

**Effektivität eines Gangtrainings
mit Sonifikation zur Normalisierung des Gangbildes bei
Patienten in der orthopädischen Rehabilitation nach
endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks**

Dissertation
zur Erlangung des Grads eines Doktors
der Naturwissenschaften (Dr. rer. nat)
der Universität Paderborn
(Department Sport und Gesundheit)

vorgelegt von
Juliane Pietschmann
Sportwissenschaftlerin (M.A.)
geboren am 18.12.1986 in Hennigsdorf, Brandenburg

Paderborn, im April 2020

Gutachter

1. Gutachter: Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck, Leiter Institut für Biomechanik der Klinik Lindenplatz und Mitglied im Department Sport und Gesundheit an der Universität Paderborn, Arbeitsbereich Psychologie und Bewegung
2. Gutachter: Prof. Dr. Jürgen Freiwald, Universität Wuppertal, Arbeitsbereich Bewegungs- und Trainingswissenschaft
3. Gutachter: Prof. Dr. Hans-Christian Heitkamp, Universität Paderborn, Arbeitsbereich Sportmedizin

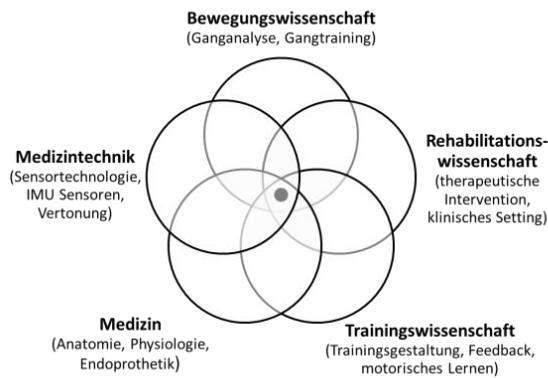
Tag der Einreichung: 12. April 2020

Tag der Disputation: 08. Oktober 2020

Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist in der Zeit von November 2012 bis Juli 2019 unter der Betreuung von Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck, *Leiter des Instituts für Biomechanik der Klinik Lindenplatz GmbH* in Bad Sassendorf und Mitglied des Arbeitsbereiches *Psychologie und Bewegung* im *Department Sport und Gesundheit* an der Universität Paderborn, entstanden.

Inhaltlich bewegt sich die vorliegende Dissertationsschrift in einem interdisziplinären, sportwissenschaftlichen Forschungsfeld mit Schwerpunkten und Fragestellungen aus den Teildisziplinen der Bewegungs- und Trainingswissenschaften, welche einen engen Bezug zur Humanmedizin, zur Rehabilitationswissenschaft und zur Medizintechnik aufweisen.



Methodisch ist diese Arbeit als klinische Forschung in der orthopädischen Rehabilitation einzuordnen.

Teilergebnisse dieser Arbeit wurden bereits auf nationalen Tagungen vorgestellt und in nationalen und in internationalen Journals veröffentlicht.

Tagungen:

Pietschmann, J., Jöllenbeck, T. & Geu Flores, F. (2018). *Gangtraining mit Sonifikation zur Wiederherstellung des normalen Ganges nach endoprothetischem Gelenkersatz*. Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaften, Sektion Sportinformatik. 12. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik und Sporttechnologie, München.

Jöllenbeck, T., Pietschmann, J. & Geu Flores, F. (2018). *Feedbacktraining mit Sonifikation zur Normalisierung des Gangbildes in der orthopädischen Rehabilitation nach endoprothetischem Gelenkersatz. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin.* <https://doi.org/10.3205/18dkou171>

Journals:

Jöllenbeck, T. & Pietschmann, J. (2019). Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz – zurück zum normalen Gang, aber wie? B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport, 35(01), 3–13. <https://doi.org/10.1055/a-0818-6930>

Pietschmann, J., Geu Flores, F. & Jöllenbeck, T. (2019). Gait Training in Orthopedic Rehabilitation after Joint Replacement - Back to Normal Gait with Sonification? International Journal of Computer Science in Sport, 18(2), 34–48. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2019-0012>

Danksagung

Diese Arbeit ist während meiner Tätigkeit als wissenschaftliche Mitarbeiterin im Institut für Biomechanik der Klinik Lindenplatz in Bad Sassendorf entstanden. Von der ersten Idee bis zur Vollendung der Dissertation wurde ich von einer Vielzahl von Personen begleitet, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Ich möchte mich an dieser Stelle bei allen Personen recht herzlich bedanken. Es ist mir jedoch ein sehr großes Anliegen einige Personen meinen besonderen Dank auszusprechen.

Ein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck für die hervorragende Betreuung und Unterstützung, die zu der Fertigstellung dieser Arbeit geführt hat. Durch das mir in den letzten Jahren entgegengebrachte Vertrauen sowie durch seine Ratschläge, die oftmals auch über das fachliche hinausgingen, konnte diese Arbeit fertiggestellt werden. Er hat mir immer wieder gezeigt, dass es sich lohnt an verschiedensten *Fronten* zu kämpfen und dass es wichtig ist, sich selber treu zu bleiben. Vielen herzlichen Dank für alles. Und es stimmt, alles wird gut!

Prof. Dr. Jürgen Freiwald möchte ich herzlich dafür danken, dass er sich bereit erklärt hat die Funktion des Zweitbetreuers zu übernehmen. Vielen Dank für die konstruktiven Ratschläge.

Prof. Dr. Hans-Christian Heitkamp danke ich für die Bereitschaft diese Arbeit kurzfristig als Drittgutachter zu übernehmen.

Bei allen Patienten und Probanden, die an dieser Studie teilgenommen haben, möchte ich mich recht herzlich bedanken.

Ich möchte einen Dank an alle Mitarbeiter der Klinik Lindenplatz richten, die das Institut für Biomechanik als wichtigen Bestandteil der Klinik ansehen und mich bzw. die gesamte Arbeit des Instituts unterstützt haben. Allen ehemaligen Mitarbeitern, studentischen Hilfskräften und Praktikanten des Instituts für Biomechanik, vielen

Dank für die Unterstützung. Ein besonderer Dank gilt ebenfalls Dr. Christoph Schöngle, ehemaliger Chefarzt der Klinik Lindenplatz, der das Institut für Biomechanik ins Leben gerufen hat und die angewandte Forschung am Patienten als ein essentielles Qualitätsmerkmal und Bestandteil für die Klinik Lindenplatz angesehen hat und mir immer Mut gemacht hat, mit der Arbeit fortzufahren. Die sehr konstruktiven und bereichernden gemeinsamen Mittagspausen fehlen mir sehr!

Der BesB Berlin GmbH, besonders Prof. Dr. Schaffert und Dipl.- Ing. Roy Ploigt möchte ich danken, dass wir zusammen die ersten Schritte in Richtung Bewegungsvertonung gegangen sind. Mein Dank gilt natürlich auch Dr. Nina Schaffert von der Universität Hamburg.

Weiterhin möchte ich mich herzlich bei Björn Schmitt sowie bei der Firma menios bedanken. Dank der zur Verfügung gestellten Sensoren war die Durchführung meiner Studie überhaupt erst möglich.

Darüber hinaus gilt ein besonderer Dank Dr. Francisco Geu Flores von der Universität Duisburg-Essen, durch dessen Programmierung die Sensoren überhaupt erst *Töne ausspucken* konnten. Dr. Geu Flores hat einen entscheidenden Anteil zu dieser Arbeit beigetragen, indem er sein Programm auf meine individuellen Anforderungen angepasst hat.

Der Firma Zebris medical und Herrn Brunner danke ich ebenfalls, denn durch sie war die Durchführung von Ganganalysen und somit meine Arbeit überhaupt erst möglich. Ein besonderer Dank gilt hier Frau Saskia Döring, die generell immer, jedoch besonders bei einem Komplettausfall der Technik im März 2017 alles in ihrer Macht stehende getan hat, damit meine Studie so schnell wie möglich weiter geführt werden konnte.

