Niedrig bis mittel 70-85% der Hf max Laktat bis 2,5 mmol/l	Mittel bis hoch 80-90% der Hf max Laktat 3.0-6,0 mmol/l	Hoch bis sehr hoch > 90% der Hf max Laktat > 6,0 mmol/l
<i>DAUER</i>	<i>DAUER</i>	<i>DAUER</i>	<i>DAUER</i>
< 45 Minuten	> 45 Minuten	20-50 Minuten	10-30 Minuten

REKOM = Regeneration und Kompensation

GA = Grundlagenausdauer

WS = Wettkampfspezifische Ausdauer

11.4 Probandeninfo, Einverständnis (Belkom. 2)

Probandeninformation für die Herbs and Fruit Studie

Sportmedizinisches Institut
Universität Oldenburg

Das angewandte Präparat soll das Katecholaminsystem und die Regenerationsfähigkeit beeinflussen. Des weiteren wirkt es sich auf die elektrophysiologische Hirnaktivität aus. Hieraus entsteht die Hypothese, es einen entspannenden Effekt und Auswirkungen auf das Stressmanagement und die Stressbewältigung hat. Um dieses zu objektivieren, wurde diese Studie entwickelt, bei der EEG-Messungen und Blutuntersuchungen in der Ruhephase nach einer Ergometerbelastung durchgeführt werden.

Methodik:

Probanden: 15 gesunde, nichttraumende, sportliche (allerdings nicht spezifisch ausdauer- bzw. krafttrainierte) Studenten, Alter 20-30 Jahre

Studiendesign: Voruntersuchung und Hauptuntersuchung
- Voruntersuchung: Ergometertest (Feststellung der Leistungsfähigkeit und Festlegung der Belastungsintensität für die Hauptuntersuchung)
- Hauptuntersuchung: 3. Untersuchungstage im Abstand von jeweils einer Woche (In diesem Zeitraum sollten die körperlichen Aktivitäten nicht sehr stark variiert und die Essgewohnheiten protokolliert werden), wobei ein randomisiertes, präparatkontrolliertes doppelblindes Design verwendet wird.

Untersuchungsgang: Die Ernährungsgewohnheiten der Probanden werden mittels Food Frequency Verfahren (FFQ) (Vital & Aktiv) erhoben. Hierbei wird die quantitative Zufuhr wichtiger Nährstoffe in den letzten 3 Wochen vor den Tests abgeschätzt.
Am Untersuchungstermin kommen die Probanden um 8.00 Uhr (bzw. 8.35, 10.20 Uhr) nüchtern und ausgeschlafen ins Sportmedizinische Institut wobei am Vortrag auf intensives Training, Alkoholkonsum und exzessive Nahrungsaufnahme verzichtet werden soll. Nach Befindlichkeitserhebung und standardisiertem Frühstück findet die Ergometerbelastung (4 ansteigende, submaximale Stufen a 3 Min., 1 maximale Stufe a 4 Min.) statt. Anschließend wird das Testgetränk verabreicht. Blut abgenommen und eine EEG-Messung absolviert. Während der 2- stündigen Ruhephase werden 4 weitere EEG-Messungen/ Blutabnahmen und zum Schluss eine Urinprobe durchgeführt.

Es werden Kapillarblut-Abnahmen aus dem Ohrläppchen, venöse Blutabnahmen, Urinproben und Fragebögen, durchgeführt. Ein gesundheitliches Risiko besteht nicht.

Vielen Dank,
Euer Spomed- Team

Hiermit erkläre ich, die beigefügte Probandeninformation gelesen und verstanden zu haben. Desweiteren werde ich mich nach den Untersuchungsbedingungen richten. Ich bin über die möglichen Risiken der Untersuchung unterrichtet worden und gebe mit meiner Unterschrift mein Einverständnis zur freiwilligen Teilnahme an der Studie.

Nach der letzten Untersuchung wird eine Aufwandsentschädigung von 150 DM überwiesen.

Datum

Unterschrift

Name des Kontoinhabers:	
Name des Geldinstituts:	
Bankleitzahl:	
Kontonummer:	

Ablauf Hauptuntersuchung

Zeit	Uhr	Proband
Labor Ergo Küche		
8.25-8.55	8.00-8.20	A
Impedanzmessung		A
8.35-8.55		A
9.00-9.16	0.00	B
9.05-9.30	0.05	A
Impedanzmessung		B
9.17-9.22	0.17	A
9.22-9.30	0.22	A
Testgetränk		A
9.30	0.30	A
9.35-9.51	0.35	B
9.52-9.57	0.52	B
9.57-10.05	0.57	B
Testgetränk		B
10.00-10.05	1.00	A
10.05	1.05	B
10.15-10.20	1.15	A
10.20-10.40	1.20	C
10.30-10.35	1.30	A
10.35-10.40	1.35	B
10.45-11.15	1.45	C
Impedanzmessung		C
10.50-10.55	1.50	B
11.05-11.10	2.05	B
11.20-11.36	2.20	C
11.30-11.35	2.30	A
11.37-11.42	2.37	C
11.42-11.50	2.42	C
Testgetränk		C
11.50	2.50	C
12.05-12.10	3.05	B
12.20-12.25	3.20	C
12.35-12.40	3.35	C
12.50-12.55	3.50	C
13.50-13.55	4.50	C

Checkliste

Frühstück:

- 20 min
- Umziehen
- 2 Brötchen mit Streichfett
- dazu Mineralwasser bzw. Fruchtee

Braunüle, Verkabeln, Impedanzmessung:

- 30 min
- zuerst Braunüle vom Arzt legen
- Pulsgurt,
- Haube vorgelen, aufsetzen, nachgelen
- Ecg vorbereiten (Keberinge/Gel) und anlegen
- Ecg
- Elektroden (Sympatograph)
- Impedanzmessung (evtl. nachgelen)

Ergometerbelastung:

- ca. 5 min Vorbereitung
- 16 min Belastung (300,350 oder 400 Watt Programm)
- danach unverzüglich ins Messlabor

Messung 0, 1, 2, 3, 4:

- 5 min
- Blutabnahme durch den Arzt
- währenddessen Ecg anlegen, Kabel anschließen und Impedanz
- EEG Messung

11.6 Übersetzte Fassung des Händigkeitstests

Die Einschätzung und Analyse der Händigkeit

(The Edinburgh Inventory)

Name: _____

Geburtsdatum: _____

Geschlecht: _____

Hatten sie jemals eine Tendenz zur Links-Händigkeit?

Ja

Nein

Bitte zeigen sie Ihre Bevorzugung im Gebrauch der Hände bei den folgenden Aktivitäten an, indem sie + in die entsprechende Spalte einfügen. Wo die Bevorzugung so stark ist, daß sie niemals versuchen würden, die andere Hand zu benutzen, außer sie sind dazu gezwungen, tragen sie ++ ein. Sollten sie in einem Fall keine eindeutige Entscheidung treffen können, setzen sie + in beide Spalten.

Einige der Aktivitäten erfordern beide Hände. In diesen Fällen ist der Teil der Aufgabe, oder Sache, für den die Vorzugshand anzugeben ist, in den Klammern angezeigt.

Bitte versuchen sie, alle Fragen zu beantworten und lassen sie nur eine Lücke, wenn sie überhaupt keine Erfahrung mit der Sache oder Aufgabe haben.

	R	L
1 schreiben		
2 zeichnen		
3 werfen		
4 Schere		
5 Kamm		
6 Zahnbürste		
7 Messer (ohne Gabel)		
8 Löffel		
9 Hammer		
10 Schraubenzieher		
11 Tennisschläger		
12 Messer (mit Gabel)		
13 Kricketschläger (untere Hand)		
14 Golfschläger (untere Hand)		
15 Besen (obere Hand)		
16 Harke (obere Hand)		
17 Streichholz anzünden (Streichholz)		
18 Schachtel öffnen (Deckel)		
19 Karten geben (Karte, die gegeben wird)		
20 Nadel einfädeln (Nadel oder Faden je nachdem, was bewegt wird)		
40 Welchen Fuß bevorzugen s'e, um damit zu treten?		
41 Welches Auge benutzen sie, wenn sie nur eines benutzen?		

LQ

Lassen sie diese Felder bitte frei

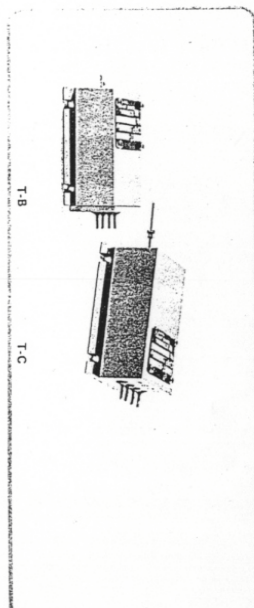
Decile

11.7 Schalteinheit für Trigger

5gf – 2000gf

Force/Displacement Transducer

T-B&T-C Series



120T-B Series

Type	Capacity
120T – 50g	50gf
120T – 100g	100gf
120T – 200g	200gf
120T – 500g	500gf
120T – 1000g	1000gf

120T-C Series

Type	Capacity
120T – 50C	500gf
120T – 100C	1000gf
120T – 200C	2000gf
120T – 500C	5000gf
120T – 1000C	10000gf

Specifications

Type	T-B	T-C
Capacity	5gf – 1000g	50gf – 2000g
Automatic load	120N/FS	120N/FS
Output voltage sensitivity	more than 1.25mV/V	more than 1.25mV/V
Non-linearity	100S	100S
Hysteresis	100S	100S
Automatic bridge voltage	5V	5V
Input resistance	120k	120k
Output resistance	120k	120k
Automatic temperature range	-50 – +40°C	-50 – +40°C
Weight	Approx. 50g	Approx. 50g

Features:

- High accuracy measurement of small loads
- Zero drift
- Zero drift
- Easy of use and installation.

20

T-B

T-C

Unit: mm

BASLER BEFINDLICHKEITSFRAGEBOGEN

BEFINDLICHKEIT - Profil

	4	8	12	16	20	24	28	RW
VT							VT	
IG							IG	
SE							SE	
VG							VG	
SU							SU	
16								RW
32								
48								
64								
80								
96								
112								

Ort	Tag/Monat/Jahr	Diagnose	Alter	♂	Testverlauf	Prä-Nr.	Frei-Nr.
54-55	57	64	65-68	6970	71	72	7374
						75	79
							80

ich fühle mich jetzt	
ruhig	nervös
müde	frisch
redselig	verschwiegen
unauffmerksam	aufmerksam
unausgeglichen	ausgeglichen
gestärkt	geschwächt
verschlossen	mitteilbar
wachsam	zerstreut
sicher	unsicher
kraftlos	tatkräftig
kontaktfreudig	schüchtern
unkonzentriert	konzentriert
ängstlich	nicht ängstlich
gesund	krank
zurückgezogen	gesellig
zielstrebig	ablenkbar

F1/VT	F2/IG	F3/SE	F4/VG	SU
18 19	20 21	22 23	24 25	27 28 29

11.9 Deskription (Belkom. 1)

Häufigkeitstabellen: Belastungskomplex 1 (Fahrradergometer Belastung)

Statistiken

		Haendigkeit	Sprungbeinp raeferenz	Coffeinge wöhnung	SportDisziplin	Subj.Ausbel astungWert -5 [Punkte]
n	Gültig Fehler nd	14 0	14 0	14 0	14 0	14 0

Haendigkeit

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Linkshaend er	1	7,1	7,1	7,1
	Rechtshaen der	13	92,9	92,9	100,0
	Gesamt	14	100,0	100,0	

Sprungbeinpraferenz

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Linksfuessl er	6	42,9	42,9	42,9
	Rechtsfues sler	8	57,1	57,1	100,0
	Gesamt	14	100,0	100,0	

SportDisziplin

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Triathlon	7	50,0	50,0	50,0
	Radspport	4	28,6	28,6	78,6
	Laufen	3	21,4	21,4	100,0
	Gesamt	14	100,0	100,0	

Subj.AusbelastungWert-5 [Punkte]

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	total verausgabt z.T.	5	35,7	35,7	35,7
	verausgabt nicht	7	50,0	50,0	85,7
	verausgabt Gesamt	2	14,3	14,3	100,0
	Gesamt	14	100,0	100,0	

Häufigkeitstabellen: Belastungskomplex 1 (Armkerbelergometer Belastung)

Statistiken

		Haendigkeit	Sprungbeinp raeferenz	Coffeinge wöhnung	SportDisziplin	Subj.Ausbel astungWert -5 [Punkte]
n	Gültig Fehler nd	11 0	11 0	11 0	11 0	11 0

Haendigkeit

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Rechtshaen der	11	100,0	100,0	100,0

Sprungbeinpraferenz(a)

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Linksfuessl er	5	45,5	45,5	45,5
	Rechtsfues sler	6	54,5	54,5	100,0
	Gesamt	11	100,0	100,0	

SportDisziplin

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Triathlon	7	63,6	63,6	63,6
	Radspport	2	18,2	18,2	81,8
	Laufen	2	18,2	18,2	100,0
	Gesamt	11	100,0	100,0	

Subj.AusbelastungWert-5 [Punkte]

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	total verausgabt z.T.	4	36,4	36,4	36,4
	verausgabt nicht	4	36,4	36,4	72,7
	verausgabt Gesamt	3	27,3	27,3	100,0
	Gesamt	11	100,0	100,0	

Häufigkeitstabellen: Belastungskomplex 1 (Kognitive Belastung)

Statistiken

		Haendigkeit	Sprungbeinp raeferenz	Coffeinge wöhnung	SportDisziplin	Subj.Ausbel astungWert -5 [Punkte]
n	Gültig Fehler nd	10 0	10 0	10 0	10 0	10 0

Haendigkeit

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Rechtshaen der	10	100,0	100,0	100,0

Sprungbeinpraferenz

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Linksfuessl er	5	50,0	50,0	50,0
	Rechtsfues sler	5	50,0	50,0	100,0
	Gesamt	10	100,0	100,0	

SportDisziplin

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	Triathlon	6	60,0	60,0	60,0
	Radspport	2	20,0	20,0	80,0
	Laufen	2	20,0	20,0	100,0
	Gesamt	10	100,0	100,0	

Subj.AusbelastungWert-5 [Punkte]

		Häufigkeit	Prozent	Gültige Prozente	Kumulierte Prozente
Gültig	total verausgabt nicht	1	10,0	10,0	10,0
	verausgabt Gesamt	9	90,0	90,0	100,0
	Gesamt	10	100,0	100,0	

Anthropometrie																								
	Fahrradergometerbelastung						Teil der BISP-Studie I1-3)						Überarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	N	MD	25P	75P	MW	SD	N	MD	25P	75P	MW	SD	N	MD	25P	75P						
Alter Stand 8/98 [Jahre]	26	3	n=14	26	23	28	25	4	n=11	26	22	29	25	4	n=10	25	22	29						
Gewicht Voruntersuchung [kg]	71,3	4,0	n=14	71,9	68,1	74,2	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Körpergewicht z. HU [kg]	71,8	3,6	n=14	71,7	69,5	74,7	72,2	3,8	n=11	71,0	69,7	75,4	72,6	3,2	n=10	72,3	69,8	75,1						
Rel.Max. Leistungsfähigkeit FB (PmaxGewicht) [Watt/kg]	4,84	,46	n=14	4,74	4,49	5,15	1,88	,26	n=11	1,85	1,73	1,95	-	-	n=0	-	-	-						
Rel.Max.Leistung OB (PmaxGewicht) [Watt/kg]	1,88	,26	n=11	1,85	1,73	1,95	1,88	,26	n=11	1,85	1,73	1,95	1,90	,27	n=10	1,86	1,80	1,98						
Körpergröße [cm]	178,9	5,6	n=14	179,8	175,6	181,2	178,6	4,6	n=11	180,0	179,5	181,0	178,5	4,9	n=10	180,0	177,3	181,2						
Lateralitätsquotient (LQ) [Punkte]	67,44	45,96	n=14	86,66	64,67	92,76	76,07	23,60	n=11	86,21	65,71	92,31	77,01	24,66	n=10	86,66	64,67	94,23						
Handigkeit	2	0	n=14	2	2	2	2	0	n=11	2	2	2	2	0	n=10	2	2	2						
Sprungbeinpriorferenz	1	1	n=14	2	1	2	2	1	n=11	2	1	2	2	1	n=10	2	1	2						
Coffeingewohnung	1	1	n=14	1	1	2	2	1	n=11	2	1	2	2	1	n=10	2	1	2						
SportDisziplin	2	1	n=14	2	1	2	2	1	n=11	1	1	2	2	1	n=10	1	1	2						
TrainZeit [Jahre]	7	3	n=14	6	4	9	6	2	n=11	5	4	7	6	2	n=10	5	4	7						
TrainUmfang [h/Woche]	12	2	n=14	12	10	14	12	2	n=11	12	10	14	12	2	n=10	12	10	14						
Pretestpower (PPmax) [Watt]	346,43	30,79	n=14	350,00	337,50	350,00	135,45	15,72	n=11	130,00	130,00	150,00	-	-	n=0	-	-	-						
Leistungsfähigkeit (PmaxFB) [Watt]	346,43	30,79	n=14	350,00	337,50	350,00	350,00	31,62	n=11	350,00	350,00	350,00	350,00	33,33	n=10	350,00	337,50	362,50						
Leistung (PmaxOB) [Watt]	135,45	15,72	n=11	130,00	130,00	150,00	135,45	15,72	n=11	130,00	130,00	150,00	136,00	16,47	n=10	130,00	130,00	150,00						
kit_Konzentrationsleistung z Norm (irel) [%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	122,06	30,62	n=10	118,24	94,47	149,19					
kit_Fehlerquotient (fq) [(F%/MF%)]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	,52	,34	n=10	,40	,29	,81					