Der Arbeitsgruppe um Frau Dr. Gabriele Bleser danke ich für den sehr konstruktiven Austausch, ich freue mich auf die weitere zukünftige Zusammenarbeit.

Weiterhin möchte ich mich natürlich bei allen Freunden, Bekannten, Verwandten und Kollegen und bedanken, die mich auf diesem Weg bis zur Fertigstellung dieser Arbeit begleitet haben und in irgendeiner Form, sei es durch guten Zuspruch, aufmunternde Worte (oder wie auch immer) dazu beigetragen haben, dass ich diese Arbeit abschließen konnte und diese Arbeit so geworden ist wie sie ist. Besonderen Dank möchte ich an dieser Stelle Dr. Horst-Walter Hundte, Dr. Dorothee Neuhaus, Dr. Christina Zobe, Franziska Siche-Pantel und Christoph Sprenger aussprechen, durch deren Unterstützung und Ratschläge wäre ich nie so weit gekommen! Einen überaus großen Dank auch an meine Korrekturleser: Hermann-Josef Vogt, Susanne Pietschmann und Sabrina Schmöckel!

Meinem Freund Dr. Josef Langen möchte ich nicht nur für die moralische Unterstützung, sondern auch dafür danken, dass er mich in den letzten Jahren bei diesem Vorhaben unterstützt hat. Er hat mich nicht nur immer zum Lachen gebracht, sondern sich auch auf wissenschaftliche Diskussionen eingelassen und mir besonders in der Zeit des Schreibens den Rücken frei gehalten hat, damit ich mich auf die Fertigstellung meiner Arbeit konzentrieren konnte.

Meiner Familie besonders meinen Eltern Ina und Jürgen Pietschmann, gilt mein größter Dank! Ohne Sie wäre es überhaupt nicht möglich gewesen, das Studium der Sportwissenschaften in Paderborn aufzunehmen. Sie haben mich jeder Zeit auf verschiedenen Wegen unterstützt, immer an mich geglaubt und mich ermuntert meinen Weg zu gehen. Da ich das nicht als selbstverständlich ansehe, widme ich Ihnen diese Arbeit.

Bad Wünnenberg, im April 2020

Juliane Pietschmann

Inhaltsverzeichnis

Kurzfassung	XIV
Abstract	XV
Abkürzungsverzeichnis	XVI
Abbildungsverzeichnis.....	XVIII
Tabellenverzeichnis.....	XXIV
1 Einleitung in die Thematik.....	1
1.1 <i>Problemstellung.....</i>	2
1.2 <i>Aufbau der Arbeit</i>	3
2 Theoretische Grundlagen und vorliegende Erkenntnisse	6
2.1 <i>Der menschliche Gang.....</i>	6
2.2 <i>Medizinische und Anatomische Grundlagen</i>	12
2.2.1 Muskel- und Skeletterkrankungen	12
2.2.2 Anatomie des Hüftgelenks	15
2.2.2.1 Aufbau	15
2.2.2.2 Bewegung	16
2.2.2.3 Muskulatur	16
2.2.2.4 Pathologien	17
2.2.3 Anatomie des Kniegelenks	19
2.2.3.1 Aufbau	20
2.2.3.2 Bewegung	21
2.2.3.3 Muskulatur und Bänder	21
2.2.3.4 Pathologien	23
2.3 <i>Grundlagen der Endoprothetik.....</i>	24
2.3.1 Prävalenz und Inzidenz von Gelenkersatzoperationen.....	24
2.3.2 Endoprothetische Versorgung	28
2.3.3 Hüft - TEP.....	30
2.3.4 Knie - TEP.....	32
2.3.5 Vor- und Nachteile verschiedener Operationstechniken	36
2.4 <i>Rehabilitation</i>	39
2.4.1 Verweildauer in Rehabilitationseinrichtungen	40
2.4.2 Die Zukunft der Rehabilitation	41
2.4.3 Anschlussrehabilitation und orthopädische Rehabilitation	41
2.4.4 Ziele in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz	42

2.4.4.1	Therapieverfahren.....	44
2.4.4.2	Gangtraining / Gangschulung.....	47
2.4.4.3	Gangauffälligkeiten und typische Schonhaltungen	51
2.4.5	Zustand und Defizite am Ende der Rehabilitation nach Gelenkersatz.....	53
2.5	<i>Ganganalyse</i>	62
2.5.1	beobachtende Ganganalyse	63
2.5.2	instrumentelle Ganganalyse.....	64
2.5.2.1	Kinetische Verfahren.....	66
2.5.2.1.1	Dynamometrie	66
2.5.2.1.2	Pedobarographie.....	66
2.5.2.2	Kinematische Verfahren.....	67
2.5.2.2.1	2D - Ganganalyse / Videoanalyse.....	67
2.5.2.2.2	3D- / markerbasierte Ganganalyse	68
2.5.2.2.3	Ganganalyse über Inertialsensorik.....	69
2.5.2.2.4	Gängigste Messsysteme	71
2.5.2.3	Dynamische Elektromyografie (EMG)	71
2.5.3	Assessmentverfahren zur Gangbewertung.....	72
2.5.4	Testverfahren zur Gangbewertung	77
2.5.5	Ganganalyse zur Identifikation von Gangauffälligkeiten in der orthopädischen Rehabilitation.....	79
2.6	<i>Projekt – Zurück zum normalen Gang</i>	80
2.6.1	Wesentliche Gangparameter - Schlüsselparameter	81
2.6.2	temporäre Parameter	81
2.6.3	überdauernde Parameter.....	82
2.7	<i>Lösungsansätze</i>	83
2.7.1	Feedback & Feedbackverfahren.....	83
2.7.1.1	visuelles Feedback.....	86
2.7.1.2	virtuelles Feedback.....	87
2.7.1.3	taktiles Feedback.....	88
2.7.1.4	auditives Feedback & Sonifikation	89
2.7.1.4.1	Definition Sonifikation.....	90
2.7.1.4.2	Entwicklung der Sonifikation.....	91
2.7.1.4.3	Anwendungsfelder der Sonifikation.....	92
2.7.1.4.4	Funktionen der Auditory Display und der Sonifikation.....	94
2.7.1.4.5	Wissenschaftliche Studien zum Einsatz der Sonifikation	96
2.7.1.4.6	Klanggestaltung und Klangeigenschaften	101
2.7.1.4.7	Informationserfassung über das Ohr	102
2.7.1.4.8	Auditive vs. visuelle Informationsverarbeitung	103
2.7.1.5	Zukunft der Sonifikation.....	106
2.8	<i>Zusammenfassung der vorliegenden Erkenntnisse</i>	106

2.8.1	Herausarbeitung der Forschungslücke.....	107
2.8.2	Explorative Vorarbeiten	108
2.8.2.1	Zeitlicher Verlauf der explorativen Vorarbeiten	108
2.8.2.2	Einfluss auf temporäre Parameter	109
2.8.2.3	Einfluss auf überdauernde Parameter	110
2.8.2.4	Weitere Ansätze zur Beeinflussung der überdauernden Parameter	113
2.9	<i>Herleitung der allgemeinen Forschungshypothesen</i>	114
3	Methodik.....	116
3.1	<i>Studienübersicht des Projekts Zurück zum normalen Gang</i>	116
3.2	<i>Studiendesign</i>	117
3.2.1	Ein-/ und Ausschlusskriterien.....	119
3.2.2	Stand-, Gang- und Bewegungsanalyse	119
3.2.3	4D-Wirbelsäulenvermessung	122
3.2.4	Trainingsdurchführung und Instruktionen der Interventionsgruppen	123
3.2.5	Terminierung des Trainings.....	123
3.3	<i>Teilstudien des Projektes – Zurück zum normalen Gang</i>	123
3.3.1	Visuelles Feedbacktraining – Fußabdrücke	124
3.3.2	Virtuelles Feedbacktraining – ForestWalk	125
3.3.3	Taktiles Feedbacktraining – Robowalk.....	126
3.3.4	Laufbandtraining	127
3.3.5	Kontrollgruppe	128
3.3.6	Referenzgruppen.....	128
3.4	<i>Hauptstudie des Projekts – Zurück zum normalen Gang - Auditives Feedbacktraining</i>	129
3.4.1	Ergänzende Ein-/ und Ausschlusskriterien.....	129
3.4.2	Auditive Feedbacktraining mit Sonifikation	129
3.4.3	Sensorsystem	130
3.4.4	Software zur Vertonung	133
3.4.5	Berechnungsgrundlage zur Vertonung der Gelenkwinkel	134
3.4.6	Vertonung des Kniegelenkwinkels	136
3.4.7	Vertonung des Hüftgelenkwinkels	138
3.4.8	Besonderheit der Gelenkwinkelvertonung	139
3.5	<i>Probandendaten</i>	140
3.5.1	Hüft-TEP-Patienten.....	140
3.5.2	Knie-TEP-Patienten.....	140
3.5.3	Referenzgruppe	141
3.6	<i>Ethikvotum</i>	141
3.7	<i>Gütekriterien</i>	141

3.8	Datenaufbereitung / -verarbeitung.....	142
3.9	Parameter.....	143
3.9.1	Erhobene Parameter	143
3.9.2	Ausgewählte Parameter	144
3.9.3	Parameterdefinition	145
3.10	Statistische Verfahren	149
4	Operationalisierte Forschungshypothesen	153
4.1	<i>operationalisierte Forschungshypothese 1</i>	154
4.2	<i>operationalisierte Forschungshypothese 2</i>	157
4.3	<i>erhobene Sekundärparameter</i>	159
5	Ergebnisse	160
5.1	<i>Vorbemerkung zu den Ergebnissen</i>	160
5.1.1	Besonderheit in der statistischen Berechnung	160
5.1.2	Allgemeine Erläuterung zur Ergebnisdarstellung.....	161
5.1.3	Erläuterung zur Ergebnisdarstellung der Kurvenanalyse	161
5.2	<i>Hüft-TEP-Patienten.....</i>	167
5.2.1	Ergebnisse - Gangparameter.....	167
5.2.1.1	Schrittänge	167
5.2.1.2	Standphase.....	170
5.2.1.3	Stoßdämpfungsphase.....	173
5.2.1.4	mittlere Standphase	176
5.2.1.5	Doppelschrittänge	179
5.2.1.6	Doppelstandphase.....	181
5.2.1.7	Kadenz	182
5.2.1.8	Geschwindigkeit	184
5.2.2	Ergebnisse - Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf	186
5.2.3	Ergebnisse - Bewegungsumfänge	190
5.2.3.1	Bewegungsumfang Becken	190
5.2.3.2	Bewegungsumfang Hüftgelenk	193
5.2.3.3	Bewegungsumfang Kniegelenk	196
5.2.3.4	Bewegungsumfang Sprunggelenk	199
5.2.4	Ergebnisse - Bewegungsverläufe.....	202
5.2.4.1	Bewegungsverlauf Becken	202
5.2.4.2	Bewegungsverlauf Hüftgelenk	205
5.2.4.3	Bewegungsverlauf Kniegelenk	208
5.2.4.4	Bewegungsverlauf Sprunggelenk	211
5.2.5	Ergebnisse - Symmetrie-Indizes	214
5.2.6	Ergebnisse Trainingsdauer & Schmerzempfinden	219

5.2.7	Auswertung IMU-Sensordaten	220
5.2.8	Auswertung der Fragebögen.....	221
5.2.9	Zusammenfassung der Ergebnisse	222
5.3	<i>Knie-TEP-Patienten</i>	223
5.3.1	Ergebnisse - Gangparameter.....	223
5.3.1.1	Schrittänge	223
5.3.1.2	Standphase	226
5.3.1.3	Stoßdämpfungsphase.....	229
5.3.1.4	mittlere Standphase	232
5.3.1.5	Doppelschrittänge	235
5.3.1.6	Doppelstandphase.....	236
5.3.1.7	Kadenz	238
5.3.1.8	Geschwindigkeit	240
5.3.2	Ergebnisse - Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf	242
5.3.3	Ergebnisse - Bewegungsumfänge	246
5.3.3.1	Bewegungsumfang Becken	246
5.3.3.2	Bewegungsumfang Hüftgelenk	249
5.3.3.3	Bewegungsumfang Kniegelenk	252
5.3.3.4	Bewegungsumfang Sprunggelenk	255
5.3.4	Ergebnisse - Bewegungsverläufe.....	258
5.3.4.1	Bewegungsverlauf Becken	258
5.3.4.2	Bewegungsverlauf Hüftgelenk	261
5.3.4.3	Bewegungsverlauf Kniegelenk	264
5.3.4.4	Bewegungsverlauf Sprunggelenk	267
5.3.5	Ergebnisse - Symmetrie-Indizes	270
5.3.6	Ergebnisse Trainingsdauer & Schmerzempfinden	275
5.3.7	Auswertung der IMU-Sensordaten	276
5.3.8	Auswertung der Fragebögen.....	277
5.3.9	Zusammenfassung der Ergebnisse	278
6	Diskussion	279
6.1	<i>Übergeordnete inhaltliche Diskussion</i>	279
6.2	<i>Ergebnisdiskussion Hüft-TEP</i>	281
6.2.1	Gangparameter	281
6.2.1.1	Schrittänge	282
6.2.1.2	Standphase	283
6.2.1.3	Stoßdämpfungsphase.....	284
6.2.1.4	Mittlere Standphase.....	285
6.2.1.5	Doppelschrittänge	286
6.2.1.6	Doppelstandphase.....	286
6.2.1.7	Kadenz	287

6.2.1.8	Geschwindigkeit	288
6.2.2	Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf.....	289
6.2.3	Bewegungsumfänge	290
6.2.3.1	Beckenkippung	290
6.2.3.2	Hüftgelenk.....	292
6.2.3.3	Kniegelenk	293
6.2.3.4	Sprunggelenk.....	294
6.2.4	Bewegungsverläufe	295
6.2.5	Symmetrie-Indizes.....	296
6.2.6	Trainingsdauer & Schmerzempfinden.....	297
6.2.7	IMU-Sensordaten	297
6.2.8	Fragebogenauswertung	298
6.2.9	Gesamtdiskussion Hüft-TEP Ergebnisse	299
6.3	<i>Ergebnisdiskussion Knie-TEP</i>	303
6.3.1	Gangparameter	303
6.3.1.1	Schrittänge	304
6.3.1.2	Standphase	305
6.3.1.3	Stoßdämpfungsphase.....	305
6.3.1.4	Mittlere Standphase.....	306
6.3.1.5	Doppelschrittlänge	307
6.3.1.6	Doppelstandphase.....	308
6.3.1.7	Kadenz	308
6.3.1.8	Geschwindigkeit	309
6.3.2	Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf.....	310
6.3.3	Bewegungsumfänge	311
6.3.3.1	Beckenkippung	311
6.3.3.2	Hüftgelenk	312
6.3.3.3	Kniegelenk	313
6.3.3.4	Sprunggelenk.....	314
6.3.4	Bewegungsverläufe	315
6.3.5	Symmetrie-Indizes.....	316
6.3.6	Trainingsdauer & Schmerzempfinden.....	317
6.3.7	IMU-Sensordaten	318
6.3.8	Fragebogenauswertung	318
6.3.9	Gesamtdiskussion Knie-TEP Ergebnisse	320
6.4	<i>Vergleich Ergebnisse Hüft- und Knie-TEP-Patienten</i>	323
6.5	<i>Bedeutsamkeit der inhaltlichen Diskussion</i>	327
7	Methodenkritische und weiterführende Diskussion	335
7.1	<i>Allgemeine restriktive Studievoraussetzungen</i>	335