Beanspruchung (peripher)																								
	Fahrradergometerbelastung						Teil der BISP-Studie I1-3)						Überarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P						
Stufenbelastung 1 (P1) [Watt]	94,29	26,52	n=14	100,00	70,00	105,00	23,64	8,97	n=11	20,00	20,00	25,00	-	-	n=0	-	-	-						
Stufenbelastung 2 (P2) [Watt]	150,71	26,45	n=14	155,00	136,25	160,00	49,09	11,14	n=11	50,00	40,00	50,00	-	-	n=0	-	-	-						
Stufenbelastung 3 (P3) [Watt]	208,57	28,52	n=14	210,00	197,50	220,00	74,09	14,11	n=11	75,00	60,00	80,00	-	-	n=0	-	-	-						
Stufenbelastung 4 (P4) [Watt]	265,71	31,31	n=14	265,00	253,75	280,00	99,09	17,44	n=11	100,00	80,00	110,00	-	-	n=0	-	-	-						
Stufenbelastung 5 (P5) [Watt]	326,43	32,25	n=14	320,00	315,00	350,00	131,82	16,01	n=11	130,00	120,00	135,00	-	-	n=0	-	-	-						
Belastungsrelation 1 (P1/ Pmax) [%]	27,0	6,3	n=14	28,6	22,1	30,8	17,2	4,5	n=11	15,4	15,4	19,2	-	-	n=0	-	-	-						
Belastungsrelation 2 (P2/ Pmax) [%]	43,3	5,1	n=14	44,3	40,0	45,7	36,0	4,6	n=11	34,6	33,3	38,5	-	-	n=0	-	-	-						
Belastungsrelation 3 (P3/ Pmax) [%]	60,1	4,6	n=14	60,0	57,0	62,9	54,5	5,3	n=11	53,8	53,3	57,7	-	-	n=0	-	-	-						
Belastungsrelation 4 (P4/ Pmax) [%]	76,6	4,4	n=14	75,7	74,0	80,0	72,9	6,3	n=11	73,3	72,7	76,9	-	-	n=0	-	-	-						
Belastungsrelation 5 (P5/ Pmax) [%]	94,2	3,8	n=14	92,0	91,4	98,1	97,4	4,9	n=11	100,0	92,3	100,0	-	-	n=0	-	-	-						
kit_LeistungsRohWert (lrw) [Anzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	117	40	n=10	110	83	151					
kit_LeistungsStandartWert (sw) [Normanzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	94	8	n=10	93	87	101					
kit_LeistungsProzentRang (lpr) [ProzRangNormgr]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	33	26	n=10	24	10	56					
kit_FehlerRohWert (frw) [Anzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	6	4	n=10	5	3	8					
kit_Fehlerprozent (fpro) [F%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	5,17	3,36	n=10	3,94	2,92	8,10					
kit_Referenzfehlerprozent (MF%)	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	10	0	n=10	10	10	10					
kit_Fehlerquotient (fq) [(F%/MF%)]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	,52	,34	n=10	,40	,29	,81					
kit_Konzentrationsleistung Norm (lsrel) [%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	100	0	n=10	100	100	100					
kit_Konzentrationsleistung z Norm (irel) [%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	-	122,06	30,62	n=10	118,24	94,47	149,19					
Subj_AusbelastungWert-5 (Punkte)	2	1	n=14	2	1	2	2	1	n=11	2	1	3	3	1	n=10	3	3	3						
Herzfrequenz (HF) -R [1/min]	68	12	n=14	66	59	74	69	11	n=11	70	62	80	72	13	n=10	67	64	86						
HF -1[1/min]	100	10	n=14	102	96	107	79	10	n=11	77	72	90	-	-	n=0	-	-	-						
HF -2 [1/min]	115	9	n=14	115	111	120	93	13	n=11	98	80	102	-	-	n=0	-	-	-						
HF -3 [1/min]	136	13	n=14	136	126	144	109	17	n=11	113	90	125	-	-	n=0	-	-	-						
HF -4[1/min]	159	14	n=14	160	151	168	130	22	n=11	131	109	146	-	-	n=0	-	-	-						
HF -5[1/min]	174	10	n=14	175	167	182	154	18	n=11	159	139	167	75	9	n=10	78	65	81						
Blutdruck systolisch (Bd. syst.) -R [mmHg]	120	8	n=13	120	118	120	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Blutdruck diastolisch (Bd. diast.) -R [mmHg]	76	7	n=13	80	70	80	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-1 [mmHg]	144	10	n=13	145	140	150	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-1 [mmHg]	72	9	n=13	70	65	80	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-2 [mmHg]	159	12	n=13	160	150	163	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-2 [mmHg]	71	9	n=13	70	60	80	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-3 [mmHg]	175	16	n=13	180	163	190	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-3 [mmHg]	69	10	n=13	70	60	80	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-4 [mmHg]	192	18	n=13	200	180	208	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-4 [mmHg]	67	11	n=13	70	60	78	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-5 [mmHg]	208	17	n=13	210	190	225	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Bd.syst.-5 [mmHg]	70	10	n=13	70	60	80	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-						
Max.Bel.rel. (Pmaxrel) [%]	100,0	,0	n=14	100,0	100,0	100,0	100,0	,0	n=11	100,0	100,0	100,0	-	-	n=0	-	-	-						

Beanspruchung (metabolisch)																		
	Teile der BISP-Studie [1-3]																	
	Fahrradergometerbelastung						Oberarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P
Lactat -R [mmol/l]	1,4	,3	n=14	1,4	1,1	1,6	1,0	,2	n=11	1,0	,9	1,2	1,0	,3	n=10	1,0	,8	1,1
Lactat -1 [mmol/l]	1,1	,2	n=14	1,1	,9	1,3	1,2	,4	n=11	1,2	,9	1,3	-	-	n=0	-	-	-
Lactat -2 [mmol/l]	1,3	,3	n=14	1,2	1,1	1,4	1,7	,4	n=11	1,5	1,3	1,8	-	-	n=0	-	-	-
Lactat -3 [mmol/l]	1,8	,6	n=14	1,7	1,4	1,9	2,5	,5	n=11	2,5	2,1	2,6	-	-	n=0	-	-	-
Lactat -4 [mmol/l]	3,5	,7	n=14	3,5	2,8	4,0	3,8	,7	n=11	4,1	2,9	4,3	-	-	n=0	-	-	-
Lactat -5 [mmol/l]	6,7	,8	n=14	6,9	5,8	7,4	5,7	1,4	n=11	5,9	4,2	6,3	,9	,2	n=10	,9	,7	,9
Ammoniak (NH ⁺) -R[μmol/l]	24	8	n=14	22	20	28	37	9	n=11	36	30	46	35	8	n=10	35	29	43
NH ⁺ -4 [μmol/l]	51	11	n=14	52	40	58	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-
NH ⁺ -5 [μmol/l]	69	17	n=14	65	61	72	66	12	n=10	68	60	76	27	7	n=10	27	22	30

Blutbild																		
	Teile der BISP-Studie [1-3]																	
	Fahrradergometerbelastung						Oberarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P
Erythrozyten (ery) -R [10 ⁶ /μl]	4,73	,28	n=14	4,64	4,49	4,97	4,97	,21	n=11	4,95	4,79	5,08	4,80	,27	n=10	4,79	4,55	5,04
Erythrozyten (ery)-5 [10 ⁶ /μl]	4,93	,30	n=14	4,90	4,63	5,17	5,17	,19	n=11	5,18	5,06	5,27	4,97	,26	n=10	4,96	4,73	5,15
Leukozyten (leu) -R [10 ⁹ /μl]	5,4	1,2	n=14	5,4	4,6	6,2	4,8	1,1	n=11	4,6	4,2	5,2	4,2	1,0	n=10	4,2	3,5	4,7
Leukozyten (leu)-5 [10 ⁹ /μl]	6,1	1,6	n=14	6,0	5,0	7,0	5,0	1,0	n=11	5,1	4,5	5,4	4,3	1,0	n=10	4,1	3,6	5,2
Thrombozyten (throm) R [10 ⁹ /μl]	250	50	n=14	254	205	276	257	60	n=11	248	204	292	241	53	n=10	238	207	273
Thrombozyten (throm)-5 [10 ⁹ /μl]	269	56	n=14	266	221	308	266	59	n=11	261	212	312	241	58	n=10	236	205	261
Hämoglobin (hb) -R [g/dl]	14,2	,7	n=14	14,1	13,9	14,8	14,7	,7	n=11	14,4	14,3	15,2	14,3	,7	n=10	14,4	13,5	14,8
Hämoglobin (hb)-5 [g/dl]	14,8	,8	n=14	14,9	14,2	15,2	15,1	,7	n=11	15,0	14,4	15,6	14,7	,7	n=10	14,8	14,1	15,2
Hämatocrit (htc) -R [l/l]	,42	,02	n=14	,41	,41	,42	,43	,03	n=11	,43	,41	,45	,41	,03	n=10	,42	,39	,43
Hämatocrit (htc)-5 [l/l]	,44	,02	n=14	,44	,43	,44	,45	,02	n=11	,45	,43	,46	,43	,02	n=10	,43	,40	,45
mean cell hemoglobin (mch)-R [pg]	30,1	1,3	n=14	29,9	29,0	31,1	29,6	1,3	n=11	30,0	28,7	30,7	29,8	1,4	n=10	30,0	28,9	31,0
mch-5 [pg]	30,0	1,0	n=14	30,1	29,2	30,5	29,2	1,1	n=11	29,2	28,4	30,1	29,7	1,3	n=10	29,5	28,8	30,8
mean cell hemoglobin concentration (mchc)-R [g/dl]	34,2	,8	n=14	34,3	33,6	34,8	34,4	1,6	n=11	34,2	33,0	35,4	34,6	1,5	n=10	34,6	33,1	36,3
mchc-5 [g/dl]	34,0	,7	n=14	34,0	33,6	34,5	33,9	1,2	n=11	33,7	32,7	34,7	34,5	1,0	n=10	34,6	33,7	35,4
mean cell volum (mcv)-R [μm ³]	88	4	n=14	88	85	90	86	5	n=11	84	83	90	86	4	n=10	86	83	88
mcv-5 [μm ³]	88	4	n=14	88	86	91	86	5	n=11	85	83	90	86	4	n=10	86	83	88

Beanspruchung (Stress-System)																		
	Teile der BISP-Studie [1-3]																	
	Fahrradergometerbelastung						Oberarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P
Adrenalin frei (A _f -R [nmol/l])	,11	,05	n=9	,13	,07	,15	,12	,05	n=11	,12	,09	,16	,09	,04	n=7	,10	,04	,12
A _f -5 [nmol/l]	,14	,07	n=10	,14	,10	,17	,11	,06	n=11	,10	,07	,11	,10	,03	n=9	,10	,07	,12
Adrenalin sulphat (A _s -R [nmol/l])	,23	,11	n=11	,22	,14	,28	,86	,92	n=8	,42	,19	1,68	,49	,67	n=9	,20	,16	,57
A _s -5 [nmol/l]	,38	,28	n=11	,28	,24	,39	,78	1,13	n=10	,36	,16	,86	,33	,27	n=10	,19	,15	,57
Dopamin frei (DOP _f -R [nmol/l])	,78	,23	n=11	,70	,63	1,02	,76	,33	n=11	,58	,54	1,17	,76	,26	n=10	,72	,54	,88
DOP _f -5 [nmol/l]	,80	,21	n=11	,72	,63	1,00	,72	,31	n=11	,59	,54	,78	,77	,34	n=10	,69	,52	,88
Dopamin sulphat (DOP _s -R [nmol/l])	16,97	10,47	n=11	15,00	9,50	21,40	18,30	17,98	n=7	9,20	8,50	21,80	13,46	4,20	n=9	12,90	9,55	17,05
DOP _s -5 [nmol/l]	12,72	6,04	n=11	11,70	7,50	15,10	18,80	15,77	n=8	10,30	8,23	36,23	11,93	3,90	n=9	11,30	8,20	15,80
Noradrenalin frei (NA _f)-R [nmol/l]	1,75	,87	n=11	1,81	,69	2,50	1,69	,56	n=11	1,53	1,22	2,36	1,30	,27	n=10	1,30	1,04	1,49
NA _f -5 [nmol/l]	2,08	,91	n=11	1,73	1,46	2,39	1,78	,45	n=11	1,61	1,51	2,03	2,35	1,25	n=10	2,01	1,34	3,29
Noradrenalin sulphat (NA _s)-R [nmol/l]	9,07	4,31	n=11	8,43	5,39	10,10	8,34	4,68	n=9	6,53	5,12	10,52	7,05	2,25	n=10	6,67	5,71	8,00
NA _s -5 [nmol/l]	10,71	3,24	n=11	10,00	8,64	11,40	8,66	3,17	n=8	7,76	6,57	10,65	7,26	2,19	n=10	7,38	5,82	8,88

Psychometrie/Konzentrationsleistung																		
	Teile der BISP-Studie [1-3]																	
	Fahrradergometerbelastung						Oberarmergometerbelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P
Befindkt.Summe-R [Punkte]	84	9	n=14	86	79	93	84	9	n=11	85	81	88	82	10	n=10	86	76	90
Befindkt.Summe-5 [Punkte]	77	14	n=14	78	71	88	85	12	n=11	84	78	93	85	12	n=10	88	78	93
Vitalität-R [Punkte]	21	3	n=14	20	19	24	21	3	n=11	22	18	23	20	3	n=10	22	18	22
Vitalität-5 [Punkte]	18	3	n=14	19	16	21	19	4	n=11	19	16	23	20	3	n=10	21	18	23
Vigilanz-R [Punkte]	21	4	n=14	22	18	24	22	4	n=11	23	20	25	21	4	n=10	21	19	22
Vigilanz-5 [Punkte]	18	5	n=14	19	13	22	21	4	n=11	21	20	23	22	4	n=10	22	20	25
Intpsy.Glgew.-R [Punkte]	24	3	n=14	24	22	27	24	4	n=11	25	22	28	24	3	n=10	23	22	26
Intpsy.Glgew.-5 [Punkte]	23	4	n=14	24	21	25	24	4	n=11	25	21	26	23	4	n=10	24	21	26
Soziale Extrov.-R [Punkte]	18	4	n=14	19	16	20	17	4	n=11	16	13	21	18	3	n=10	18	15	20
Soziale Extrov.-5 [Punkte]	18	4	n=14	18	16	22	21	4	n=11	20	19	24	21	3	n=10	21	18	24
Subj.AusbelastungWert-5 [Punkte]	2	1	n=14	2	1	2	2	1	n=11	2	1	3	3	1	n=10	3	3	3
klt _f LeistungsRohWert (lrw) [Anzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	117	40	n=10	110	83	151
klt _f LeistungsStandartWert (lsrw) [Normanzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	94	8	n=10	93	87	101
klt _f LeistungsProzentRang (lpr) [ProzRangNormgr]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	33	26	n=10	24	10	56
klt _f FehlerRohWert (lrw) [Anzahl]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	6	4	n=10	5	3	8
klt _f Fehlerprozent (lpro) [F%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	5,17	3,36	n=10	3,94	2,92	8,10
klt _f Referenzfehlerprozent [MF%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	10	0	n=10	10	10	10
klt _f Fehlerquotient (fq) [(F%)/MF%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	,52	,34	n=10	,40	,29	,81
klt _f Konzentrationsleistung Norm (lsrwel) [%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	100	0	n=10	100	100	100
klt _f Konzentrationsleistung z Norm (lrrel) [%]	-	-	n=0	-	-	-	-	-	n=0	-	-	-	122,06	30,62	n=10	118,24	94,47	149,19

Antrittsparameter																		
	Teile der BISP-Studie (1-3)																	
	Fahrradpumpebelastung						Oberradpumpebelastung						Kognitive Belastung					
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P
Max.Kraftäquivalent (Fmax)-R [V]	4,045	1,034	n=14	4,057	3,459	4,426	3,478	1,037	n=11	3,700	2,130	4,118	3,541	1,096	n=10	3,263	2,859	4,019
Max.Kraftäquivalent (Fmax)-1 [V]	3,877	.892	n=14	3,784	3,256	4,519	3,483	1,071	n=11	3,515	2,270	4,314	-	-	n=0	-	-	-
Max.Kraftäquivalent (Fmax)-4 [V]	3,928	1,031	n=14	3,969	2,901	4,850	3,671	1,122	n=11	3,368	2,691	4,584	-	-	n=0	-	-	-
Max.Kraftäquivalent (Fmax)-5 [V]	3,743	1,145	n=14	3,656	2,645	4,764	3,840	.998	n=11	3,407	3,131	5,045	3,638	1,224	n=10	3,239	2,794	4,194
Kraftzunahme pro Zeit (tan alpha)-R [V/s]	42,942	21,580	n=14	40,930	24,008	55,624	33,534	17,276	n=11	31,850	17,490	50,757	38,198	18,216	n=10	32,895	26,587	47,404
Kraftzunahme pro Zeit (tan alpha)-1 [V/s]	38,184	18,841	n=14	35,460	25,032	49,412	32,825	15,557	n=11	37,823	17,800	45,050	-	-	n=0	-	-	-
Kraftzunahme pro Zeit (tan alpha)-4 [V/s]	40,759	19,087	n=14	40,390	24,574	62,747	37,364	17,578	n=11	34,627	19,527	48,715	-	-	n=0	-	-	-
Kraftzunahme pro Zeit (tan alpha)-5 [V/s]	38,365	22,216	n=14	31,902	20,466	54,277	38,254	18,732	n=11	34,397	21,170	53,323	42,603	20,444	n=10	36,426	26,918	66,391
Kraftlatenz (m-tb)-R [s]	.104	.046	n=14	.095	.071	.119	.092	.045	n=11	.081	.057	.099	.099	.038	n=10	.083	.071	.137
Kraftlatenz (m-tb)-1 [s]	.109	.075	n=14	.085	.071	.134	.084	.046	n=11	.071	.048	.099	-	-	n=0	-	-	-
Kraftlatenz (m-tb)-4 [s]	.112	.058	n=14	.080	.072	.146	.083	.039	n=11	.078	.057	.099	-	-	n=0	-	-	-
Kraftlatenz (m-tb)-5 [s]	.098	.045	n=14	.081	.062	.143	.088	.042	n=11	.084	.060	.099	.090	.050	n=10	.072	.052	.119
BewegungsVerzögerung (tt-tp)-R [s]	.042	.016	n=14	.038	.027	.060	.035	.017	n=11	.030	.027	.048	.040	.017	n=10	.036	.029	.047
BewegungsVerzögerung (tt-tp)-1 [s]	.042	.013	n=14	.039	.032	.056	.041	.025	n=11	.039	.030	.048	-	-	n=0	-	-	-
BewegungsVerzögerung (tt-tp)-4 [s]	.042	.011	n=14	.045	.034	.049	.039	.034	n=11	.033	.018	.051	-	-	n=0	-	-	-
BewegungsVerzögerung (tt-tp)-5 [s]	.045	.013	n=14	.042	.036	.060	.033	.018	n=11	.033	.018	.042	.040	.017	n=10	.036	.026	.049

MRCP-Parameter Cz-Elektrode																			
	Teile der RISP-Studie [1-3]																		
	Fahrradgometerbelastung						Charakteristischer Belastung						Kognitive Belastung						
	MW	SD	n	MW	SD	n	MW	SD	n	MW	SD	n	MW	SD	n	MW	SD	n	
Czonset-R [ms]	-1446,1	295,9	n=14	-1444,6	-1717,8	-1310,6	-1519,8	278,2	n=10	-1502,5	-1805,1	-1306,7	-1316,7	458,0	n=10	-1457,6	-1738,5	-791,1	
Czonset-1 [ms]	-1464,1	323,2	n=14	-1543,5	-1724,7	-1264,7	-1268,8	447,6	n=10	-1397,7	-1667,7	-864,9			n=0				
Czonset-4 [ms]	-1290,6	231,0	n=14	-1379,2	-1500,0	-1071,7	-1341,3	429,7	n=11	-1434,9	-1720,2	-952,6			n=0				
Czonset-5 [ms]	-1111,8	783,0	n=14	-1406,7	-1500,0	-1036,6	-1397,1	315,4	n=11	-1532,7	-1628,4	-1034,7	-1207,8	392,6	n=10	-1161,4	-1534,3	-967,2	
Czmax-R [µV]	-10,250	5,958	n=14	-7,999	-13,318	-6,172	-8,394	5,131	n=11	-8,708	-12,420	-3,526	-8,975	4,782	n=10	-7,817	-12,224	-5,717	
Czmax-1 [µV]	-10,362	5,316	n=14	-9,192	-14,784	-6,897	-7,876	6,137	n=11	-7,461	-10,621	-3,411			n=0				
Czmax-4 [µV]	-12,495	6,069	n=14	-10,199	-15,201	-7,796	-9,375	4,465	n=11	-8,375	-11,544	-7,198			n=0				
Czmax-5 [µV]	-12,383	7,144	n=14	-8,994	-15,778	-8,070	-10,126	6,450	n=11	-8,435	-11,753	-6,318	-9,142	5,651	n=10	-8,412	-11,589	-4,149	
Cz100-0-R [µV]	-8,408	5,900	n=14	-6,354	-9,873	-4,864	-6,591	4,641	n=11	-6,723	-8,593	-2,344	-7,124	4,835	n=10	-6,107	-9,891	-3,404	
Cz100-0-1 [µV]	-5,541	8,253	n=14	-5,754	-10,940	-4,359	-6,177	6,202	n=11	-7,252	-9,190	-1,628			n=0				
Cz100-0-4 [µV]	-10,375	5,401	n=14	-9,131	-12,718	-6,412	-8,430	5,945	n=11	-7,078	-14,179	-3,450			n=0				
Cz100-0-5 [µV]	-10,309	7,254	n=14	-8,172	-13,542	-4,873	-8,133	6,197	n=11	-6,965	-11,169	-4,796	-7,228	5,598	n=10	-6,662	-10,040	-2,225	
Cz5-100-R [µV]	-5,039	3,228	n=14	-4,193	-5,944	-2,817	-3,405	2,110	n=11	-3,745	-5,259	-1,850	-3,901	2,269	n=10	-3,725	-5,948	-1,968	
Cz5-100-1 [µV]	-5,674	3,325	n=14	-4,774	-7,752	-2,976	-3,784	2,602	n=11	-3,026	-5,995	-1,830			n=0				
Cz5-100-4 [µV]	-6,684	2,378	n=14	-6,132	-8,313	-5,186	-4,768	2,337	n=11	-3,936	-7,220	-2,820			n=0				
Cz5-100_5 [µV]	-6,552	4,892	n=14	-6,108	-8,641	-3,552	-5,237	2,384	n=11	-4,875	-5,787	-3,667	-4,515	2,393	n=10	-4,052	-5,775	-2,657	
Cz 100-R [µV]	-7,540	4,825	n=14	-5,826	-8,427	-4,702	-5,235	3,233	n=11	-5,165	-7,050	-2,690	-5,935	3,811	n=10	-5,530	-9,459	-2,701	
Cz 100-1 [µV]	-7,922	4,924	n=14	-6,450	-12,473	-3,704	-5,762	4,093	n=11	-6,182	-8,750	-2,750			n=0				
Cz 100-4 [µV]	-9,466	4,340	n=14	-7,414	-11,566	-6,944	-6,239	3,042	n=11	-6,504	-8,007	-2,967			n=0				
Cz 100-5 [µV]	-8,799	6,423	n=14	-7,064	-11,666	-6,047	-6,449	3,746	n=11	-5,837	-8,722	-4,228	-6,921	4,176	n=10	-6,004	-10,481	-2,940	
Cz Power-R [µV]	41,64	58,16	n=14	19,07	11,02	39,57	24,98	24,47	n=10	22,68	5,11	29,26	29,50	31,30	n=10	14,91	7,73	46,82	
Cz Power-1 [µV]	43,81	43,62	n=14	24,20	13,75	85,36	31,33	39,11	n=10	20,35	7,35	36,79			n=0				
Cz Power-4 [µV]	60,94	54,45	n=14	41,96	21,80	94,96	33,45	31,05	n=11	20,33	9,46	46,77			n=0				
Cz Power-5 [µV]	77,41	97,56	n=14	36,92	13,08	117,07	42,81	46,74	n=11	24,87	17,96	52,32	35,44	43,89	n=10	25,10	7,05	41,91	
Czmax-t-R [ms]	-51,1	41,2	n=14	-55,0	-90,2	-16,8	-55,4	77,3	n=11	-41,0	-60,1	-14,6	-50,3	48,0	n=10	-48,6	-85,9	-11,1	
Czmax-t-1 [ms]	-63,6	74,7	n=14	-55,9	-81,6	-19,3	-84,2	103,2	n=11	-61,0	-81,1	-28,8			n=0				
Czmax-t-4 [ms]	-40,6	51,7	n=14	-33,0	-78,8	9,3	-62,3	101,3	n=11	-11,7	-86,9	-3,4			n=0				
Czmax-t-5 [ms]	-39,7	46,6	n=14	-39,7	-77,0	9,3	-75,5	98,5	n=11	-35,2	-167,0	9,8	-100,2	157,2	n=10	-47,6	-107,4	-22,2	

MRCP-Parameter Fz-Elektrode																			
	Teile der RISP-Studie [1-3]																		
	Fahrradgometerbelastung						Oberarmgometerbelastung						Kognitive Belastung						
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	
Fzonset-R [ms]	-1093,4	606,8	n=11	-1265,6	-1734,9	-512,7	-1100,7	327,3	n=9	-1289,1	-1378,2	-717,6	-1282,5	494,7	n=10	-1480,5	-1710,0	-859,2	
Fzonset-1 [ms]	-1164,2	587,3	n=9	-1465,8	-1574,4	-955,9	-929,6	585,5	n=10	-868,9	-1460,1	-464,7			n=0				
Fzonset-4 [ms]	-1080,9	347,7	n=10	-1183,9	-1358,3	-794,2	-1148,2	530,5	n=9	-1257,8	-1589,9	-781,5			n=0				
Fzonset-5 [ms]	-1059,7	288,9	n=10	-1031,0	-1393,1	-811,0	-1235,5	508,5	n=10	-1374,0	-1677,0	-752,7	-1035,6	576,2	n=10	-778,3	-1761,8	-525,5	
Fzmax-R [µV]	-5,100	3,552	n=13	-5,018	-7,761	-2,333	-2,392	2,389	n=10	-3,402	-4,267	-0,005	-4,162	4,765	n=10	-3,958	-7,825	-482	
Fzmax-1 [µV]	-6,347	4,163	n=12	-5,442	-9,731	-3,321	-2,954	3,259	n=10	-2,468	-6,507	-1,077			n=0				
Fzmax-4 [µV]	-8,256	4,002	n=13	-7,616	-9,936	-5,577	-6,043	3,174	n=9	-5,540	-7,517	-3,600			n=0				
Fzmax-2 [µV]	-8,917	3,900	n=10	-8,868	-12,605	-6,262	-5,084	4,580	n=11	-3,826	-9,515	-1,730	-3,611	3,402	n=10	-4,275	-6,313	-714	
Fz100-0-R [µV]	-2,295	2,899	n=14	-1,456	-3,245	-5,29	-2,61	2,367	n=11	-932	-2,196	1,064	-971	3,251	n=10	-1,389	-3,787	2,164	
Fz100-0-1 [µV]	-2,110	4,418	n=14	-1,351	-4,479	316	-379	2,726	n=11	-787	-1,413	694			n=0				
Fz100-0-4 [µV]	-3,031	5,073	n=14	-2,919	-7,524	716	-458	2,805	n=11	-513	-2,764	1,189			n=0				
Fz100-0-5 [µV]	-4,874	5,268	n=14	-4,781	-9,282	-1,437	-1,964	3,161	n=11	-1,802	-4,473	431	-779	2,070	n=10	-978	-2,153	673	
Fz5-100-R [µV]	-307	2,153	n=14	-461	-434	1,615	1,234	717	n=11	1,332	833	1,863	1,134	1,591	n=10	847	-210	1,871	
Fz5-100-1 [µV]	-747	2,970	n=14	-049	-2,797	1,078	884	891	n=11	747	230	1,874			n=0				
Fz5-100-4 [µV]	-1,938	3,271	n=14	-2,054	-5,144	751	-049	2,156	n=11	575	-2,102	1,517			n=0				
Fz5-100-5 [µV]	-2,736	4,430	n=14	-1,265	-4,550	-1,51	-529	2,732	n=11	219	-2,304	1,875	523	1,252	n=10	988	-896	1,248	
Fz 100-R [µV]	-369	2,432	n=14	156	-965	1,515	1,264	1,421	n=11	1,146	-043	1,901	1,448	2,616	n=10	843	-329	3,878	
Fz 100-1 [µV]	-779	2,731	n=14	232	-3,089	1,367	1,216	1,700	n=11	817	-275	2,692			n=0				
Fz 100-4 [µV]	-2,112	3,315	n=14	-1,793	-5,323	509	850	2,942	n=11	1,835	-1,162	2,358			n=0				
Fz 100-5 [µV]	-2,642	4,486	n=14	-1,672	-5,358	042	052	2,750	n=11	1,026	-2,500	2,304	357	2,116	n=10	1,009	-1,777	2,342	
Fz Power-R [µV]	10,03	12,37	n=14	3,73	1,40	15,04	3,30	2,64	n=9	2,19	1,43	4,66	6,21	3,78	n=10	5,40	2,74	10,28	
Fz Power-1 [µV]	13,89	19,68	n=14	5,83	2,88	18,36	4,30	4,80	n=10	2,87	1,22	5,63			n=0				
Fz Power-4 [µV]	20,10	15,64	n=11	16,55	4,39	37,67	6,57	4,47	n=9	5,12	3,11	10,46			n=0				
Fz Power-5 [µV]	32,44	42,59	n=10	20,63	4,23	44,59	10,29	13,32	n=10	5,31	2,56	12,56	3,49	1,72	n=10	3,01	2,22	5,17	
Fzmax-t-R [ms]	-2,7	17,1	n=14	4,3	-11,1	9,3	2,0	17,3	n=10	9,8	3,1	9,8	8,2	5,1	n=10	9,8	9,8	9,8	
Fzmax-t-1 [ms]	-65,4	231,9	n=12	9,3	-14,4	9,8	4,8	7,1	n=10	8,6	1,1	9,8			n=0				
Fzmax-t-4 [ms]	3,8	10,9	n=13	9,3	3	9,8	6,6	5,8	n=9	9,8	3,6	9,8			n=0				
Fzmax-t-5 [ms]	-5,8	22,6	n=10	7,5	-31,5	9,3	7,8	4,5	n=11	9,8	9,8	9,8	6,7	7,9	n=10	9,8	8,3	9,8	

MRCP-Parameter Pz-Elektrode																			
	Teile der RISP-Studie [1-3]																		
	Fahrradgometerbelastung						Oberarmgometerbelastung						Kognitive Belastung						
	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	MW	SD	n	MD	25P	75P	
Pzonset-R [ms]	-906,8	479,4	n=13	-976,1	-1352,6	-432,4	-1243,7	243,7	n=9	-1329,1	-1430,7	-1057,2	-949,2	449,8	n=10	-694,1	-1401,3	-637,7	
Pzonset-1 [ms]	-1312,5	523,2	n=14	-1518,8	-1782,7	-849,9	-1264,2	336,0	n=10	-1310,6	-1530,6	-997,7			n=0				
Pzonset-4 [ms]	-928,5	457,0	n=11	-703,1	-1359,4	-617,2	-1264,9	426,4	n=11	-1324,2	-1685,5	-919,9			n=0				
Pzonset-5 [ms]	-1182,8	247,4	n=9	-1166,5	-1449,7	-976,6	-1150,1	414,8	n=10	-1238,3	-1534,1	-820,7	-907,6	463,8	n=10	-740,5	-1297,9	-540,4	
Pzmax-R[µV]	-3,356	1,445	n=13	-2,862	-4,601	-2,142	-3,392	2,632	n=9	-2,786	-5,753	-1,764	-4,430	2,829	n=10	-3,415	-5,827	-2,545	
Pzmax-1[µV]	-4,428	4,043	n=13	-4,076	-5,768	-1,908	-2,872	2,634	n=11	-2,685	-4,682	-2,032			n=0				
Pzmax-4 µV	-7,026	4,506	n=12	-7,058	-11,775	-2,753	-3,935	3,167	n=11	-3,790	-6,162	-1,612			n=0				
Pzmax-5 µV]	-4,363	3,257	n=12	-4,100	-6,351	-1,529	-4,473	1,905	n=11	-4,090	-5,136	-3,414	-3,924	1,925	n=10	-2,955	-6,092	-2,387	
Pz100-0-R [µV]	-1,665	2,115	n=14	-1,531	-3,453	-3,72	-6,60	3,275	n=11	-2,19	-2,115	2,144	-2,199	3,049	n=10	-1,629	-4,744	548	
Pz100-0-1[µV]	-2,561	3,293	n=14	-2,056	-4,796	-818	-1,716	3,069	n=11	-1,334	-3,380	-1,027			n=0				
Pz100-0-4 [µV]	-3,904	4,812	n=14	-2,170	-7,699	049	-2,085	3,769	n=11	-2,168	-5,799	1,098			n=0				
Pz100-0-5 [µV]	-3,974	2,884	n=13	-1,472	-5,564	-2,708	-2,480	2,421	n=11	-2,872	-4,107	-587	-1,996	2,161	n=10	-876	-3,584	-3,39	
Pz5-100-0-R [µV]	-1,961	1,266	n=14	-1,505	-2,639	-643	-1,130	1,848	n=11	-1,503	-2,894	-336	-2,200	1,207	n=10	-2,113	-2,834	-1,576	
Pz5-100-1 [µV]	-2,764	3,714	n=14	-1,721	-4,534	-445	-3,158	1,742	n=11	-1,573	-2,608	-813			n=0				
Pz5-100-4 [µV]	-4,119	4,020	n=14	-3,641	-6,016	-984	-1,754	3,399	n=11	-1,729	-5,050	385			n=0				
Pz5-100-5 [µV]	-1,719	3,723	n=14	-1,328	-4,263	345	-2,508	1,414	n=11	-2,331	-3,316	-1,703	-2,070	1,307	n=10	-1,801	-2,686	-1,474	
Pz 100-1-R [µV]	-2,253	1,456	n=14	-2,032	-2,989	-1,443	-2,258	2,289	n=11	-2,365	-4,525	-293	-2,825	1,954	n=10	-2,810	-3,623	-1,470	
Pz 100-1 [µV]	-3,199	3,216	n=14	-3,158	-4,682	-329	-2,185	2,471	n=11	-2,534	-4,594	-1,162			n=0				
Pz 100-4 [µV]	-4,599	4,118	n=14	-3,683	-7,025	-1,058	-2,556	3,756	n=11	-2,282	-4,912	-280			n=0				
Pz 100-5 [µV]	-2,314	4,080	n=14	-917	-4,949	-2,80	-3,425	1,523	n=11	-3,402	-4,452	-2,269	-2,923	1,709	n=10	-2,464	-4,022	-1,802	
Pz Power-R [µV]	5,13	4,01	n=13	4,03	1,76	7,54	6,00	5,58	n=9	3,85	2,27	10,40	7,84	7,35	n=10	4,35	2,79	12,05	
Pz Power-1 [µV]	12,93	16,14	n=13	5,99	3,49	18,89	7,47	12,30	n=10	4,75	1,67	13,78			n=0				
Pz Power-4 [µV]	26,18	33,48	n=11	12,61	6,25	28,65	13,15	7,23	n=11	8,15	3,09	20,52			n=0				
Pz Power-5 [µV]	24,54	30,38	n=11	17,74	1,54	46,04	8,47	8,28	n=11	6,90	4,32	11,27	6,83	6,89	n=10	3,25	1,94	10,98	
Pzmax-1-R [ms]	-50,2	50,3	n=13	-150,1	-80,3	-150,1	-59,4	52,2	n=9	-70,8	-125,3	-61,2	-95,9	61,9	n=10	-89,2	-128,8	-56,1	
Pzmax-4-R [ms]	-110,6	70,6	n=13	-85,0	-141,3	-66,9	-126,1	15,21	n=11	-85,4	-180,0	-37,6			n=0				
Pzmax-4-1 [ms]	-109,8	73,6	n=12	-107,2	-126,6	-40,1	-110,3	111,6	n=11	-98,1	-138,2	-23,4			n=0				
Pzmax-1-5 [ms]	-111,2	104,2	n=12	-78,6	-136,3	-53,3	-96,4	99,3	n=11	-76,2	-112,3	-40,5	-141,3	173,4	n=10	-84,3	-247,4	-12,2	