7.1.1	Aktuelle Datenlage - Fehlen von präoperativen Daten.....	335
7.1.2	Aktuelle Datenlage - Fehlen von postoperativen Langzeitdaten.....	335
7.2	<i>Zur operativen Einflussnahme der Testperson - testerbezogene Limitationen.....</i>	336
7.2.1	Durchführungsobjektivität	336
7.2.2	Einfluss verschiedener Therapien - Therapieheterogenität	336
7.3	<i>Zur operativen Einflussnahme der Probanden - probandenbezogene Limitationen des auditiven Feedbacks.....</i>	337
7.3.1	Pathologien auditiver Sinnesverarbeitung - Hörproblematik der Patienten	337
7.3.2	Eignung technischer Hilfsmittel - Verwendung Kopfhörer	337
7.3.3	Umsetzbarkeit des auditiven Feedbacktrainings	338
7.3.4	Visuelle und auditive Verarbeitung.....	338
7.4	<i>Objektive Trainingssteuerung und technische Umsetzung</i>	339
7.4.1	Laborbedingungen	339
7.4.2	3D- Gang- und Bewegungsanalyse.....	339
7.4.3	Gehen auf dem Laufband	340
7.4.4	Technische Einschränkungen – IMU Sensoren	341
7.5	<i>Individualisierte Trainingssteuerung sowie die Einflussnahme von Parametern und deren Auswirkung</i>	342
7.5.1	Wohlfühlgeschwindigkeit - zügige Geschwindigkeit auf dem Laufband.....	342
7.5.2	Normierte vs. individuelle Geschwindigkeiten	342
7.5.3	Kategorisierung der Geschwindigkeiten	344
7.6	<i>Studienimmanente, prozessfolgende Modifikation des Studiendesigns.....</i>	344
7.6.1	Vortraining.....	345
7.6.2	Trainingshäufigkeit.....	345
7.6.3	Trainingsintensität und -dauer	346
7.6.4	Trainingsverfassung und Therapieplanung	346
7.6.5	Feedbackmodalität.....	347
7.6.6	Videoinstruktionen – akustische Präsentation eines Ideals	347
7.6.7	Auswertung der Ganganalyse	348
7.7	<i>Neurophysiologische und trainingswissenschaftliche Grundlagen</i>	348
7.7.1	Zugangstechniken in der Operation.....	348
7.7.2	Auswirkung von Gelenkersatzoperationen	349
7.7.3	Motorisches Lernen und Umlernen hochautomatisierter Prozesse.....	349
7.7.4	Sportliche Vorerfahrungen und körperliche Aktivität im Lebenslauf der Patienten.....	353

7.7.5	Dauer der Schonhaltung und vergangene Zeit bis zur Operation	353
7.8	<i>Forschung im klinischen Setting der orthopädischen Rehabilitation</i>	353
7.8.1	Einhaltung des bewussten Gangtrainings	354
7.8.2	subjektives Therapieverständnis - Bewertung des Trainings.....	355
7.8.3	Endogene und exogene Faktoren	355
7.9	<i>Datenerhebung und statistische Analyse</i>	356
7.9.1	Statistische Analyse der Verlaufskurven	356
7.9.2	Normkurven vs. individuelle Norm in der Datenauswertung	358
7.9.3	Vergleich von individuellen Daten - Matching	359
7.9.4	Einsatz Fragebögen - Fragebogengüte	359
7.10	<i>Allgemeine Limitationen, normative Daten und Probandenkollektiv</i>	359
7.10.1	Gruppengröße und Stichprobengröße	359
7.10.2	Erhebung der Referenzdaten	360
7.10.3	Geschlechterverteilung	361
8	Zusammenfassung	363
9	Ausblick	366
9.1	<i>Präoperatives Training</i>	366
9.2	<i>Konsequenzen für die Therapie</i>	367
9.2.1	Empfehlungen für zukünftige Therapiekonzepte	370
9.2.2	Erweiterung Therapieumfang Gangschulung / -training	371
9.2.3	Ganganalyse als Therapiestandard	371
9.2.4	Training der gesamten kinetischen Kette	372
9.2.5	Kombination verschiedener Feedback- und Trainingsmethoden.....	373
9.3	<i>Allgemeiner Fokus zukünftiger Studien</i>	374
9.4	<i>Zukünftige Forschungsprojekte</i>	375
9.4.1	Entwicklungsschritte bei den Inertialsensoren	375
9.4.2	Weiterentwicklung der Vertonung	376
9.4.3	Wearables.....	378
9.4.4	Erste Schritte in der Entwicklung einer Smartphone-App	379
9.5	<i>Transferredanke</i>	381
10	Literatur	382
	Eidesstattliche Erklärung	416
	Anhang	417

Kurzfassung

Untersuchungen konnten zeigen, dass das Gangbild von Patienten nach totalendoprothetischem Gelenkersatz (TEP) nicht nur am Ende der Rehabilitation, sondern auch mehrere Jahre postoperativ noch deutliche Defizite aufweist. Als Schlüsselparameter konnten u.a. eine reduzierte Flexions-Extensions-Bewegung im Hüft- bzw. Kniegelenk identifiziert werden (Jöllenbeck et. al., 2010). Ziel der vorliegenden Studie, im Prä-Post-Design, war die direkte Ansteuerung von Schlüsselparametern mittels Sonifikation / Bewegungsvertonung zur Wiederherstellung des normalen Gangbildes bei Patienten in der orthopädischen Rehabilitation nach Hüft- und Knie-TEP mittels Inertialsensoren (IMU). Zur Beurteilung und Einschätzung der Effektivität werden verschiedene Interventions-, eine Kontroll- und eine altersadäquate Referenzgruppe herangezogen. Die Ergebnisse zeigen Verbesserungen hinsichtlich wesentlicher Gangparameter und der Bewegungsumfänge in allen Gruppen. Ein auditives Feedbacktraining bewirkt die Zunahme des Bewegungsumfangs im Kniegelenk nach Hüft-TEP und Sprunggelenk nach Knie-TEP, was tendenziell auf eine Normalisierung des Gangbildes hindeutet. Es wird davon ausgegangen, dass ein Gangtraining während der Rehabilitation dennoch nicht ausreicht, um bestehende Automatismen aufzubrechen, neue Bewegungsmuster zu initiieren und das defizitäre Gangbild nachhaltig und langfristig zu verbessern. An einem System - zum dauerhaften Einsatz über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus - wird gearbeitet.

Schlagworte: Ganganalyse, Gangtraining, auditives Feedback, Sonifikation, Gelenkersatz

Abstract

Studies have shown that gait pattern of patients after total hip (THR) and knee (TKR) replacement still shows significant deficits not only at the end of rehabilitation, but also several years after surgery. As key parameters, a reduced flexion-extension movement in the hip and knee joint could be identified (Jöllenbeck et. al., 2010). The aim of the present study, in pre-post design, was the direct control of key parameters with sonification / sound of movement to restore normal gait pattern of patients in orthopaedic rehabilitation after THR and TKR using inertial sensors (IMU). To assess and evaluate the effectiveness, different intervention groups, a control group and an age-appropriate reference group are included. The results show improvements with regard to essential gait parameters and the range of motion in all groups. Auditory feedback training increases the range of movement in the knee joint after THR and ankle joint after TKR, which indicates a tendency for a normalization of gait pattern. However, it is assumed that gait training during rehabilitation is not effective enough to break up existing automatisms, initiate new movement patterns and improve the deficient gait pattern in long term. A system for long-term use beyond the rehabilitation period is being worked on.