Cz-MRCP-Relativ [%] vom Ausgangswert (r)

	Fahrradergometerbelastung														Oberarmergometerbelastung														Kognitive Belastung																				
	Fahrradergometerbelastung							Oberarmergometerbelastung							Fahrradergometerbelastung							Oberarmergometerbelastung							Fahrradergometerbelastung							Oberarmergometerbelastung													
	MW	SD	N	MD	25P	75P		MW	SD	N	MD	25P	75P		MW	SD	N	MD	25P	75P		MW	SD	N	MD	25P	75P		MW	SD	N	MD	25P	75P		MW	SD	N	MD	25P	75P								
Czonset-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Czonset-1p [%]	103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21		83,11	28,61	N=10	76,44	63,67	112,38		103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21		103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21		103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21		103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21		103,25	23,64	N=14	103,29	84,55	116,21	
Czonset-4p [%]	92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25		93,71	25,49	N=10	94,81	91,69	107,97		92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25		92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25		92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25		92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25		92,67	22,88	N=14	98,23	69,65	108,25	
Czonset-5p [%]	82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76		98,68	31,75	N=10	97,16	71,98	124,99		82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76		82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76		82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76		82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76		82,98	54,92	N=14	93,61	72,89	107,76	
Czmax-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Czmax-1p [%]	106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18		91,63	50,66	N=11	100,71	58,66	134,62		106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18		106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18		106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18		106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18		106,99	40,40	N=14	90,24	83,20	124,18	
Czmax-4p [%]	128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27		144,61	102,31	N=11	100,83	84,82	173,83		128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27		128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27		128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27		128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27		128,87	31,43	N=14	124,22	100,83	151,27	
Czmax-5p [%]	129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48		164,70	178,89	N=11	97,22	77,10	186,54		129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48		129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48		129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48		129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48		129,34	50,12	N=14	112,31	99,28	179,48	
Cz100-0-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Cz100-0-1p [%]	99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28		74,40	103,73	N=11	117,11	69,45	136,69		99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28		99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28		99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28		99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28		99,81	74,62	N=14	88,49	71,07	144,28	
Cz100-0-4p [%]	136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75		153,83	109,42	N=11	104,50	84,69	191,69		136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75		136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75		136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75		136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75		136,13	40,43	N=14	131,02	110,25	155,75	
Cz100-0-5p [%]	138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33		182,16	259,26	N=11	102,25	73,59	204,61		138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33		138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33		138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33		138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33		138,11	73,01	N=14	118,12	90,55	211,33	
Cz5-100-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Cz5-100-1p [%]	125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67		117,00	45,37	N=11	114,00	92,99	149,78		125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67		125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67		125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67		125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67		125,49	63,30	N=14	99,44	85,33	173,67	
Cz5-100-4p [%]	185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86		58,74	300,24	N=11	135,79	64,57	215,89		185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86		185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86		185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86		185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86		185,24	169,62	N=14	144,57	81,33	205,86	
Cz5-100-5p [%]	185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95		40,29	341,10	N=11	144,46	109,90	166,15		185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95		185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95		185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95		185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95		185,82	248,02	N=14	115,54	88,63	218,95	
Cz100-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Cz100-1p [%]	111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89		102,73	59,78	N=11	109,20	88,60	145,73		111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89		111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89		111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89		111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89		111,55	45,10	N=14	103,02	67,75	143,89	
Cz100-4p [%]	154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37		238,31	404,22	N=11	95,07	82,38	190,96		154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37		154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37		154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37		154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37		154,55	116,35	N=14	127,39	98,80	151,37	
Cz100-5p [%]	144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97		267,97	528,93	N=11	91,99	78,85	197,26		144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97		144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97		144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97		144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97		144,52	163,46	N=14	112,91	93,94	142,97	
Czpower_Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Czpower_1p [%]	149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66		149,40	96,59	N=10	147,18	80,18	195,84		149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66		149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66		149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66		149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66		149,92	128,58	N=14	100,90	60,22	209,66	
Czpower_4p [%]	248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10		178,78	144,52	N=10	130,40	91,96	223,54		248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10		248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10		248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10		248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10		248,76	227,31	N=14	200,61	105,24	290,10	
Czpower_5p [%]	314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29		162,94	124,74	N=10	105,60	87,74	230,68		314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29		314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29		314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29		314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29		314,54	394,46	N=14	143,69	88,25	512,29	
Czmax-Rp [%]	100,00	,00	N=14	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=11	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00		100,00	,00	N=10	100,00	100,00	100,00	
Czmax-1p [%]	136,56	126,43	N=14	96,38	78,81	139,50		504,02	1331,97	N=11	118,91	82,13	168,42		136,56	126,43	N=14	96,38	78,81	139,50		136,56	126,43	N=14	96,38	78,81	139,50																						

11.10 Zusammenfassung: Prüfstatistik (Belkom. 1)

Prüfstatistik für Belastungskomplex 1: (GLM-Messwiederholung); Post-hoc Vergleich
(t-Test bzw. Mann Whitney U bzw. Wilcoxon)

Messparameter	Messzeitunterschiede FB +OB+KB	Gruppenunterschiede 1-2	Gruppenunterschiede 1-3	Gruppenunterschiede 2-3
Anthropometrie	t-Test abh./Wilcoxon	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU
Klt lrw-klt lsw	p=0.044 (T 2,344)	-	-	-
Kltfpro-Refpro	p=0.007 (Z-2,701)	-	-	-
Pmax-PmaxOB		p=0.000 (Z-4,958)	-	-
Strain peripher	t-Test abh./Wilcoxon	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU
Power [Watt]1-5	1-2: p=0.000 (T-12,710) 2-3: p=0.000 (T-12,497) 3-4: p=0.000 (T-12,589) 4-5: p=0.000 (T-15,596)	P1: p=0.000 (T 9,313) P2: p=0.000 (T 11,839) P3: p=0.000 (T 14,282) P4: p=0.000 (T 15,786) P5: p=0.000 (T 18,265)	X	X
Power relativiert [%von Pmax]1-5	1-2: p=0.000 (T-36,889) 2-3: p=0.000 (T-51,564) 3-4: p=0.000 (T-47,943) 4-5: p=0.000 (T-20,393)	P1: p=0.000 (T 4,305) P2: p=0.001 (T 3,687) P3: p=0.009 (T 2,833)	X	x
Herzfrequenz	R-1: p=0.000 (T-6,826) 1-2: p=0.000 (T-12,602) 2-3: p=0.000 (T-12,559) 3-4: p=0.000 (T-18,593) 4-5: p=0.000 (T-10,381)	HF1: p=0.000 (T 5,177) HF2: p=0.000 (T 4,834) HF3: p=0.000 (T 4,412) HF4: p=0.000 (T 4,086) HF5: p=0.000 (T 3,591)	HF5: p=0.000 (T 24,374)	HF5: p=0.000 (T 13,096)
Blutdruck systolisch	R-1: p=0.000 (T-10,313) 1-2: p=0.000 (T-4,962) 2-3: p=0.001 (T-4,597) 3-4: p=0.000 (T-16,763) 4-5: p=0.000 (T-7404)	x	x	x
Metabolic strain				
Lactat	1-2: p=0.000 (T-5,187) 2-3: p=0.000 (T-10,691) 3-4: p=0.000 (T-18,879) 4-5: p=0.000 (T-12,100)	-	-	-
NH ³	4-R: p=0.000 (T-10,153) 5-R: p=0.000 (T-4,744)	R: p=0.001 (T- 3,767)	R: p=0.003 (T- 3,388) 5: p=0.000 (T- 7,264)	5: p=0.000 (T -8,832)
Messparameter	Messzeitunterschiede FB +OB+KB	Gruppenunterschiede 1-2	Gruppenunterschiede 1-3	Gruppenunterschiede 2-3
Stress-System	t-Test abh./Wilcoxon	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU
Noradrenalin frei	R-5: p=0.011 (T-2,705)	-	-	-
Noradrenalin sulfat.	R-5: p=0.01 (T-2,761)	-	-	-
Dopamin sulfat.	- R-5: p=0.001 (T 3,770)	-	-	-
Psychometrie				
VT	R-5: p=0.018 (T-2,478)	-	-	-.
SE	R-5: p=0.01 (T-3,535)	-	-	-
IG	R-5: p=0.029 (T 2,285)	-	-	-
Selbststeinschz	x	-	5: p=0.002 (Z -3,117)	5: p=0.020 (Z -2,567)
Blutwerte				
Leukozyten	R-5: p=0.001 (T-3,511)	R: - 5: -	R: p=0.014 (T 2,666) 5: p=0.005 (T 3,082)	R:- 5: -
Erythrozyten	R-5: p=0.000 (T-7399)	-	-	-
Thrombozyten	R-5: p=0.022 (T-2,397)	-	-	-
Hämatocrit	R-5: p=0.000 (T-7,911)	-	-	-
Antrittsparam.				
Cz-MRCPs	t-Test abh./Wilcoxon	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU	t-Test unabh./MWU
CzMax	1-4: p=0.023 (T2,423)	--	-	-
Fz-MRCPs				
FzMax	1-4: p=0.013 (T 2,727)	R: p=0.051 (T- 2,072) 1: p=0.049 (T- 2,094)	5: p=0.005 (T- 3,242)	-
Fz500	-	-	5: p=0.019 (T- 2,610)	-
Fz100Ampl.	-	1: p=0.045 (T- 2,117) 4: p=0.029 (T- 2,328)	-	-
FzPower	-	4: - p=0.038 (Z- 2,089)	5: - p=0.009 (Z- 2,570)	-
Fzmax [%]	-	-	5: - p=0.002 (Z- 2,939)	-
Fzpow [%]	-	-	5: - p=0.001 (Z- 3,175)	5: - p=0.016 (Z- 2,399)
FzmaxLat [%]	R-1: p=0,028 (Z-2,201)	-	-	-
P-MRCPs				
Pzon [%]	-	5: p=0,021 (Z -2,310)	-	-
Pz100-0 [%]	1-4: -p=0,003 (Z-2,946) 4-5: p=0,014 (Z-2,462)	-	-	-
Pzpow [%]	-	-	5: p=0,027 (Z -2,221)	5: p=0,043 (Z -2,044)

Legende: R = Messung vor dem Test

1 = Messung nach Warm Up

4 = Messung nach submaximaler Belastung

5 = Messung nach maximaler Belastung

Fettdruck = Parameter nicht hinreichend Normalverteilt

11.11 Korrelationen (Belkom. 1)

Korrelationen: Anthropometrie - periphere Beanspruchung/Psychometrie, Antritt/Stress/zentrale MRCP Parameter; R=Spearman-, r=Pearson Koeffizienten, R=Ruhewert, 1.-5. =Belastungsstufen (5=Maximal, 4=submax., 1=warm up)

Periphere Beanspruchung									
TainingsUmfang	max. Leistungsfähigkeit FB	R	0,513	Latquotient	IntrapsyGleichg ewR	R	0,377		
		p	0,002			p	0,026		
Psychometrie									
	IntrapsyGleichg ewR	R	-0,573		Vigilanz R	R	0,375		
		p	0,000			p	0,027		
	Vigilanz R	R	-0,568		IntrapsyGleichg ew 5	R	0,424		
		p	0,000			p	0,011		
	IntrapsyGleichg ew 5	R	-0,635		Vigilanz 5	R	0,466		
		p	0,000			p	0,005		
	Vigilanz 5	R	-0,386		Vitalität 5	R	0,423		
		p	0,022			p	0,011		
Antritt									
Sprungbein	Kraftlatenz 5	Eta	0,510						
	Chi²0,003	taub	p	0,000					
	tanaf 5	Eta	0,470						
	Chi²0,006	taub	p	0,000					
MRCP									
TainingsUmfang	Czpower 5	R	-0,406	Latquotient	Czpower R	R	0,503		
		p	0,016			p	0,020		
	Czpower 5p	R	-0,349		Czpower 1	R	0,406		
		p	0,043			p	0,049		
	Cz5-100 5p	R	-0,500		Czpower 4	R	0,445		
		p	0,002			p	0,036		
	Fzpower 4p	R	-0,460		Czpower 5	R	0,595		
		p	0,048			p	0,000		
					Czmaxt 5p	R	-0,345		
						p	0,019		
					Cz100-0 5p	R	-0,378		
						p	0,025		
					Fzmaxt 5	R	-0,542		
						p	0,002		
					Fz100-0 5p	R	-0,414		
						p	0,019		

Korrelationen: StressBlut-Psychometrie/Antritt/zentraleMRCP Parameter. R=Spearman-, r=Pearson Koeffizient. R-5. =Belastungsstufen (5=Maximal, 4=submax., 1=warm up, R=Ruhe)

Psychometrie							
Naf R	Vitalität R	r	0,417				
		p	0,018				
DOPs R	Vitalität R	r	0,399				
		p	0,039				
	IntrapsyGleichgew R	r	0,508				
		p	0,007				
DOPs 5	SubjAuslstg	R	0,314				
		p	0,038				
MRCP							
Leukos 5	Czmax 5	r	-0,429	Leukos R	Fzmax R	r	-0,522
		p	0,010			p	0,002
	Cz5-100 5	r	-0,560		Fz100 R	r	-0,582
		p	0,000			p	0,000
	Fzmax 5	r	-0,646		Fz5-100 R	r	-0,528
		p	0,000			p	0,001
	Fz100 5	r	-0,605		Pzmax R	r	0,555
		p	0,000			p	0,001
	Fz5-100 5	r	-0,545		Pz5-100 R	r	0,556
		p	0,001			p	0,001
	Pz5-100 5	r	-0,408	Erys R	Cz5-100 R	r	0,391
			0,015			p	0,020
Erys 5	Pz5-100 R	r	-0,346		Fzmax R	r	0,578
		p	0,042			p	0,000
					Fz100 R	r	0,393
						p	0,019
					Fz5-100 R	r	0,520
						p	0,001

Metabolische Beanspr.-Stress/Psychometrie/Antritt/zentraleMRCP Parameter.
R=Spearman-, r=Pearson Koeffizient. R-5. =Belastungsstufen (5=Maximal, 4=submax., 1=warm up, R=Ruhe)

Stress/Blut						
NH ³ 5	Naf 5	r	0,399			
		p	0,041			
HF5	Naf 5	r	0,388			
		p	0,038			
Psychometrie						
Laktat 5	SubjAusbelastg	R	-0,426			
		p	0,011			
MRCP						
Laktat R	Fzmaxt R	R	-0,494			
		p	0,003			
Laktat 5	Fzpower 5	R	0,421			
		p	0,020			
	Fzpower 5p	R	0,577			
		p	0,001			
	Pzpower 5p	R	0,588			
			0,002			
NH ³ R	Pzonset 5p	R	0,494			
		p	0,010			
NH ³ 5	Fzpower 5	R	0,511			
		p	0,005			

Korrelationen: Psychometrie-Antritt/zentraleMRCP Parameter. R=Spearman-, r=Pearson Koeffizient.
R-5. =Belastungsstufen (5=Maximal, 4=submax., 1=warm up, R=Ruhe)

MRCP								
Vitalität R	Pzonset R		r	0,482	Vitalität 5	Cz100-0 5p	R	0,377
			p	0,005			p	0,026
IntrapsyGleichgw R	Pzonset R		r	0,482		Fzmaxt 5	r	0,427
			p	0,005			p	0,010
	Pzmax R		r	0,365		Pzonset 5	r	0,448
			p	0,040			p	0,015
Vigilanz R	Pzoset R		r	0,425	IntrapsyGleic hgw 5	Fzmaxt 5	R	0,391
			p	0,015			p	0,030
	Pzmax R		r	0,437	SozExtrov 5	Pzoset 5	r	0,375
			p	0,012				0,045
	Pz5-100 R		r	0,448		Pzmaxt 5	r	0,428
			p	0,007			p	0,013
					SubjAusbeas tq 5	Fzpower 5p	R	-0,428
							p	0,023

Korrelationen: Periphere - metabolische Beanspruchung/Stress-Blutparameter/Psychometrie/Antritt/zentraleMRCP Parameter. R=Spearman-, r=Pearson Koeffizient. R=Ruhewert, 1.-5. =Belastungsstufen (5=Maximal, 4=submax., 1=warm up)

Metabolische Parameter							
Max Pretestpower	Laktat 5	r	0,492	Stufenbel. 5	Laktat 5	r	0,399
		p	0,032			p	0,048
	Herzfrequenz 5	r	0,651		Herzfrequenz 5	r	0,677
		p	0,000			p	0,000
RelmaxLeistung FB	Herzfrequenz 5	r	0,642				
		p	0,001	Pmax.OB	Naf R	R	-0,349
	Stress/Blut Parameter					p	0,014
Pmax.FB	Dops R	R	-0,407				
		p	0,009				
	Dops 5	R	-0,339	Stufenbel. 5	Ery R	r	-0,411
		p	0,003			p	0,041
Max Pretestpower	Ery R	r	-0,410		Ery 5	r	-0,408
		p	0,042			p	0,043
	Ery 5	r	-0,411				
		p	0,041				
RelmaxLeistung FB	Ery R	r	-0,466				
		p	0,019				
	Ery 5	r	-0,487				
		p	0,013	Pmax.OB	SE R	R	-0,399
						p	0,024
Psychometrie							
RelmaxLeistung FB	VT R	r	-0,443		VT 5	R	-0,480
		p	0,010			p	0,005
	VT 5	r	-0,392	Herzfrequenz 5	SubjAusbel.5	R	-0,613
		p	0,027			p	0,000
	VG 5	r	-0,527				
		p	0,002				
Antrittsparameter							
Relmax.OB	Fmax R	r	-0,422				
		p	0,016				
	Fmax 5	r	-0,479				
		p	0,006				
Herzfrequenz 5	Fzmax 5	r	-0,413				
		p	0,021				
MRCP							
Leistung FB	Czpower R	R	-0,454	Leistung OB	Czpower 4	R	-0,515
		p	0,007			p	0,014
	Czpower 4	R	-0,422		Czmaxt R	R	-0,408
		p	0,036			p	0,020

11.12 Deskription (Belkom. 2)

MW , SD, MD und Perzentile von HF- und Blutbilddaten nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
max. HF	185	9	186	181	193	n=21
Herzfrequenz nach 2 min	115	15	117	100	123	n=21
Herzfrequenz nach 60 min	74	9	70	68	81	n=21
Herzfrequenz nach 120 min	66	10	65	59	73	n=21
mittlere Herzfrequenz zwischen 60' und 120' min	68	8	65	63	73	n=21
Leukozyten M1	8,92	1,98	8,50	7,80	10,25	n=21
Leukozyten M2	4,57	,99	4,50	4,00	5,20	n=21
Leukozyten M3	4,67	,99	4,60	4,00	5,30	n=21
Leukozyten M4	5,02	1,01	4,90	4,34	5,86	n=21
Leukozyten M5	5,78	1,29	5,80	4,90	6,75	n=21
Leukozyten M1 kor.	7,56	1,55	7,72	6,12	8,55	n=21
Leukozyten M2 kor.	4,63	,94	4,67	3,86	5,25	n=21
Leukozyten M3 kor.	4,86	1,10	4,74	3,97	5,56	n=21
Leukozyten M4 kor.	5,04	1,05	4,92	4,28	5,96	n=21
Leukozyten M5 kor.	5,78	1,29	5,80	4,90	6,75	n=21
Erythrozyten M1	5,18	,42	5,16	4,87	5,47	n=21
Erythrozyten M2	4,62	,30	4,66	4,35	4,81	n=21
Erythrozyten M3	4,57	,34	4,43	4,29	4,82	n=21
Erythrozyten M4	4,57	,32	4,46	4,36	4,71	n=21
Erythrozyten M5	4,66	,29	4,57	4,46	4,81	n=21
Hämoglobin M1	15,96	1,00	16,00	15,05	16,60	n=21
Hämoglobin M2	14,07	,91	14,10	13,50	14,80	n=21
Hämoglobin M3	13,91	1,00	13,90	13,05	14,65	n=21
Hämoglobin M4	14,07	,98	13,90	13,40	15,00	n=21
Hämoglobin M5	14,19	,87	14,20	13,70	14,65	n=21
Hämatocrit M1	,45	,03	,45	,43	,47	n=21
Hämatocrit M2	,39	,03	,39	,37	,42	n=21
Hämatocrit M3	,39	,03	,38	,37	,41	n=21
Hämatocrit M4	,39	,02	,39	,38	,41	n=21
Hämatocrit M5	,40	,02	,40	,38	,41	n=21
MCV M1	85,38	3,96	86,00	83,50	88,50	n=21
MCV M2	84,86	3,81	85,00	83,00	88,00	n=21
MCV M3	84,90	3,74	86,00	83,50	87,50	n=21
MCV M4	85,05	3,93	86,00	83,00	88,00	n=21
MCV M5	84,95	3,85	86,00	83,00	88,00	n=21
MCH M1	30,70	1,70	31,00	30,10	31,85	n=21
MCH M2	30,46	1,72	31,00	29,50	31,55	n=21
MCH M3	30,55	1,88	30,90	29,30	32,05	n=21
MCH M4	30,54	1,95	30,90	29,60	31,90	n=21
MCH M5	30,52	1,70	30,90	29,75	31,75	n=21
MCHC M1	35,94	1,04	36,10	35,20	36,70	n=21
MCHC M2	35,89	1,00	35,90	35,25	36,80	n=21
MCHC M3	35,97	1,20	35,80	35,35	36,80	n=21
MCHC M4	35,92	1,28	36,10	35,50	36,45	n=21
MCHC M5	35,83	1,03	35,80	35,30	36,40	n=21
Glucose M1	94,25	18,67	92,42	80,47	106,81	n=20
Glucose M2	122,02	19,20	124,41	106,46	138,15	n=20
Glucose M3	108,39	16,21	112,33	93,73	119,15	n=20
Glucose M4	94,46	10,43	93,65	87,11	102,22	n=20
Glucose M5	91,80	9,35	93,73	86,92	97,39	n=20
Glucose M1 kor.	77,66	15,60	77,17	64,91	89,77	n=20
Glucose M2 kor.	100,61	17,30	102,47	84,48	115,34	n=20
Glucose M3 kor.	112,65	19,24	119,39	95,37	126,25	n=20
Glucose M4 kor.	97,05	14,13	93,38	89,05	107,81	n=20
Glucose M5 kor.	91,80	9,35	93,73	86,92	97,39	n=20

MW , SD, MD und Perzentile vom Katecholamin Adrenalin NparVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
Adrenalin M1	420,60	568,52	188,00	149,50	526,25	n=20
Adrenalin M2	44,55	28,76	34,50	19,50	69,50	n=20
Adrenalin M3	41,60	28,85	32,50	24,00	47,50	n=20
Adrenalin M4	38,55	19,81	36,50	24,75	49,75	n=20
Adrenalin M5	42,35	21,79	40,00	25,75	54,50	n=20
Adrenalin M1 kor.	327,84	406,88	160,13	122,37	433,59	n=20
Adrenalin M2 kor.	36,09	21,86	29,68	16,30	55,62	n=20
Adrenalin M3 kor.	42,63	27,95	34,03	23,46	50,23	n=20
Adrenalin M4 kor.	39,39	19,77	37,84	25,62	46,88	n=20
Adrenalin M5 kor.	42,35	21,79	40,00	25,75	54,50	n=20

MW , SD, MD und Perzentile von Katecholaminen und Nebenparameter ParVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
Kreatinin M1	1,13	,12	1,10	1,04	1,19	n=17
Kreatinin M2	1,02	,09	1,02	,94	1,08	n=17
Kreatinin M3	1,03	,10	1,01	,95	1,10	n=17
Kreatinin M4	1,01	,09	1,00	,96	1,08	n=17
Kreatinin M5	1,02	,09	1,00	,95	1,08	n=17
Prolaktin M1	251,24	85,43	234,00	190,00	287,50	n=21
Prolaktin M2	225,00	88,42	197,00	180,00	248,50	n=21
Prolaktin M3	209,67	76,95	187,00	173,00	233,50	n=21
Prolaktin M4	195,33	77,99	173,00	156,00	208,50	n=21
Prolaktin M5	176,81	85,28	163,00	120,00	201,00	n=21
Prolaktin M1 kor.	206,67	70,72	180,34	159,14	236,34	n=21
Prolaktin M2 kor.	226,17	80,72	203,38	181,83	256,63	n=21
Prolaktin M3 kor.	218,41	88,66	190,34	178,27	235,19	n=21
Prolaktin M4 kor.	200,93	84,39	179,23	159,81	212,24	n=21
Prolaktin M5 kor.	176,81	85,28	163,00	120,00	201,00	n=21
Cortisol M1	13,79	2,73	13,10	11,30	16,15	n=17
Cortisol M2	13,27	3,44	13,20	10,50	16,00	n=17
Cortisol M3	11,60	2,87	11,10	9,85	13,75	n=17
Cortisol M4	10,55	2,63	10,40	8,45	12,50	n=17
Cortisol M5	9,11	3,23	8,30	6,50	11,80	n=17
Dopamin M1	94,10	45,33	85,50	62,00	113,50	n=20
Dopamin M2	42,70	27,82	37,50	21,25	53,00	n=20
Dopamin M3	42,70	23,49	38,50	24,75	61,75	n=20
Dopamin M4	52,90	30,06	47,00	32,50	68,50	n=20
Dopamin M5	50,40	21,02	50,50	32,25	70,25	n=20
Dopamin M1 kor.	76,18	33,80	70,61	55,12	91,79	n=20
Dopamin M2 kor.	34,94	22,56	30,13	18,09	48,22	n=20
Dopamin M3 kor.	44,30	23,86	39,50	27,04	65,46	n=20
Dopamin M4 kor.	54,44	31,45	51,40	29,84	70,34	n=20
Dopamin M5 kor.	50,40	21,02	50,50	32,25	70,25	n=20
Noradrenalin M1	2268,29	1244,33	2221,00	1128,50	2764,50	n=21
Noradrenalin M2	203,76	116,03	173,00	119,50	291,00	n=21
Noradrenalin M3	194,95	145,06	135,00	91,50	260,00	n=21
Noradrenalin M4	205,33	104,32	210,00	96,50	271,00	n=21
Noradrenalin M5	212,24	99,12	202,00	138,50	298,00	n=21
Noradrenalin M1 kor.	1831,58	947,72	1766,28	994,82	2294,22	n=21
Noradrenalin M2 kor.	167,16	94,71	154,58	103,70	231,85	n=21
Noradrenalin M3 kor.	200,08	148,23	145,65	93,55	265,64	n=21
Noradrenalin M4 kor.	208,50	103,56	213,26	101,29	271,05	n=21
Noradrenalin M5 kor.	212,24	99,12	202,00	138,50	298,00	n=21
ESG vor Belastung korrigiert	142,32	71,49	112,50	74,85	199,85	n=21
ESG nach Belastung korrigiert	63,90	35,12	60,90	39,94	74,74	n=21
ESG nach 15 min korrigiert	54,60	32,87	49,40	35,80	56,15	n=17
ESG nach 30 min korrigiert	82,48	61,94	80,50	50,69	101,30	n=21
ESG nach 45 min korrigiert	94,80	67,65	73,90	58,05	137,09	n=21
ESG nach 60 min korrigiert	101,32	86,60	76,40	56,00	124,50	n=21
ESG nach 75 min korrigiert	77,85	38,58	70,26	44,18	107,45	n=16
ESG nach 105 Minuten	131,22	119,97	77,39	60,81	255,47	n=4
ESG nach 135 min korrigiert	92,99	58,55	85,92	55,40	105,35	n=21
ESG nach Belastung in Prozent vom Ruhewert	51,43	21,88	54,77	25,60	70,76	n=21
ESG nach 15 min in Prozent vom Ruhewert	47,25	16,78	48,24	37,92	58,32	n=17
ESG nach 30 min in Prozent vom Ruhewert	57,87	31,40	61,04	40,49	77,80	n=21
ESG nach 45 min in Prozent vom Ruhewert	68,09	26,29	67,84	47,99	86,85	n=21
ESG nach 60 min in Prozent vom Ruhewert	73,03	35,06	71,68	46,13	88,55	n=21
ESG nach 75 min in Prozent vom Ruhewert	68,86	32,89	71,16	40,97	87,92	n=16
ESG nach 135 min in Prozent vom Ruhewert	72,21	33,32	68,96	52,28	98,27	n=21
ESG nach 15 min in Prozent vom Belastungswert	100,0	,0	100,0	100,0	100,0	n=21
ESG nach 30 min in Prozent vom Belastungswert	80,91	16,36	78,91	71,83	88,12	n=17
ESG nach 45 min in Prozent vom Belastungswert	132,50	91,60	124,03	84,17	142,88	n=21
ESG nach 60 min in Prozent vom Belastungswert	159,43	106,67	121,15	91,11	183,15	n=21
ESG nach 75 min in Prozent vom Belastungswert	169,39	124,97	131,85	81,73	219,53	n=21
ESG nach 135 min in Prozent vom Belastungswert	125,91	60,29	114,33	71,08	168,16	n=16
ESG nach 15 min in Prozent vom Belastungswert	161,43	90,82	146,07	87,98	239,52	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Delta Leistungsdichte ParVerteilt nicht
Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
d_16_m1	16,79	14,48	10,10	5,60	25,35	n=21
d_16_m2	12,30	12,25	7,20	5,35	15,00	n=21
d_16_m3	11,38	9,27	7,50	5,60	13,50	n=21
d_16_m4	9,09	6,20	7,90	5,30	11,00	n=21
d_16_m5	10,04	6,88	8,20	5,10	13,50	n=21
d_15_m1	13,39	12,60	9,90	5,15	16,20	n=21
d_15_m2	9,39	6,11	7,30	5,05	13,60	n=21
d_15_m3	10,34	7,67	8,10	5,45	13,10	n=21
d_15_m4	8,69	5,39	6,60	5,70	9,95	n=21
d_15_m5	8,25	4,37	7,40	5,25	9,95	n=21
d_14_m1	10,30	5,55	10,30	5,10	13,50	n=21
d_14_m2	9,26	6,79	7,20	4,90	10,70	n=21
d_14_m3	8,33	3,64	7,50	5,00	11,25	n=21
d_14_m4	7,11	3,06	6,30	4,70	10,15	n=21
d_14_m5	6,76	2,60	6,80	4,80	8,15	n=21
d_p3_m1	9,98	9,72	7,30	3,45	11,90	n=21
d_p3_m2	6,90	5,19	5,10	3,25	8,65	n=21
d_p3_m3	6,61	4,98	5,40	3,30	8,65	n=21
d_p3_m4	6,10	5,38	4,40	3,20	6,90	n=21
d_p3_m5	5,18	3,08	4,00	3,30	5,70	n=21
d_o2_m1	64,30	85,25	41,90	27,55	60,70	n=21
d_o2_m2	62,08	62,00	38,60	15,05	110,35	n=21
d_o2_m3	55,57	62,52	30,00	9,95	91,55	n=21
d_o2_m4	40,12	34,69	26,20	11,35	71,35	n=21
d_o2_m5	38,09	37,73	28,40	14,45	45,45	n=21
d_mw_m1	23,27	25,25	13,89	9,28	25,60	n=21
d_mw_m2	14,93	8,07	15,35	7,56	18,91	n=21
d_mw_m3	14,80	9,25	12,68	8,02	18,63	n=21
d_mw_m4	11,58	6,80	8,46	6,95	15,85	n=21
d_mw_m5	11,34	4,36	11,45	8,50	13,25	n=21
d_fz_m1	12,99	8,27	11,90	5,90	18,05	n=21
d_fz_m2	11,95	8,70	9,30	6,80	15,25	n=21
d_fz_m3	13,28	11,67	10,20	6,60	15,80	n=21
d_fz_m4	11,36	9,39	8,50	6,20	13,90	n=21
d_fz_m5	9,92	4,42	9,80	6,45	11,70	n=21
d_f8_m1	25,67	25,37	16,50	8,75	28,55	n=21
d_f8_m2	17,36	11,14	14,90	9,85	20,25	n=21
d_f8_m3	15,47	8,33	12,00	8,80	22,30	n=21
d_f8_m4	12,48	6,64	10,80	7,65	15,55	n=21
d_m5_m5	14,21	7,10	11,50	8,90	19,80	n=21
d_f7_m1	34,80	30,03	19,60	10,65	67,20	n=21
d_f7_m2	25,81	21,77	20,40	8,90	35,90	n=21
d_f7_m3	21,32	18,39	14,20	7,85	30,25	n=21
d_f7_m4	16,50	13,71	13,10	8,70	17,10	n=21
d_f7_m5	19,66	16,93	13,00	8,60	26,50	n=21
d_f4_m1	15,76	9,98	12,90	6,75	23,90	n=21
d_f4_m2	12,96	7,97	9,50	7,00	17,45	n=21
d_f4_m3	12,05	8,97	11,00	6,35	12,85	n=21
d_f4_m4	9,58	6,05	8,00	6,80	10,45	n=21
d_f4_m5	9,01	3,82	8,70	6,25	11,70	n=21
d_c3_m1	5,69	4,34	4,50	2,90	5,80	n=21
d_c3_m2	4,10	2,07	3,70	2,40	5,65	n=21
d_c3_m3	4,41	2,66	3,30	2,70	5,45	n=21
d_c3_m4	3,65	2,18	3,30	2,45	4,15	n=21
d_c3_m5	3,27	1,33	3,10	2,35	4,10	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Theta Leistungsdichte ParVerteilt nicht
Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
t_15_m1	4,34	4,41	2,50	1,65	5,95	n=21
t_15_m2	3,65	2,96	2,40	1,65	4,85	n=21
t_15_m3	4,19	3,77	2,90	1,90	4,75	n=21
t_15_m4	3,60	2,38	2,90	1,60	5,10	n=21
t_15_m5	3,85	3,81	2,50	1,85	4,20	n=21
t_o2_m1	8,19	6,45	6,60	3,10	12,15	n=21
t_o2_m2	7,88	7,23	5,10	3,10	11,05	n=21
t_o2_m3	6,85	4,28	4,90	3,55	11,20	n=21
t_o2_m4	6,57	4,22	5,80	3,30	8,50	n=21
t_o2_m5	6,20	3,71	6,40	3,30	7,55	n=21
t_o1_m1	11,23	12,78	4,70	2,85	16,50	n=21
t_o1_m2	7,17	6,54	4,90	3,20	7,90	n=21
t_o1_m3	7,33	6,61	4,80	2,95	10,95	n=21
t_o1_m4	6,37	5,45	4,90	2,65	7,45	n=21
t_o1_m5	6,77	6,42	5,50	2,75	7,20	n=21
t_mw_m1	4,07	3,30	2,47	1,90	4,99	n=21
t_mw_m2	3,65	2,86	2,65	1,84	5,03	n=21
t_mw_m3	3,62	2,99	2,89	1,92	4,54	n=21
t_mw_m4	3,34	1,88	3,11	1,86	4,49	n=21
t_mw_m5	3,51	2,83	2,78	2,09	3,83	n=21
t_fz_m1	3,95	2,95	2,40	2,05	5,00	n=21
t_fz_m2	4,31	3,04	2,80	2,20	6,35	n=21
t_fz_m3	4,40	2,92	3,30	2,15	6,25	n=21
t_fz_m4	5,45	4,83	3,90	2,25	6,40	n=21
t_fz_m5	4,49	3,24	3,70	2,30	5,35	n=21
t_f7_m1	4,16	3,55	2,70	2,05	4,95	n=21
t_f7_m2	3,64	2,77	2,90	1,85	4,55	n=21
t_f7_m3	3,73	2,72	2,70	2,05	5,25	n=21
t_f7_m4	3,24	1,63	2,90	1,90	4,00	n=21
t_f7_m5	3,53	2,76	2,70	2,20	3,65	n=21
t_f4_m1	3,51	2,42	3,00	1,80	4,50	n=21
t_f4_m2	3,43	2,07	2,40	2,00	5,95	n=21
t_f4_m3	3,84	2,76	2,90	1,85	6,20	n=21
t_f4_m4	3,59	2,15	2,70	1,80	4,75	n=21
t_f4_m5	3,47	2,32	2,90	2,05	4,10	n=21
t_f3_m1	3,29	2,46	2,10	1,80	3,90	n=21
t_f3_m2	3,22	2,14	2,20	1,75	4,45	n=21
t_f3_m3	3,54	2,38	2,50	1,90	4,80	n=21
t_f3_m4	3,65	2,46	3,00	1,75	4,55	n=21
t_f3_m5	3,45	2,25	2,90	2,10	4,15	n=21
t_o4_m1	2,03	1,72	1,40	1,05	2,25	n=21
t_o4_m2	1,89	1,38	1,70	85	2,20	n=21
t_o4_m3	2,05	1,47	1,70	1,10	2,55	n=21
t_o4_m4	1,70	85	1,70	90	2,35	n=21
t_o4_m5	1,81	1,27	1,60	1,00	2,20	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Theta Leistungsdichte NparVerteilt nicht
Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75%	n
t_c3_m1	1,95	1,74	1,30	1,00	2,25	n=21
t_c3_m2	1,56	1,16	1,20	80	2,00	n=21
t_c3_m3	1,82	1,44	1,30	1,00	1,75	n=21
t_c3_m4	1,43	77	1,20	90	1,90	n=21
t_c3_m5	1,58	1,27	1,20	1,00	1,65	n=21
t_cz_m1	3,45	3,94	1,90	1,45	3,40	n=21
t_cz_m2	3,59	4,97	2,40	1,55	3,90	n=21
t_cz_m3	4,08	5,16	2,50	1,70	4,85	n=21
t_cz_m4	3,30	2,77	2,50	1,50	3,95	n=21
t_cz_m5	3,88	5,27	2,20	1,40	4,50	n=21
t_f8_m1	3,93	3,10	2,50	2,05	4,55	n=21
t_f8_m2	3,58	3,16	2,90	1,85	4,15	n=21
t_f8_m3	3,75	2,80	3,00	2,25	4,30	n=21
t_f8_m4	3,02	1,67	2,90	2,05	3,40	n=21
t_m5_m5	3,49	3,02	2,80	2,25	3,40	n=21
t_f8_m1	3,93	3,10	2,50	2,05	4,55	n=21
t_f8_m2	3,58	3,16	2,90	1,85	4,15	n=21
t_f8_m3	3,75	2,80	3,00	2,25	4,30	n=21
t_f8_m4	3,02	1,67	2,90	2,05	3,40	n=21
t_m5_m5	3,49	3,02	2,80	2,25	3,40	n=21
t_p3_m1	3,12	3,56	1,60	1,10	3,65	n=21
t_p3_m2	2,53	3,07	1,60	1,00	2,50	n=21
t_p3_m3	2,69	2,70	1,60	1,10	2,60	n=21
t_p3_m4	1,96	1,32	1,70	1,00	2,40	n=21
t_p3_m5	2,43	2,85	1,40	1,15	2,10	n=21
t_p4_m1	2,71	2,88	1,60	1,20	2,70	n=21
t_p4_m2	2,61	2,67	1,70	1,40	2,25	n=21
t_p4_m3	2,88	2,74	1,70	1,30	2,55	n=21
t_p4_m4	2,22	1,33	1,70	1,35	2,70	n=21
t_p4_m5	2,43	2,32	1,70	1,30	2,25	n=21
t_pz_m1	3,03	3,35	1,80	1,30	3,25	n=21
t_pz_m2	3,04	3,95	1,70	1,30	2,80	n=21
t_pz_m3	3,62	4,21	2,00	1,30	3,00	n=21
t_pz_m4	2,28	1,57	1,70	1,35	2,85	n=21
t_pz_m5	2,57	2,95	1,70	1,20	2,45	n=21
t_i3_m1	2,58	1,92	2,20	1,30	2,70	n=21
t_i3_m2	2,62	1,99	2,10	1,40	3,35	n=21
t_i3_m3	2,66	1,68	2,20	1,40	3,25	n=21
t_i3_m4	2,33	1,16	2,20	1,20	2,70	n=21
t_i3_m5	2,49	1,96	2,20	1,45	2,30	n=21
t_t4_m1	2,70	2,65	1,80	1,40	3,25	n=21
t_t4_m2	2,79	3,06	1,90	1,25	3,35	n=21
t_t4_m3	2,84	2,58	2,10	1,60	3,05	n=21
t_t4_m4	2,29	1,41	2,20	1,20	2,70	n=21
t_t4_m5	2,46	2,38	1,90	1,45	2,30	n=21
t_t6_m1	5,02	5,91	2,60	1,95	5,65	n=21
t_t6_m2	4,61	5,02	2,50	1,80	4,90	n=21
t_t6_m3	4,74	5,31	2,60	2,00	5,20	n=21
t_t6_m4	3,82	3,19	2,70	1,85	4,90	n=21
t_t6_m5	4,74	5,10	3,00	2,10	4,75	n=21