Keywords: gait analysis, gait training, auditive feedback, sonification, joint replacement

Abkürzungsverzeichnis

AHB	Anschlussheilbehandlung	LBT	Laufbandtraining
App	Applikation	li	Links
AR	Anschlussrehabilitation	Lig.	Ligamentum (lateinisch für Band)
Art.	Articulatio (lateinisch für Gelenk)	Ligg.	Ligamenta (lateinisch für Bänder)
audFT	auditives Feedbacktraining	M	Mittelwert
AVG	Altersadäquate Vergleichsgruppe	M.	Musculus (lateinisch für Muskel)
BBS	Berg Balance Scale	max.	maximal
BI	Barthel-Index	Mm.	Musculi (lateinisch für Muskeln)
BewUmfang	Bewegungsumfang [°]	mod.	modifiziert
bpm	beats-per-minute	mSTPH	mittlere Standphase [%]
BU	Bewegungsumfang [°]	MTT	Medizinische Trainingstherapie
BU _B	Bewegungsumfang Becken [°]	MVG	Mittlere Vergleichsgruppe
BU _{HG}	Bewegungsumfang Hüftgelenk [°]	MZP	Messzeitpunkt
BU _{KG}	Bewegungsumfang Kniegelenk [°]	n	Größe der Teilstichprobe
BU _{SG}	Bewegungsumfang Sprunggelenk [°]	NOP	nicht operierte Seite
CCD – Win-	Caput-Collum-Diaphysenwinkel [°]	OP	operierte Seite
kel			
COP	Center of pressure	OS	Oberschenkel
CP	Cerebralparese	p	Wahrscheinlichkeit
CT	Computertomografie	PCS	Physical Component Score of the Medical Outcomes Study Short Form - 36
Δ	(Großbuchstabe Delta) Differenz	RCT	randomized controlled trial
d	Effektstärke nach Cohen	RFID	Radio Frequency Identification
df	Freiheitsgrade	re	rechts
DRV-Bund	Deutsche Rentenversicherung Bund	RG	Referenzgruppe
DSL	Doppelschrittänge [cm]	ROM	Range of Motion
DSTPH	Doppelstandphase [%]	SCT	Stair Climbing Task
D%KG	Dynamik prozentual zum Körpergewicht	SD	Standardabweichung
EFRE	Europäischer Fond für regionale Entwicklung	SE	Schmerzempfinden

EMG	Elektromyografie		SF36	Medical Outcomes Study 36-Item Short-Form Health Survey
F	F-Wert		SI	Symmetrie-Index [%]
FH	Forschungshypothese		SL	Schrittänge [cm]
G	Erdbeschleunigung [m/s^2]		STDPH	Stoßdämpfungsphase [%]
H	Hüftpatienten		STPH	Standphase [%]
HG	Hüftgelenk		takFT	taktiles Feedbacktraining
HHS	Harris Hip Score		<i>t</i>	<i>t</i> -Wert
HSS	Hospital for Special Surgery Score		TD	Trainingsdauer [min]
IG /IGs	Interventionsgruppe/n		TEP	Totalendoprothese
IMU	inertial measurement unit		TUG	Time Up and Go Test
JVG	Junge Vergleichsgruppe		v	Geschwindigkeit [km/h]
K	Kniepatienten		VAS	Visuelle-Analog-Skala
KD	Kadenz [Schritte/min]		visFT	visuelles Feedbacktraining
KG	Kontrollgruppe		virtFT	virtuelles Feedbacktraining
KOS	Knee Outcome Survey		VPN	Versuchspersonen
KOOS	The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score		VR	Virtuelle Realität
KSS	Knee-Society-Score		WOMAC	Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index
KTL	Klassifikation therapeutischer Leistungen		6MW	6-Minute Walk Test
lat.	lateinisch		% KG	Prozent Körpergewicht
			%P	Prozentpunkt

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Aufbau der Arbeit</i>	5
<i>Abbildung 2: Unterteilung der Gangphasen</i>	11
<i>Abbildung 3: Komplexität der Arthrose</i>	15
<i>Abbildung 4: Anatomie Hüftgelenk</i>	15
<i>Abbildung 5: Freiheitsgrade / Beweglichkeit des Hüftgelenks</i>	16
<i>Abbildung 6: Hüft- und Oberschenkelmuskulatur</i>	17
<i>Abbildung 7: Anatomie Kniegelenk</i>	20
<i>Abbildung 8: Freiheitsgrade / Beweglichkeit des Kniegelenks</i>	21
<i>Abbildung 9: Bandapparat des Kniegelenks</i>	23
<i>Abbildung 10: Beinachsen</i>	24
<i>Abbildung 11: Abweichung Beinachsen mit Druckspitzen</i>	24
<i>Abbildung 12: Implantation eines künstlichen Hüftgelenks</i>	30
<i>Abbildung 13: Beispielhafte Darstellung einer Hüft-TEP</i>	31
<i>Abbildung 14: links unikondyläre Endoprothese; rechts Totalendoprothese</i>	33
<i>Abbildung 15: Therapeutische Inhalte der Bewegungstherapie nach TEP</i>	49
<i>Abbildung 16: Therapeutische Inhalte der Einzelkrankengymnastik nach TEP</i>	50
<i>Abbildung 17: Therapeutische Inhalte der Ergotherapie nach TEP</i>	63
<i>Abbildung 19: Beispielhaftes Gangbildes einer Hüft-TEP-Patientin</i>	79
<i>Abbildung 20: Beispielhafte Kraftkurven des linken und rechten Beins</i>	79
<i>Abbildung 21: temporäre und überdauernde Parameter</i>	81
<i>Abbildung 22: Das Themengebiet der Sonifikation</i>	89
<i>Abbildung 23: Anwendungsfelder der Sonifikation</i>	92
<i>Abbildung 24: Map of Sound</i>	93
<i>Abbildung 25: Piano stairs</i>	101
<i>Abbildung 26: auditive Reizaufnahme und -verarbeitung</i>	104
<i>Abbildung 27: visuelle Reizaufnahme und -verarbeitung</i>	105
<i>Abbildung 28: Auditiver und Visueller Cortex</i>	106
<i>Abbildung 29: Beeinflussung der Schlüsselpараметer</i>	108
<i>Abbildung 30: Zeitlicher Verlauf der explorativen Vorarbeiten und Teilstudien des Projekts</i>	
<i>Zurück zum normalen Gang</i>	109
<i>Abbildung 31: Ansteuerung Schlüsselparameter nach Forschungslücke</i>	115
<i>Abbildung 32: Einordnung aller Studien in das Projekt - Zurück zum normalen Gang</i>	116
<i>Abbildung 33: Prä-Post-Test-Design</i>	117
<i>Abbildung 34: Studiendesign – Ablauf + Messdurchführung</i>	118
<i>Abbildung 35: Aufbau der Messtechnik im Institut für Biomechanik der Klinik Lindenplatz</i>	121
<i>Abbildung 36: Markerpositionierung bei der 3D-Bewegungsanalyse</i>	121
<i>Abbildung 37: 4D- Wirbelsäulenanalyse</i>	122