	Leistungsdifferenziert					
	MW	SD	MD	25 %	75%	n
d_o4_m1	7,06	5,54	5,60	3,15	8,15	n=21
d_o4_m2	4,90	2,87	3,70	2,85	6,55	n=21
d_o4_m3	7,97	12,03	4,80	2,85	7,25	n=21
d_o4_m4	5,57	6,80	4,20	2,65	5,40	n=21
d_o4_m5	4,43	2,34	4,40	2,55	5,70	n=21
d_cz_m1	8,44	5,65	6,80	4,00	11,50	n=21
d_cz_m2	7,14	4,19	6,00	3,70	9,65	n=21
d_cz_m3	8,60	7,32	6,00	4,05	9,55	n=21
d_cz_m4	6,98	5,01	5,50	4,00	7,05	n=21
d_cz_m5	6,53	4,11	4,60	3,55	8,70	n=21
d_f3_m1	14,50	10,22	12,80	5,95	19,80	n=21
d_f3_m2	12,18	8,01	9,00	6,40	17,75	n=21
d_f3_m3	13,29	10,24	11,10	6,80	17,05	n=21
d_f3_m4	10,47	8,52	7,70	6,05	11,45	n=21
d_f3_m5	13,27	14,49	9,80	6,25	12,55	n=21
d_o1_m1	58,42	93,84	33,85	10,58	51,70	n=20
d_o1_m2	29,00	18,66	27,10	13,25	38,25	n=21
d_o1_m3	37,84	40,51	24,00	13,40	41,45	n=21
d_o1_m4	25,24	36,14	15,50	8,10	24,30	n=21
d_o1_m5	25,04	16,54	22,00	12,55	34,15	n=21
d_o2_m1	64,30	85,25	41,90	27,55	60,70	n=21
d_o2_m2	62,08	62,00	38,60	15,05	110,35	n=21
d_o2_m3	55,57	62,52	30,00	9,95	91,55	n=21
d_o2_m4	40,12	34,69	26,20	11,35	71,35	n=21
d_o2_m5	38,09	37,73	28,40	14,45	45,45	n=21
d_p4_m1	9,23	7,57	5,60	3,80	12,70	n=21
d_p4_m2	7,79	6,28	5,20	4,05	9,20	n=21
d_p4_m3	7,99	7,39	6,80	3,85	9,80	n=21
d_p4_m4	10,11	14,13	5,20	3,75	8,35	n=21
d_p4_m5	6,36	4,32	4,90	3,45	7,25	n=21
d_pz_m1	11,94	7,82	9,60	5,00	16,70	n=21
d_pz_m2	11,40	18,41	6,30	4,00	11,05	n=21
d_pz_m3	8,87	7,50	6,40	4,30	10,80	n=21
d_pz_m4	6,85	5,36	5,30	4,10	7,25	n=21
d_pz_m5	5,88	2,45	5,70	3,95	7,35	n=21
d_t3_m1	12,07	8,82	10,80	5,50	13,50	n=21
d_t3_m2	9,37	8,98	8,00	4,75	11,25	n=21
d_t3_m3	8,25	3,80	8,50	4,60	11,15	n=21
d_t3_m4	7,00	2,41	6,10	4,95	9,45	n=21
d_t3_m5	6,96	2,88	6,60	4,70	8,85	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Alpha1 Leistungsdichte NparVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75 %	n
a1_c3_m1	4,51	5,40	2,40	1,75	5,45	n=21
a1_c3_m2	3,09	2,38	2,00	1,35	4,45	n=21
a1_c3_m3	3,68	5,07	2,50	1,30	3,80	n=21
a1_c3_m4	3,05	2,39	2,30	1,30	4,40	n=21
a1_c3_m5	3,89	4,47	2,80	1,45	4,05	n=21
a1_c4_m1	4,77	6,68	3,00	1,75	4,90	n=21
a1_c4_m2	3,54	2,78	2,60	1,50	5,50	n=21
a1_c4_m3	3,80	5,27	2,30	1,45	3,95	n=21
a1_c4_m4	3,07	2,34	2,10	1,60	4,45	n=21
a1_c4_m5	4,13	5,92	2,70	1,50	4,30	n=21
a1_cz_m1	7,89	10,89	3,90	2,55	8,25	n=21
a1_cz_m2	6,20	7,87	3,60	2,05	7,40	n=21
a1_cz_m3	6,85	10,21	3,80	2,15	5,65	n=21
a1_cz_m4	5,57	6,33	3,40	2,40	5,90	n=21
a1_cz_m5	7,24	10,16	3,40	2,10	6,50	n=21
a1_f3_m1	9,27	11,55	3,80	2,30	9,70	n=21
a1_f3_m2	6,58	7,35	3,50	2,10	7,95	n=21
a1_f3_m3	7,80	10,41	3,40	2,30	7,30	n=21
a1_f3_m4	6,58	7,00	3,60	2,35	7,80	n=21
a1_f3_m5	8,02	8,68	5,30	2,40	9,65	n=21
a1_f4_m1	9,10	12,48	4,10	2,45	7,80	n=21
a1_f4_m2	6,38	6,75	3,60	2,20	8,35	n=21
a1_f4_m3	7,96	11,39	3,50	2,35	6,30	n=21
a1_f4_m4	6,20	6,50	3,50	2,70	7,15	n=21
a1_f4_m5	7,83	9,08	4,70	2,40	9,05	n=21
a1_f7_m1	8,20	8,76	4,60	2,45	11,00	n=21
a1_f7_m2	5,89	5,54	3,70	2,40	7,70	n=21
a1_f7_m3	6,73	8,54	4,70	1,95	5,95	n=21
a1_f7_m4	5,75	5,61	3,90	2,40	6,30	n=21
a1_f7_m5	7,07	7,17	5,50	2,25	7,70	n=21
a1_f8_m1	7,68	9,55	4,20	2,30	7,70	n=21
a1_f8_m2	5,47	5,21	3,20	2,40	7,10	n=21
a1_f8_m3	7,00	10,44	3,80	2,00	5,50	n=21
a1_f8_m4	5,44	5,47	3,50	2,30	5,25	n=21
a1_m5_m5	6,70	7,85	4,60	2,10	7,15	n=21
a1_fz_m1	10,91	14,42	5,30	2,55	10,25	n=21
a1_fz_m2	7,90	8,93	4,10	2,55	9,15	n=21
a1_fz_m3	9,48	13,00	4,20	2,60	7,85	n=21
a1_fz_m4	7,76	8,48	3,80	2,95	9,25	n=21
a1_fz_m5	9,46	11,03	5,50	3,20	10,70	n=21
a1_mw_m1	9,58	11,62	4,98	2,89	10,05	n=21
a1_mw_m2	6,94	6,75	4,33	2,27	8,77	n=21
a1_mw_m3	8,21	11,65	4,42	2,29	8,00	n=21
a1_mw_m4	6,78	6,83	3,79	2,44	8,01	n=21
a1_mw_m5	8,49	9,95	5,88	2,47	9,26	n=21
a1_o1_m1	17,25	19,19	10,10	4,90	19,50	n=21
a1_o1_m2	12,52	14,50	7,50	3,35	14,40	n=21
a1_o1_m3	13,73	17,23	6,70	3,25	12,80	n=21
a1_o1_m4	13,58	17,19	8,60	4,00	12,75	n=21
a1_o1_m5	14,31	15,18	9,70	4,60	17,25	n=21
a1_o2_m1	16,60	19,15	9,30	3,70	18,55	n=21
a1_o2_m2	13,03	14,21	9,00	3,00	15,95	n=21
a1_o2_m3	13,37	16,64	5,50	3,75	15,45	n=21
a1_o2_m4	13,84	18,83	7,10	3,45	13,40	n=21
a1_o2_m5	13,72	14,43	8,50	4,10	19,45	n=21
a1_p3_m1	11,21	19,73	4,60	1,90	8,70	n=21
a1_p3_m2	6,14	7,20	3,00	1,65	8,00	n=21
a1_p3_m3	9,90	23,51	3,00	1,55	7,45	n=21
a1_p3_m4	5,42	5,64	3,40	1,65	7,80	n=21
a1_p3_m5	8,89	15,60	4,00	1,75	7,45	n=21
a1_p4_m1	9,01	12,68	4,50	1,90	8,55	n=21
a1_p4_m2	7,04	6,93	4,70	1,90	10,35	n=21
a1_p4_m3	8,00	11,77	3,80	1,60	7,20	n=21
a1_p4_m4	6,31	6,12	3,90	1,95	7,45	n=21
a1_p4_m5	9,28	11,86	4,20	2,00	11,70	n=21
a1_pz_m1	9,40	13,67	4,10	2,10	10,35	n=21
a1_pz_m2	6,46	7,15	3,60	1,95	9,00	n=21
a1_pz_m3	8,71	15,63	2,90	1,80	9,30	n=21
a1_pz_m4	5,52	5,42	3,50	1,60	8,65	n=21
a1_pz_m5	8,39	13,25	3,70	1,90	10,35	n=21
a1_t4_m1	5,58	6,01	3,20	1,85	7,15	n=21
a1_t4_m2	4,48	3,85	2,90	1,80	6,25	n=21
a1_t4_m3	5,20	6,68	3,00	1,70	5,35	n=21
a1_t4_m4	4,33	3,82	2,90	1,80	6,45	n=21
a1_t4_m5	4,66	4,66	3,60	1,55	5,55	n=21
a1_t5_m1	12,10	16,18	5,80	2,65	14,45	n=21
a1_t5_m2	8,34	7,50	4,60	2,70	15,40	n=21
a1_t5_m3	11,12	19,27	4,50	2,20	10,95	n=21
a1_t5_m4	7,95	7,59	4,60	2,95	12,50	n=21
a1_t5_m5	11,98	18,69	6,00	2,35	12,10	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Alpha2 Leistungsdichte NparVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75 %	n
a2_t3_m1	7,05	4,97	5,40	3,70	8,70	n=21
a2_t3_m2	6,11	4,52	4,30	2,70	10,50	n=21
a2_t3_m3	4,31	3,51	3,20	2,05	4,95	n=21
a2_t3_m4	4,75	4,14	3,80	2,00	5,85	n=21
a2_t3_m5	5,37	4,66	3,50	2,00	8,15	n=21
a2_mw_m1	13,86	10,04	11,64	6,96	16,22	n=21
a2_mw_m2	13,05	11,24	7,68	4,58	20,85	n=21
a2_mw_m3	9,09	12,12	4,58	3,11	12,19	n=21
a2_mw_m4	9,48	11,28	7,72	3,10	10,45	n=21
a2_mw_m5	10,64	12,88	6,38	3,61	15,22	n=21
a2_c4_m1	6,13	3,93	4,90	2,20	9,10	n=21
a2_c4_m2	4,66	2,89	4,20	2,10	6,90	n=21
a2_c4_m3	4,12	3,72	3,60	1,85	5,20	n=21
a2_c4_m4	3,95	3,61	3,30	1,95	4,65	n=21
a2_c4_m5	4,53	3,90	3,50	1,95	6,15	n=21