Abbildung 38: Überblick über alle Teilstudien sowie die Hauptstudie des Projekts	124
Abbildung 39: Proband beim visuellen Feedbacktraining – Fußabdrücke	125
Abbildung 40: Probandin beim Virtuellen Feedbacktraining - Forestwalk	126
Abbildung 41: Probandin beim taktilen Feedbacktraining - Robowalk	127
Abbildung 42: Wiedergabe des auditiven Feedbacks über Kopfhörer	129
Abbildung 43: Feedbackgabe nach Fading-Prinzip	130
Abbildung 44: Kabelgebundene Sensoren der Firma BesB	131
Abbildung 45: Sensorsystem m400 der Firma menios	132
Abbildung 46: MobileBody 3.0; Softwareapplikation zur Vertonung des Kniegelenkwinkels	133
Abbildung 47: MobileBody 3.0: Softwareapplikation zur Vertonung des Hüftgelenkwinkels	134
Abbildung 48: Positionierung der Sensoren zur Vertonung des Kniegelenkwinkels	137
Abbildung 49: Schematische Darstellung des Kniewinkelverlaufs	138
Abbildung 50: Positionierung der Sensoren zur Vertonung des Hüftgelenkwinkels	138
Abbildung 51: Schematische Darstellung des Hüftwinkelverlaufs	139
Abbildung 52: Erläuterung zur Berechnung der Dynamik	147
Abbildung 53: Vereinigungsmenge	163
Abbildung 54: Kniewinkelverlaufskurven, inklusive der t-Tests und der 1. Ableitung der Kniewinkelverlaufskurven	164
Abbildung 55: Originalkurven, Kniewinkelverlauf inklusive des t-Tests als Kurve und in Balkenform	165
Abbildung 56: Darstellung der 1. Ableitung sowie des t-Tests dieser als Kurve und in Balkenform	165
Abbildung 57: Vereinigungsmenge, Zusammenfassung der t-Tests	166
Abbildung 58: Ziel Kombination der statistischen und grafischen Ergebnisdarstellung	166
Abbildung 59: Schrittlänge Hüft-TEP-Patienten	167
Abbildung 60: Schrittlänge OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	169
Abbildung 61: Schrittlänge NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	169
Abbildung 62: Standphase Hüft-TEP-Patienten	170
Abbildung 63: Standphase OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	172
Abbildung 64: Standphase NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	172
Abbildung 65: Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP-Patienten	173
Abbildung 66: Stoßdämpfungsphase OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	175
Abbildung 67: Stoßdämpfungsphase NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	175
Abbildung 68: mittlere Standphase Hüft-TEP-Patienten	176
Abbildung 69: Mittlere Standphase OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	178
Abbildung 70: Mittlere Standphase NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	178
Abbildung 71: Doppelschrittlänge Hüft-TEP-Patienten	179
Abbildung 72: Doppelschrittlänge – VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	180
Abbildung 73: Doppelstandphase Hüft-TEP-Patienten	181

Abbildung 74: Doppelstandphase - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	182
Abbildung 75: Kadenz Hüft-TEP-Patienten	182
Abbildung 76: Kadenz - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	183
Abbildung 77: Geschwindigkeit Hüft-TEP-Patienten	184
Abbildung 78: Geschwindigkeit - VIG _{gesamt} audFT, Hüft-TEP	185
Abbildung 79: Dynamik Hüft-TEP-Patienten	186
Abbildung 80: Dynamik Hüft-TEP-Patienten, detailliertere Darstellung	186
Abbildung 81: Dynamik OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	188
Abbildung 82: Dynamik NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	188
Abbildung 83: Kraft Gangzyklus - H_KG	189
Abbildung 84: Kraft Gangzyklus - H_LBT	189
Abbildung 85: Kraft Gangzyklus - H_visFT	189
Abbildung 86: Kraft Gangzyklus - H_virtFT	189
Abbildung 87: Kraft Gangzyklus - H_audFT	189
Abbildung 88: Kraft Gangzyklus - H_taktFT	189
Abbildung 89: Bewegungsumfang Beckenkippung Hüft-TEP-Patienten	190
Abbildung 90: Beckenkippung OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	192
Abbildung 91: Beckenkippung NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	192
Abbildung 92: Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP-Patienten	193
Abbildung 93: Hüftflexion OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	195
Abbildung 94: Hüftflexion NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audF, Hüft-TEP	195
Abbildung 95: Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP-Patienten	196
Abbildung 96: Knieflexion OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	198
Abbildung 97: Knieflexion NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	198
Abbildung 98: Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP-Patienten	199
Abbildung 99: Sprunggelenksflexion OP/links - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	201
Abbildung 100: Sprunggelenksflexion NOP/rechts - VIG _{gesamt} und audFT, Hüft-TEP	201
Abbildung 101: Beckenkippung - H_KG	202
Abbildung 102: Beckenkippung - H_LBT	202
Abbildung 103: Beckenkippung - H_visFT	203
Abbildung 104: Beckenkippung - H_virtFT	203
Abbildung 105: Beckenkippung - H_audFT	204
Abbildung 106: Beckenkippung - H_takFT	204
Abbildung 107: Hüftflexion - H_KG	205
Abbildung 108: Hüftflexion - H_LBT	205
Abbildung 109: Hüftflexion - H_visFT	206
Abbildung 110: Hüftflexion - H_virtFT	206
Abbildung 111: Hüftflexion - H_audFT	207
Abbildung 112: Hüftflexion - H_takFT	207

<i>Abbildung 113: Kniestreckung - H_KG</i>	208
<i>Abbildung 114: Kniestreckung - H_LBT</i>	208
<i>Abbildung 115: Kniestreckung - H_visFT</i>	209
<i>Abbildung 116: Kniestreckung - H_virtFT</i>	209
<i>Abbildung 117: Kniestreckung - H_audFT</i>	210
<i>Abbildung 118: Kniestreckung - H_taktFT</i>	210
<i>Abbildung 119: Sprunggelenksflexion - H_KG</i>	211
<i>Abbildung 120: Sprunggelenksflexion - H_LBT</i>	211
<i>Abbildung 121: Sprunggelenksflexion - H_visFT</i>	212
<i>Abbildung 122: Sprunggelenksflexion - H_virtFT</i>	212
<i>Abbildung 123: Sprunggelenksflexion - H_audFT</i>	213
<i>Abbildung 124: Sprunggelenksflexion - H_taktFT</i>	213
<i>Abbildung 125: Symmetrie-Index Schrittlänge Hüft-TEP</i>	214
<i>Abbildung 126: Symmetrie-Index Standphase Hüft-TEP</i>	215
<i>Abbildung 127: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP</i>	215
<i>Abbildung 128: Symmetrie-Index mittlere Standphase Hüft-TEP</i>	216
<i>Abbildung 129: Symmetrie-Index Dynamik Hüft-TEP</i>	216
<i>Abbildung 130: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Hüft-TEP</i>	217
<i>Abbildung 131: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP</i>	217
<i>Abbildung 132: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP</i>	218
<i>Abbildung 133: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP</i>	218
<i>Abbildung 134: Trainingsdauer und Angabe des Schmerzempfindens Hüft-TEP-Patienten</i>	219
<i>Abbildung 135: IMU - Datenauswertung, Hüft-TEP-Patienten</i>	220
<i>Abbildung 136: Schrittlänge Knie-TEP-Patienten</i>	223
<i>Abbildung 137: Schrittlänge OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	225
<i>Abbildung 138: Schrittlänge NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	225
<i>Abbildung 139: Standphase Knie-TEP-Patienten</i>	226
<i>Abbildung 140: Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	228
<i>Abbildung 141: Standphase NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	228
<i>Abbildung 142: Stoßdämpfungsphase Knie-TEP-Patienten</i>	229
<i>Abbildung 143: Stoßdämpfungsphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	231
<i>Abbildung 144: Stoßdämpfungsphase NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	231
<i>Abbildung 145: Mittlere Standphase Knie-TEP Patienten</i>	232
<i>Abbildung 146: Mittlere Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	234
<i>Abbildung 147: Mittlere Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	234
<i>Abbildung 148: Doppelschrittlänge Knie-TEP-Patienten</i>	235
<i>Abbildung 149: Doppelschrittlänge - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	236
<i>Abbildung 150: Doppelstandphase Knie-TEP-Patienten</i>	236
<i>Abbildung 151: Doppelstandphase - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP</i>	237

Abbildung 152: Kadenz Knie-TEP-Patienten	238
Abbildung 153: Kadenz - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	239
Abbildung 154: Geschwindigkeit Knie-TEP-Patienten	240
Abbildung 155: Geschwindigkeit - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	241
Abbildung 156: Dynamik Knie-TEP-Patienten	242
Abbildung 157: Dynamik Knie-TEP-Patienten, detailliertere Darstellung	242
Abbildung 158: Dynamik OP/links - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	244
Abbildung 159: Dynamik NOP/rechts - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	244
Abbildung 160: Kraft Gangzyklus - <i>K_KG</i>	245
Abbildung 161: Kraft Gangzyklus - <i>K_LBT</i>	245
Abbildung 162: Kraft Gangzyklus - <i>K_visFT</i>	245
Abbildung 163: Kraft Gangzyklus - <i>K_virtFT</i>	245
Abbildung 164: Kraft Gangzyklus - <i>K_audFT</i>	245
Abbildung 165: Kraft Gangzyklus - <i>K_taktFT</i>	245
Abbildung 166: Bewegungsumfang Becken Knie-TEP-Patienten	246
Abbildung 167: Beckenkippung OP/links - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	248
Abbildung 168: Beckenkippung NOP/rechts - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	248
Abbildung 169: Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP-Patienten	249
Abbildung 170: Hüftflexion OP/links - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	251
Abbildung 171: Hüftflexion NOP/rechts - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	251
Abbildung 172: Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP-Patienten	252
Abbildung 173: Kniestreckung OP/links - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	254
Abbildung 174: Kniestreckung NOP/rechts - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	254
Abbildung 175: Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP-Patienten	255
Abbildung 176: Sprunggelenksflexion OP/links - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	257
Abbildung 177: Sprunggelenksflexion NOP/rechts - <i>VIG_{gesamt}</i> und <i>audFT</i> , Knie-TEP	257
Abbildung 178: Beckenkippung - <i>K_KG</i>	258
Abbildung 179: Beckenkippung - <i>K_LBT</i>	258
Abbildung 180: Beckenkippung - <i>K_visFT</i>	259
Abbildung 181: Beckenkippung - <i>K_virtFT</i>	259
Abbildung 182: Beckenkipung - <i>K_audFT</i>	259
Abbildung 183: Beckenkippung - <i>K_taktFT</i>	259
Abbildung 184: Hüftflexion - <i>K_KG</i>	261
Abbildung 185: Hüftflexion - <i>K_LBT</i>	261
Abbildung 186: Hüftflexion - <i>K_visFT</i>	262
Abbildung 187: Hüftflexion - <i>K_virtFT</i>	262
Abbildung 188: Hüftflexion - <i>K_audFT</i>	263
Abbildung 189: Hüftflexion - <i>K_taktFT</i>	263
Abbildung 190: Kniestreckung - <i>K_KG</i>	264

<i>Abbildung 191: Knieflexion - K_LBT</i>	264
<i>Abbildung 192: Knieflexion - K_visFT</i>	265
<i>Abbildung 193: Knieflexion - K_virtFT</i>	265
<i>Abbildung 194: Knieflexion - K_audFT</i>	266
<i>Abbildung 195: Sprunggelenksflexion - K_KG</i>	266
<i>Abbildung 197: Sprunggelenksflexion - K_LBT</i>	267
<i>Abbildung 198: Sprunggelenksflexion - K_visFT</i>	268
<i>Abbildung 199: Sprunggelenksflexion - K_virtFT</i>	268
<i>Abbildung 200: Sprunggelenksflexion - K_audFT</i>	269
<i>Abbildung 201: Sprunggelenksflexion - K_taktFT</i>	269
<i>Abbildung 202: Symmetrie-Index Schrittänge Knie-TEP</i>	271
<i>Abbildung 203: Symmetrie-Index Standphase Knie-TEP</i>	271
<i>Abbildung 204: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Knie-TEP</i>	272
<i>Abbildung 205: Symmetrie-Index mittlere Standphase Knie-TEP</i>	272
<i>Abbildung 206: Knie-TEP - Symmetrie-Index Dynamik</i>	273
<i>Abbildung 207: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Knie-TEP</i>	273
<i>Abbildung 208: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP</i>	274
<i>Abbildung 209: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP</i>	274
<i>Abbildung 210: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP</i>	275
<i>Abbildung 211: Trainingsdauer und Angabe des Schmerzempfindens Knie-TEP-Patienten</i>	275
<i>Abbildung 212: IMU - Datenauswertung, Knie-TEP-Patienten</i>	276
<i>Abbildung 213: Kurvenanalyse verschiedener Gelenkbewegungen</i>	357
<i>Abbildung 214: Erweiterte Darstellungsmöglichkeit der Bewegungsverläufe</i>	358
<i>Abbildung 215: Vertonungsmöglichkeiten zukünftiger Studien</i>	376
<i>Abbildung 216: Vorstellung einer App</i>	380
<i>Abbildung 217: Gliederung des gesamten Gangzyklus</i>	417
<i>Abbildung 218: Entwicklung der Fallzahlen endoprothetischer Versorgung</i>	417
<i>Abbildung 219: Analysemethoden und Fragestellungen in der Ganganalyse aus</i>	417
<i>Abbildung 220: Überblick über das Projekt - Zurück zum normalen Gang</i>	418

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Darstellung der Operationszahlen in Deutschland</i>	27
<i>Tabelle 2: Zustand und Defizite nach Hüft-TEP</i>	55
<i>Tabelle 3: Zustand und Defizite nach Knie-TEP</i>	56
<i>Tabelle 4: Klangeigenschaften der Sonifikation</i>	102
<i>Tabelle 5: Daten Hüft-TEP-Patienten</i>	140
<i>Tabelle 6: Daten Knie-TEP-Patienten</i>	140
<i>Tabelle 7: Probandendaten der altersadäquaten Vergleichsgruppe</i>	141
<i>Tabelle 8: Statistische Kennwerte - Schrittänge Hüft-TEP</i>	168
<i>Tabelle 9: Statistische Kennwerte - Standphase Hüft-TEP</i>	171
<i>Tabelle 10: Statistische Kennwerte - Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP</i>	174
<i>Tabelle 11: Statistische Kennwerte - mittlere Standphase Hüft-TEP</i>	177
<i>Tabelle 12: Statistische Kennwerte - Doppelschrittänge Hüft-TEP</i>	179
<i>Tabelle 13: Statistische Kennwerte - Doppelstandphase Hüft-TEP</i>	181
<i>Tabelle 14: Statistische Kennwerte - Kadenz Hüft-TEP</i>	183
<i>Tabelle 15: Statistische Kennwerte - Geschwindigkeit Hüft-TEP</i>	184
<i>Tabelle 16: Statistische Kennwerte - Dynamik % KG Hüft-TEP</i>	187
<i>Tabelle 17: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Becken Hüft-TEP</i>	191
<i>Tabelle 18: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP</i>	194
<i>Tabelle 19: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP</i>	197
<i>Tabelle 20: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP</i>	200
<i>Tabelle 21: Detaillierte Unterteilung der Stand- und Schwungphase</i>	202
<i>Tabelle 22: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Hüft-TEP</i>	204
<i>Tabelle 23: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Hüft-TEP</i>	204
<i>Tabelle 24: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Hüft-TEP</i>	208
<i>Tabelle 25: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Hüft-TEP</i>	208
<i>Tabelle 26: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Knieflexion, Hüft-TEP</i>	211
<i>Tabelle 27: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Knieflexion, Hüft-TEP</i>	211
<i>Tabelle 28: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Hüft-TEP</i>	214