MW , SD, MD und Perzentile von EEG Alpha2 Leistungsdichte NparVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75 %	n
a2_c3_m1	6,80	4,97	4,90	3,10	8,35	n=21
a2_c3_m2	5,67	4,60	5,00	2,50	7,40	n=21
a2_c3_m3	4,69	6,12	2,80	1,90	4,65	n=21
a2_c3_m4	4,61	5,65	3,20	1,90	5,05	n=21
a2_c3_m5	5,55	7,36	3,00	1,85	6,75	n=21
a2_cz_m1	7,37	6,01	5,50	3,45	9,60	n=21
a2_cz_m2	6,86	6,54	3,70	2,50	10,20	n=21
a2_cz_m3	5,46	8,43	3,00	1,70	5,70	n=21
a2_cz_m4	5,02	6,67	3,30	1,85	5,75	n=21
a2_cz_m5	5,88	8,40	3,10	2,00	7,35	n=21
a2_f3_m1	11,26	8,31	9,90	5,35	12,85	n=21
a2_f3_m2	11,17	9,86	6,70	4,20	19,00	n=21
a2_f3_m3	7,80	9,72	4,30	2,65	9,60	n=21
a2_f3_m4	8,32	9,84	6,60	2,80	8,15	n=21
a2_f3_m5	9,16	10,82	5,50	2,90	11,35	n=21
a2_f4_m1	10,33	6,98	9,40	4,55	12,25	n=21
a2_f4_m2	10,31	8,89	5,80	3,55	16,80	n=21
a2_f4_m3	7,46	9,30	4,70	2,15	8,90	n=21
a2_f4_m4	7,60	8,86	5,90	2,70	7,90	n=21
a2_f4_m5	8,27	9,28	5,00	2,65	11,00	n=21
a2_f7_m1	11,23	9,18	8,80	6,20	11,80	n=21
a2_f7_m2	10,62	8,99	6,80	4,20	17,60	n=21
a2_f7_m3	6,85	7,51	4,70	2,60	9,10	n=21
a2_f7_m4	7,90	8,83	6,10	2,80	7,90	n=21
a2_f7_m5	8,51	8,61	5,00	2,85	10,90	n=21
a2_f8_m1	10,45	7,59	9,30	4,75	11,05	n=21
a2_f8_m2	10,14	8,88	7,30	3,50	16,60	n=21
a2_f8_m3	6,74	7,65	4,60	2,30	8,00	n=21
a2_f8_m4	7,63	8,44	5,70	2,55	7,80	n=21
a2_m5_m5	7,82	7,87	4,70	2,75	9,95	n=21
a2_o1_m1	31,11	26,15	25,60	15,70	36,50	n=21
a2_o1_m2	28,39	26,67	17,90	8,75	40,40	n=21
a2_o1_m3	18,21	24,94	8,20	3,75	25,65	n=21
a2_o1_m4	19,56	22,23	14,20	5,10	24,00	n=21
a2_o1_m5	20,41	24,65	12,70	5,10	18,75	n=21
a2_o2_m1	37,39	46,01	23,80	13,20	38,45	n=21
a2_o2_m2	39,98	53,40	20,60	8,50	51,45	n=21
a2_o2_m3	24,20	47,97	8,50	4,75	22,40	n=21
a2_o2_m4	26,28	46,01	16,10	4,20	23,30	n=21
a2_o2_m5	28,41	52,38	12,50	4,85	20,40	n=21
a2_p4_m1	16,79	14,56	12,60	7,30	20,95	n=21
a2_p4_m2	16,52	15,01	10,80	5,45	25,20	n=21
a2_p4_m3	11,62	16,70	5,40	3,45	12,80	n=21
a2_p4_m4	12,30	14,96	5,80	3,60	15,20	n=21
a2_p4_m5	13,96	17,66	7,00	4,20	18,90	n=21
a2_pz_m1	15,60	17,88	10,20	6,05	18,85	n=21
a2_pz_m2	13,74	15,49	8,20	4,45	15,20	n=21
a2_pz_m3	10,35	16,51	4,20	2,80	7,15	n=21
a2_pz_m4	10,40	13,76	5,20	3,25	8,70	n=21
a2_pz_m5	12,42	19,22	5,80	2,50	13,35	n=21
a2_t4_m1	6,31	3,44	6,20	3,80	8,35	n=21
a2_t4_m2	5,54	3,88	4,20	2,80	8,20	n=21
a2_t4_m3	4,28	3,42	3,50	1,75	5,10	n=21
a2_t4_m4	4,40	3,45	3,80	1,95	4,85	n=21
a2_t4_m5	4,90	4,34	4,00	1,90	4,90	n=21
a2_t6_m1	19,70	17,92	13,90	9,00	23,45	n=21
a2_t6_m2	19,58	21,75	10,50	6,30	22,05	n=21
a2_t6_m3	14,03	22,45	6,90	3,55	16,80	n=21
a2_t6_m4	14,00	19,45	9,80	4,25	15,10	n=21
a2_t6_m5	18,79	30,76	10,00	4,70	17,35	n=21

MW, SD, MD und Perzentile von EEG Beta1 Leistungsdichte ParVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75 %	n
b1_t6_m1	3,90	2,00	4,10	2,25	5,15	n=21
b1_t6_m2	3,17	1,73	3,00	1,80	4,40	n=21
b1_t6_m3	2,84	1,45	2,10	1,55	4,35	n=21
b1_t6_m4	2,52	1,37	2,30	1,45	3,70	n=21
b1_t6_m5	2,89	1,59	2,70	1,45	3,80	n=21
b1_t5_m1	3,24	1,53	3,10	2,00	4,50	n=21
b1_t5_m2	2,57	1,18	2,40	1,75	3,55	n=21
b1_t5_m3	2,45	,97	2,30	1,65	3,25	n=21
b1_t5_m4	2,11	,91	1,90	1,40	2,85	n=21
b1_t5_m5	2,44	1,07	2,50	1,55	3,50	n=21
b1_t4_m1	2,44	1,32	2,20	1,65	3,05	n=21
b1_t4_m2	2,09	1,02	1,80	1,35	2,80	n=21
b1_t4_m3	2,10	1,03	1,90	1,30	2,60	n=21
b1_t4_m4	1,82	1,04	1,60	1,10	2,40	n=21
b1_t4_m5	1,73	,82	1,60	1,10	2,35	n=21
b1_t3_m1	2,25	1,39	1,90	1,50	2,55	n=21
b1_t3_m2	1,76	,67	1,60	1,25	2,40	n=21
b1_t3_m3	1,92	,76	1,70	1,30	2,60	n=21
b1_t3_m4	1,76	,98	1,70	1,10	2,00	n=21
b1_t3_m5	1,70	,72	1,50	1,20	2,10	n=21
b1_pz_m1	2,30	1,27	2,00	1,40	2,85	n=21
b1_pz_m2	1,78	,80	1,60	1,10	2,30	n=21
b1_pz_m3	1,80	,81	1,80	,90	2,55	n=21
b1_pz_m4	1,43	,65	1,20	1,00	2,20	n=21
b1_pz_m5	1,59	,83	1,40	,90	2,10	n=21
b1_p4_m1	2,54	1,37	2,10	1,55	3,35	n=21
b1_p4_m2	2,05	1,05	1,80	1,25	2,65	n=21
b1_p4_m3	1,92	1,08	1,60	1,05	2,20	n=21
b1_p4_m4	1,59	,83	1,30	1,10	2,00	n=21
b1_p4_m5	1,93	1,22	2,00	1,00	2,35	n=21
b1_p3_m1	2,59	1,54	2,30	1,35	3,65	n=21
b1_p3_m2	1,98	,89	1,70	1,35	2,75	n=21
b1_p3_m3	1,86	,90	1,70	1,15	2,60	n=21
b1_p3_m4	1,53	,70	1,30	1,05	2,25	n=21
b1_p3_m5	1,73	,88	1,30	1,05	2,50	n=21
b1_o2_m1	4,02	2,94	3,40	2,40	4,40	n=21
b1_o2_m2	3,24	2,03	3,10	1,70	3,55	n=21
b1_o2_m3	2,67	1,42	2,20	1,65	3,25	n=21
b1_o2_m4	2,40	1,55	2,10	1,35	2,80	n=21
b1_o2_m5	2,44	1,28	2,40	1,40	3,00	n=21
b1_o1_m1	3,99	1,98	3,70	2,20	5,30	n=21
b1_o1_m2	3,28	1,72	2,80	1,85	4,30	n=21
b1_o1_m3	2,75	1,30	2,30	1,80	3,90	n=21
b1_o1_m4	2,49	1,20	2,30	1,60	3,10	n=21
b1_o1_m5	2,60	1,35	2,20	1,50	3,45	n=21
b1_mw_m1	2,65	1,25	2,51	1,75	3,37	n=21
b1_mw_m2	2,20	,91	1,97	1,55	2,72	n=21
b1_mw_m3	2,17	,82	2,01	1,37	2,64	n=21
b1_mw_m4	1,85	,73	1,84	1,37	2,34	n=21
b1_mw_m5	1,98	,81	2,06	1,32	2,65	n=21
b1_fz_m1	2,59	1,46	2,10	1,60	3,65	n=21
b1_fz_m2	2,27	1,20	1,90	1,50	2,60	n=21
b1_fz_m3	2,59	1,57	2,00	1,50	3,30	n=21
b1_fz_m4	2,03	1,07	1,70	1,30	3,10	n=21
b1_fz_m5	2,20	1,24	2,00	1,45	2,55	n=21
b1_f8_m1	2,32	,99	2,10	1,45	3,10	n=21
b1_f8_m2	2,11	,77	1,90	1,60	2,70	n=21
b1_f8_m3	2,21	,82	1,90	1,45	2,85	n=21
b1_f8_m4	1,90	,70	1,80	1,35	2,50	n=21
b1_m5_m5	1,91	,71	2,10	1,35	2,30	n=21
b1_f7_m1	2,32	,94	2,20	1,55	3,25	n=21
b1_f7_m2	1,92	,71	1,80	1,40	2,50	n=21
b1_f7_m3	1,97	,71	1,90	1,25	2,65	n=21
b1_f7_m4	1,77	,66	1,70	1,20	2,30	n=21
b1_f7_m5	1,85	,75	1,80	1,20	2,45	n=21
b1_f4_m1	2,56	1,34	2,20	1,45	3,40	n=21
b1_f4_m2	2,30	1,23	1,80	1,55	2,60	n=21
b1_f4_m3	2,45	1,21	2,30	1,45	3,25	n=21
b1_f4_m4	2,00	,90	1,80	1,35	2,60	n=21
b1_f4_m5	2,26	1,15	2,20	1,45	2,80	n=21
b1_f3_m1	2,42	1,30	1,90	1,45	3,50	n=21
b1_f3_m2	2,03	1,02	1,70	1,45	2,50	n=21
b1_f3_m3	2,34	1,30	2,00	1,35	3,05	n=21
b1_f3_m4	1,93	,95	1,60	1,30	2,70	n=21
b1_f3_m5	2,09	1,12	1,60	1,30	2,80	n=21
b1_cz_m1	2,04	1,38	1,70	1,10	2,65	n=21
b1_cz_m2	1,74	,94	1,40	1,10	2,25	n=21
b1_cz_m3	1,97	1,19	1,40	1,15	2,60	n=21
b1_cz_m4	1,50	,78	1,40	,90	2,00	n=21
b1_cz_m5	1,57	,79	1,40	1,05	2,05	n=21
b1_c4_m1	1,91	1,06	1,80	1,25	2,20	n=21
b1_c4_m2	1,64	,60	1,50	1,20	1,95	n=21
b1_c4_m3	1,60	,55	1,40	1,20	1,85	n=21
b1_c4_m4	1,40	,59	1,40	,95	1,80	n=21
b1_c4_m5	1,49	,63	1,40	1,05	1,85	n=21
b1_c3_m1	1,68	,98	1,50	,95	2,10	n=21
b1_c3_m2	1,46	,53	1,40	1,10	1,60	n=21
b1_c3_m3	1,51	,60	1,30	1,05	1,80	n=21
b1_c3_m4	1,28	,50	1,30	,95	1,55	n=21
b1_c3_m5	1,26	,48	1,40	,90	1,55	n=21

MW, SD, MD und Perzentile von EEG Beta2 Leistungsdichte ParVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25 %	75 %	n
b2_t6_m1	2,27	,99	2,20	1,50	2,70	n=21
b2_t6_m2	1,87	,94	1,70	1,05	2,50	n=21
b2_t6_m3	1,54	,88	1,40	,85	2,20	n=21
b2_t6_m4	1,53	,91	1,40	,80	1,90	n=21
b2_t6_m5	1,85	1,22	1,50	1,10	2,35	n=21
b2_t5_m1	2,08	1,17	2,00	1,20	2,40	n=21
b2_t5_m2	1,65	,63	1,60	1,20	2,05	n=21
b2_t5_m3	1,45	,57	1,40	,95	1,80	n=21
b2_t5_m4	1,30	,52	1,40	,90	1,75	n=21
b2_t5_m5	1,67	,91	1,40	1,05	2,20	n=21
b2_t4_m1	2,25	1,81	1,80	1,15	2,65	n=21
b2_t4_m2	1,90	1,69	1,40	,95	2,20	n=21
b2_t4_m3	1,63	1,17	1,40	,85	1,75	n=21
b2_t4_m4	1,62	1,63	1,20	,80	1,80	n=21
b2_t4_m5	1,52	1,06	1,20	,90	1,95	n=21
b2_pz_m1	1,55	,78	1,50	,90	2,10	n=21
b2_pz_m2	1,23	,54	1,20	,85	1,50	n=21
b2_pz_m3	1,09	,58	1,00	,75	1,20	n=21
b2_pz_m4	1,01	,53	,80	,70	1,30	n=21
b2_pz_m5	1,14	,69	1,00	,70	1,50	n=21
b2_p4_m1	1,65	,81	1,50	1,05	2,00	n=21
b2_p4_m2	1,40	,68	1,30	,90	1,80	n=21
b2_p4_m3	1,15	,68	1,00	,75	1,25	n=21
b2_p4_m4	1,13	,67	,90	,70	1,20	n=21
b2_p4_m5	1,24	,75	1,10	,80	1,35	n=21
b2_p3_m1	1,63	,75	1,50	1,00	2,10	n=21
b2_p3_m2	1,30	,54	1,30	,85	1,60	n=21
b2_p3_m3	1,12	,53	1,10	,70	1,40	n=21
b2_p3_m4	1,02	,48	1,00	,65	1,20	n=21
b2_p3_m5	1,16	,50	1,10	,85	1,35	n=21
b2_o2_m1	2,57	1,42	2,40	1,75	2,85	n=21
b2_o2_m2	2,11	1,44	1,80	1,10	2,65	n=21
b2_o2_m3	1,65	1,36	1,40	1,00	1,75	n=21
b2_o2_m4	1,66	1,43	1,50	,75	1,90	n=21
b2_o2_m5	1,73	1,24	1,60	1,00	1,75	n=21
b2_o1_m1	2,40	,90	2,40	1,55	3,10	n=21
b2_o1_m2	2,03	,88	2,10	1,40	2,80	n=21
b2_o1_m3	1,58	,66	1,50	1,20	2,05	n=21
b2_o1_m4	1,50	,64	1,60	,85	2,00	n=21
b2_o1_m5	1,69	,71	1,70	1,10	2,10	n=21
b2_mw_m1	2,06	,88	1,91	1,47	2,68	n=21
b2_mw_m2	1,71	,63	1,78	1,27	2,13	n=21
b2_mw_m3	1,55	,62	1,51	1,05	1,87	n=21
b2_mw_m4	1,47	,65	1,54	,93	1,82	n=21
b2_mw_m5	1,58	,66	1,45	1,09	1,92	n=21
b2_fz_m1	1,97	,87	1,90	1,25	2,65	n=21
b2_fz_m2	1,76	,77	1,60	1,15	2,30	n=21
b2_fz_m3	1,77	,88	1,60	1,15	2,30	n=21
b2_fz_m4	1,64	,81	1,60	1,10	2,00	n=21
b2_fz_m5	1,65	,75	1,70	1,05	2,00	n=21
b2_f8_m1	2,04	,72	1,90	1,45	2,60	n=21
b2_f8_m2	1,81	,62	1,70	1,45	2,25	n=21
b2_f8_m3	1,82	,70	1,80	1,30	2,10	n=21
b2_f8_m4	1,75	,79	1,70	1,05	2,35	n=21
b2_m5_m5	1,76	,65	1,60	1,35	2,30	n=21
b2_f7_m1	2,10	,75	2,10	1,50	2,40	n=21
b2_f7_m2	1,79	,60	1,70	1,35	2,25	n=21
b2_f7_m3	1,62	,60	1,60	1,30	1,90	n=21
b2_f7_m4	1,67	,80	1,40	1,20	2,25	n=21
b2_f7_m5	1,67	,66	1,50	1,25	2,00	n=21
b2_f4_m1	2,03	,81	2,00	1,40	2,55	n=21
b2_f4_m2	1,80	,74	1,60	1,35	2,25	n=21
b2_f4_m3	1,81	,78	1,80	1,20	2,25	n=21
b2_f4_m4	1,68	,69	1,50	1,25	2,20	n=21
b2_f4_m5	1,76	,68	1,80	1,20	2,10	n=21
b2_f3_m1	2,00	,80	1,90	1,40	2,70	n=21
b2_f3_m2	1,68	,63	1,50	1,30	2,05	n=21
b2_f3_m3	1,67	,67	1,70	1,15	2,00	n=21
b2_f3_m4	1,61	,68	1,50	1,15	2,00	n=21
b2_f3_m5	1,67	,71	1,70	1,10	2,00	n=21
b2_c4_m1	1,54	,90	1,30	1,00	2,00	n=21
b2_c4_m2	1,32	,48	1,20	,90	1,75	n=21
b2_c4_m3	1,20	,50	1,10	,75	1,55	n=21
b2_c4_m4	1,09	,49	1,10	,70	1,40	n=21
b2_c4_m5	1,20	,52	1,20	,85	1,55	n=21
b2_c3_m1	1,55	,85	1,30	1,00	2,05	n=21
b2_c3_m2	1,41	,64	1,30	,90	1,95	n=21
b2_c3_m3	1,20	,54	1,20	,80	1,40	n=21
b2_c3_m4	1,16	,62	1,10	,65	1,55	n=21
b2_c3_m5	1,21	,57	1,10	,75	1,45	n=21

MW, SD, MD und Perzentile von EEG Beta2 Leistungsdichte NparVerteilt nicht Leistungsdifferenziert

	MW	SD	MD	25%	75%	n
b2_cz_m1	2.48	2.62	1.40	1.20	2.20	n=21
b2_cz_m2	2.21	2.07	1.60	.90	2.55	n=21
b2_cz_m3	2.02	2.05	1.50	.90	2.40	n=21
b2_cz_m4	1.78	1.85	1.30	.80	2.15	n=21
b2_cz_m5	1.90	2.11	1.40	.75	2.20	n=21
b2_t3_m1	2.88	4.93	1.80	1.25	2.35	n=21
b2_t3_m2	1.75	.99	1.60	1.05	2.05	n=21
b2_t3_m3	1.94	1.40	1.70	1.15	2.60	n=21
b2_t3_m4	1.81	1.76	1.20	.85	2.00	n=21
b2_t3_m5	2.00	1.95	1.40	1.05	1.90	n=21

11.13 Zusammenfassung: Prüfstatistik (Belkom. 2)

Zusammenfassung der post hoc Prüfstatistik bei Par/Npar Verteilung t-Test/Wilcoxon bzgl. vorausgegangenem sign. Zeiteffekt bei GLM/Friedman. Darstellung der unabhängigen Parameter (linke Spalte) und Testpaarungen im Zeitverlauf. Prüfergebnisse mit p und T bzw. Z Value () und Freiheitsgrade (df). Npar Statistik fett.

Parameter	Regenerationseffekt			
	Faktor: Zeit (T-Test bzw. Wilcoxon [Fettdruck]) p und (T- bzw. Z-Value)	M1-M2	M2-M3	M3-M4
Zentrales System: EEG-Frequenzen und Elektrodenpositionen				
D_14			0.026 (2.404)	20
D_mw			0.04 (2.197)	20
D_c4				0.012 (Z-2.521a)
A2_i3		0.030 (2.332)		20
A2_mw		0.042 (2.174)		20
A2_c4	0.042 (2.161)			20
A2_c3				0.050 (Z-1.961)b
A2_cz		0.020(-2.334)b		21
A2_f3		0.051(-1.947)b		21
A2_f4		0.033(-2.138)a		21
A2_f7		0.015(-2.433)a		21
A2_f8		0.023(-2.277)a		21
A2_o1		0.019(-2.346)a		21
A2_o2		0.002(-3.024)a		21
A2_p4		0.039(-2.069)a		21
A2_pz		0.026(-2.225)a		21
A2_t4		0.044(-2.018)a		21
A2_t6		0.027(-2.207)a		21
B1_i5	0.040 (2.193)		0.036 (2.246)	0.032 (-2.310) 20
B1_pz			0.027 (2.390)	20
B1_p4			0.022 (2.490)	0.035 (-2.266) 20
B1_o1		0.023 (2.467)		20
B1_mw			0.034 (2.280)	20
B1_f8			0.039 (2.210)	20
B1_f7	0.020 (2.525)			20
B1_f3	0.039 (2.209)		0.035 (2.260)	20
B1_c3			0.049 (2.094)	20

Parameter	Regenerationseffekt			
	Faktor: Zeit (T-Test bzw. Wilcoxon [Fettdruck]) p und (T- bzw. Z-Value)	M1-M2	M2-M3	M3-M4
Zentrales System: EEG-Frequenzen und Elektrodenpositionen				
B2_i6		0.020 (2.538)	0.038 (2.222)	0.011 (-2.821) 20
B2_i5			0.047 (2.117)	0.037 (-2.253) 20
B2_pz		0.022 (2.491)	0.028 (2.367)	
B2_p4		0.024 (2.436)	0.045 (2.142)	0.038 (-2.225) 20
B2_p3				0.022 (-2.473) 20
B2_o2		0.009 (2.885)	0.021 (2.499)	
B2_o1		0.043 (2.165)	0.002 (3.467)	
B2_mw		0.019 (2.542)		
B2_fz			0.029 (2.345)	
B2_f7	0.033 (2.295)			
B2_f4	0.052 (2.064)			
B2_f3	0.016 (2.619)			
B2_c4				0.014 (-2.686) 20
B2_c3		0.023 (2.469)		
B2_cz			0.017(-2.387)a	21
Katecholamine				
A		0.008 (-3.921)a		21
A_korr		0.000 (-3.920)a		21
NA_korr		0.000 (8.319)		20
NA		0.000 (7.890)		20
Dop	0.000 (6.810)		(0.062(-1.981))	19

Parameter	Regenerationseffekt			
	Faktor: Zeit (T-Test bzw. Wilcoxon [Fettdruck]) p und (T- bzw. Z-Value)	M1-M2	M2-M3	M3-M4
Stressreaktives System				
Pro		0.009 (2.906)	0.001 (3.868)	0.000 (5.502)
Pro_korr		0.050 (-2.082)	0.053 (2.055)	0.000 (4.183)
Cor			0.000 (9.301)	0.001 (4.295)
Esg_b	0.001 (-4.820)			
Krea	0.000 (10.401)			
Blutbild				
Leu	0.000 (14.913)		0.000 (-4.721)	0.000 (-5.888) 20
Ery	0.000 (9.484)			0.016 (-2.629) 20
Gluc	0.000 (-5.804)	0.004 (3.248)	0.000 (4.780)	
Gluc_korr	0.000 (5.761)	0.023 (-2.480)	0.000 (4.213)	
Hb	0.000 (15.683)			
Hct	0.000 (15.922)			0.023 (-2.470) 20
mcv	0.002 (3.532)			
Herzkreislauf System				
	Max-3'		3'-60'	60-120'
HF	0.000 (25.213)		0.000 (14.558)	0.000 (4.580) 20

Legende:

M1-M2 = Veränderungen in Frühregeneration 2-45' n. Belastung
M2-M3 = Veränderungen in Mittelregeneration 45-60' n. Bel.
M3-M4 = Veränderungen in Später Regeneration 60-75' n. Bel.
M4-M5 = Veränderungen in sehr Später Regeneration 75-135' n. Bel.
a basiert auf positive Ränge
b basiert auf negative Ränge

Fettdruck

=Parameter

nicht

hinreichend

Normalverteilt

Post hoc Gruppeneffekte bezüglich des Faktors „Leistungsgruppe“ bei Par/Npar Verteilung t-Test/Mann Whitney-U bzgl. vorausgegangenem sign. Gruppeneffekt bei GLM/Friedman Analyse. Darstellung der unabhängigen Parameter (linke Spalte) und Prüfergebnisse mit p und T bzw. Z Value () und ggf. Freiheitsgrade df. Npar Statistik fett.

Gruppeneffekte mäßig trainiert-gut trainiert T-Test unabhängig/ Mann Whitney-U				
	M1	M3	M4	M5
Pmax	0.004 (-3.274) 19			
Prel	0.000 (-6.785) 19			
T_fz	0.050 (2.093) 19			0.028 (2.378) 19
A2_pz				0.045 (Z-2.008)

12 Publikationen

Aus dem Inhalt der vorgelegten Arbeit wurden bislang Daten in Abhandlungen folgender Quellen publiziert:

Originalarbeiten / BISp Jahresberichte / Lehrbücher 'e-learning'

- 1) Weiß M, Barthel T, Falke W, Junjea L, Geiß K. Influence of L-theanine on EEG characteristics and stress hormones during recovery from exercise stress. *Journal of Psychophysiology* 2004 submitted;.
- 2) Barthel T, Schnittker R, Peters P, Siebel T², Liesen H, Weiß M. Führen Kreuzbandrekonstruktionen zu Veränderungen im zentralen Nervensystem und in der kortikalen Bewegungsplanung? In: Bülow P, Ed. *Neurol Rehabil* 2004, 10 (3), S. 130-136 Hippocampus Verlag.
- 3) Barthel T, Wehr T, Schnittker R, Mechau D, Liesen H, Weiß M. Auswirkungen von unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen auf das Elektroenzephalogramm (EEG) und Bereitschaftspotential (BP). In: Bülow P, Ed. *Neurol Rehabil* 2002;8 (1), S. 23-28, Hippocampus Verlag.
- 4) Barthel T, Mechau D, Wehr T, Schnittker R, Liesen H, Weiß M. Readiness potential in different states of physical activation and after ingestion of taurine and/or caffeine containing drinks. In: Lubec G, Herrera-Marschitz M, MacLeod CL, La Jolla CA, Eds. *Amino Acids* 2001, 20 (1), S. 63-73.
- 5) Barthel T, Wange S, Weiss M, Liesen H. Exercise and Brain. E-learning-Kurs zu Spomedial (Sportmedizin Interaktiv Lernen) / Sport im höheren Lebensalter. E-learning-Kurs zu Spomedial. In: www.spomedial.de Jan. 2004.
- 6) Barthel T, Weiß M. Zentralnervöse Regulation im EEG nach erschöpfender Ergometerbelastung in Abhängigkeit von der Ausdauerleistungsfähigkeit. In: Bundesinstitut für Sportwissenschaft, BISp-Jahrbuch 2002. S. 101-116

- 7) Barthel T, Weiß M. Untersuchungen zur Bedeutung des Bereitschaftspotentials (BP) als psychophysiologischer Parameter im Sport. In: Bundesinstitut für Sportwissenschaft, BISp-Jahrbuch 1999.

Kongressbeiträge (abstracts)

- 8) Barthel T, Baumeister J, Liesen H, Weiß M. Zentralnervöse Regulation im EEG nach erschöpfender Ergometerbelastung in Abhängigkeit von der Ausdauerleistungsfähigkeit. Posterbeitrag 38. Kongress für Sportmedizin und Prävention 24.-27. Sept. 2003. In: Badtke G, Bittmann F, Böning D, Kittel R, Eds, *Dtsch Z Sportmed* 2003, 54 Sonderheft (7-8), S. 68.
- 9) Reinsberger C, Herwegen H, Barthel T, Weiß M, Liesen H. Auswirkungen eines Regenerations-Getränkes aus Pflanzenextrakten auf elektrodermale Aktivität. Posterbeitrag 38. Kongress für Sportmedizin und Prävention 24.-27. Sept. 2003. In: Badtke G, Bittmann F, Böning D, Kittel R, Eds, *Dtsch Z Sportmed* 2003, 54 Sonderheft (7-8), S. 80.
- 10) Barthel T, Schnittker R, Peters P, Baumeister J, Liesen H, Weiß M. Führen Kreuzbandrekonstruktionen zu Veränderungen im zentralen Nervensystem und kortikaler Bewegungsplanung? Posterbeitrag 38. Kongress für Sportmedizin und Prävention 24.-27. Sept. 2003. In: Badtke G, Bittmann F, Böning D, Kittel R, Eds, *Dtsch Z Sportmed* 2003, 54 Sonderheft (7-8), S. 62.
- 11) Barthel T, Schnittker R, Peters P, Baumeister J, Becker A, Liesen H, Weiß M. Changes in cortical activity and movement-related-cortical-potentials (MRCPPs) during initial pedal-kicks on a cycle ergometer in patients after anterior cruciate ligament reconstruction. Posterbeitrag. European Workshop of Movement Science (EWOMS). 22-24 Mai 2003. In Schöllhorn, WI, Bohn C, Jäger JM, Schaper H, Alichmann (Hrsg.) European Workshop on Movement Science: Mechanics, Physiology, Psychology. Book of Abstracts University of Münster Dep. of Training and Movement Science, Buch und Strauss, Köln 2003. S. 90-1.

-
- 12) Reinsberger C, Herwegen H, Barthel T, Weiß M, Liesen H. Effekte maximaler körperlicher Belastung auf zentrales und sympathisches Nervensystem: Parallelen zwischen Elektrosympathikographie und Elektroenzephalographie. Posterbeitrag 37. Deutscher Kongress für Sportmedizin und Prävention 26-30 Sep. 2001. In: Halle M, Ed. *Dtsch Z Sportmed* 2001, 52 Sonderheft (7-8), S. 71.
- 13) Barthel T, Schnittker R, Juneja LR, Geiß K-R, Liesen H, Weiß M. Regenerative EEG-Veränderungen nach starker physischer Belastung unter Einfluß von L-Theanin einer Aminosäure in Grünem Tee. Posterbeitrag 37. Deutscher Kongress für Sportmedizin und Prävention 26-30 Sep. 2001. In: Halle M, Ed. *Dtsch Z Sportmed* 2001, 52 Sonderheft (7-8), S. 92.
- 14) Weiß M, Barthel T, Schnittker R, Geiß KE, Falke W, Juneja LR. Correlations between central nervous parameters and hormonal regulations during recovery from physical stress are influenced by L-theanine. In Schaffer S, Fountoulakis M, Lubec G (eds). *Amino Acids* 2001, 21: 62. 7th international Congress on Amino Acids and Proteins, Vienna Austria August 6-10, 2001.
- 15) Barthel T, Schnittker R, Juneja LR, Geiß K-R, Liesen H, Weiß M. EEG-Changes in humans during regeneration after heavy physical strain with the influence of L-theanine; an amino acid in green tea. In Schaffer S, Fountoulakis M, Lubec G (eds). *Amino Acids* 2001, 21: 59. 7th international Congress on Amino Acids and Proteins Vienna Austria August 6-10, 2001.
- 16) Wehr T, Barthel T, Schnittker R, Mechau D, Weiß M, Liesen H. Auswirkungen von unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen auf das Elektroenzephalogramm (EEG) und Bereitschaftspotential (BP). In: Internationales Symposium „Exercise and Brain“ im Rahmen des Eröffnungskongresses „Dekade des menschlichen Gehirns 2000“ auf dem Petersberg in Bonn.
- 17) Barthel T, Mechau D, Wehr T, Schnittker R, Liesen H, Weiß M. Bereitschaftspotential (BP) nach unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen und nach Verabreichung von taurin- und/oder koffeinhaltigen Mischgetränken. In: Internationales Symposium „Exercise and Brain“ im Rahmen des Eröffnungskongresses „Dekade des menschlichen Gehirns 2000“ auf dem Petersberg in Bonn.

-
- 18) Barthel T, Wehr T, Mechau D, Liesen H, Weiß M. Veränderungen im Spontan-EEG und Bereitschaftspotential (BP) nach unterschiedlich erschöpfenden Ergometerbelastungen. In: Halle M, Ed. *Dtsch Z Sportmed* 1999, 50 Sonderheft, 11 Posterbeitrag 36. Deutscher Kongress für Sportmedizin und Prävention 1999.
- 19) Barthel T, Wehr T, Mechau D, Liesen H, Weiß M. Variances in Spontaneous EEG and Bereitschaftspotential (BP) after Cycle Ergometer Exercise of Various Intensities. In: Halle M, Ed. *Int J Med* 1999, 20, 6 Posterbeitrag 36th German Congress of Sports Medicine and Prevention 1999.

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und alle benutzten Quellen und Hilfsmittel vollständig angegeben habe. Die Arbeit wurde bisher weder im In- noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die geltende Promotionsordnung des ehemaligen Fachbereichs 2 Erziehungswissenschaft, Psychologie und Sportwissenschaft (heute Fakultät für Naturwissenschaften) der Universität Paderborn ist mir bekannt.

Ich versichere, dass ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Paderborn, am 24.05.2005

Thorsten Barthel