<i>Tabelle 29: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Hüft-TEP</i>	214
<i>Tabelle 30: Symmetrie-Index Schrittänge Hüft-TEP</i>	214
<i>Tabelle 31: Symmetrie-Index Standphase Hüft-TEP.....</i>	215
<i>Tabelle 32: Symmetrie-Index Stoß-dämpfungsphase Hüft-TEP</i>	215
<i>Tabelle 33: Symmetrie-Index mittlere Standphase Hüft-TEP.....</i>	216
<i>Tabelle 34: Symmetrie-Index Dynamik Hüft-TEP</i>	216
<i>Tabelle 35: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Hüft-TEP</i>	217
<i>Tabelle 36: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk</i>	217
<i>Tabelle 37: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk</i>	218
<i>Tabelle 38: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk.....</i>	218
<i>Tabelle 39: Statistische Kennwerte – VAS Hüft-TEP.....</i>	219
<i>Tabelle 40: Auswertung Fragebögen Hüft-TEP-Patienten</i>	221
<i>Tabelle 41: Überblick über Hypothesenprüfung Hüft-TEP</i>	222
<i>Tabelle 42: Mittelwert der prozentualen Anteile von MZP1 zu MZP2 Hüft-TEP</i>	222
<i>Tabelle 43: Mittelwert der prozentualen Anteile zw. OP und NOP Hüft-TEP.....</i>	222
<i>Tabelle 44: Statistische Kennwerte - Schrittänge Knie-TEP.....</i>	224
<i>Tabelle 45: Statistische Kennwerte - Standphase Knie-TEP</i>	227
<i>Tabelle 46: Statistische Kennwerte - Stoßdämpfungsphase Knie-TEP</i>	230
<i>Tabelle 47: Statistische Kennwerte - mittlere Standphase Knie-TEP.....</i>	233
<i>Tabelle 48: Statistische Kennwerte - Doppelschrittänge Knie-TEP.....</i>	235
<i>Tabelle 49: Statistische Kennwerte - Doppelstandphase Knie-TEP</i>	237
<i>Tabelle 50: Statistische Kennwerte - Kadenz Knie-TEP</i>	238
<i>Tabelle 51: Statistische Kennwerte - Geschwindigkeit Knie-TEP.....</i>	240
<i>Tabelle 52: Statistische Kennwerte - Dynamik Knie-TEP</i>	243
<i>Tabelle 53: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Becken Knie-TEP.....</i>	247
<i>Tabelle 54: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP.....</i>	250
<i>Tabelle 55: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP.....</i>	253
<i>Tabelle 56: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP</i>	256
<i>Tabelle 57: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Knie-TEP</i>	260
<i>Tabelle 58: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Knie-TEP</i>	260
<i>Tabelle 59: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Knie-TEP</i>	264
<i>Tabelle 60: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Knie-TEP</i>	264
<i>Tabelle 61: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Knieflexion, Knie-TEP</i>	267

<i>Tabelle 62: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Kniestreckung, Knie-TEP</i>	267
<i>Tabelle 63: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Knie-TEP.....</i>	270
<i>Tabelle 64: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Knie-TEP</i>	270
<i>Tabelle 65: Symmetrie-Index Schrittlänge Knie-TEP</i>	271
<i>Tabelle 66: Symmetrie-Index Standphase Knie-TEP.....</i>	271
<i>Tabelle 67: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Knie-TEP.....</i>	272
<i>Tabelle 68: Symmetrie-Index mittlere Standphase Knie-TEP</i>	272
<i>Tabelle 69: Symmetrie-Index Dynamik Knie-TEP</i>	273
<i>Tabelle 70: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Knie-TEP</i>	273
<i>Tabelle 71: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP</i>	274
<i>Tabelle 72: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP</i>	274
<i>Tabelle 73: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP.....</i>	275
<i>Tabelle 74: Statistische Kennwerte - VAS Knie-TEP</i>	276
<i>Tabelle 75: Auswertung Fragebögen Knie-TEP-Patienten</i>	277
<i>Tabelle 76: Überblick über Hypothesenprüfung Knie-TEP.....</i>	278
<i>Tabelle 77: Mittelwert der prozentualen Anteile von MZP1 zu MZP2 Knie-TEP</i>	278
<i>Tabelle 78: Mittelwert der prozentualen Anteile zw. OP und NOP Knie-TEP</i>	278
<i>Tabelle 79: Kennwerte - Gangparameter.....</i>	429
<i>Tabelle 80: Kennwerte - Dynamik</i>	429
<i>Tabelle 81: Kennwerte - Bewegungsumfang</i>	429
<i>Tabelle 82: Kennwerte - Symmetrie-Indizes.....</i>	430
<i>Tabelle 83: Kennwerte - Trainingsdauer</i>	430
<i>Tabelle 84: Kennwerte - Schmerzempfinden.....</i>	430

1 Einleitung in die Thematik

Wie geht es Dir? Eine Frage, die wahrscheinlich mehrfach täglich von fast allen Menschen verwendet wird. Ebenso werden die Redewendungen: *sich gehen lassen, mir geht etwas durch den Kopf, wie die Zeit vergeht, es geht drunter und drüber, jemandem auf die Nerven gehen* vermutlich nahezu täglich gebraucht (Peter-Bolaender & Fritsch, 1988). Es gibt eine Vielzahl an weiteren Redewendungen, die sich auf das Gehen beziehen. „Die Häufigkeit mit der das Gehen [...] im übertragenen Sinn in der Alltagssprache verwendet wird, ist vielleicht als Zeichen zu werten für die Bedeutung, die der Gang [...] einerseits im realen Leben und andererseits in der Widerspiegelung der Beziehung des Menschen zu seiner Umwelt [...]“ hat (Peter-Bolaender & Fritsch, 1988, S. 56). Weiterhin ist das Gehen „[...] eine sozialkulturell beeinflußte, in den verschiedenen historischen Epochen abgewandelte, mitunter heftig umkämpfte und reglementierte Angelegenheit“, welche kulturellen Einflüssen wie Normen, Sitten und Gebräuche unterliegt (Peter-Bolaender & Fritsch, 1988, S. 57).

Die ersten Schritte eines Kleinkindes und die im Regelfall damit einhergehende Begeisterung der Eltern verdeutlicht, welche große Bedeutung das Gehen für jedes Individuum hat. Das Gehen stellt nach Kramers-de Quervain, Stüssi, & Stacoff, (2008) die wichtigste Form der alltäglichen Fortbewegung dar. Das Gehen ist jedoch selbst bei gesunden Personen ein komplexer Vorgang (Beckers & Deckers, 1997), der ausgesprochen reproduzierbar und „[...] unter physiologischen Bedingungen bei allen gesunden Menschen nach dem selben Grundmuster“ (Kramers-de Quervain et al., 2008, S. 35) abläuft und als selbstverständlicher, automatisierter und meist unbewusst ablaufender Prozess angesehen werden kann (Peter-Bolaender & Fritsch, 1988).

Eine essentielle Bedeutung erhält das Gehen jedoch erst dann, wenn es nur noch eingeschränkt, mit Schmerzen, Hilfsmitteln oder kaum noch möglich ist. Kleinste Distanzen sind dann oftmals nur noch schwer zu absolvieren. Wird das Gangbild für kurze Zeit schmerzbedingt verändert, wird umgangssprachlich *gehumpelt*. Im Regelfall kann jedoch nach kurzer Zeit auch schon wieder *normal* gegangen werden. Die

Bedeutung des Gehens wird den meisten Menschen jedoch erst richtig bewusst, wenn das Gehen dauerhaft nicht mehr schmerzfrei möglich und dadurch die Lebensqualität eingeschränkt ist. Bei beispielsweise arthrotisch bedingten Gelenkveränderungen als Schmerzursache kann eine Gelenkersatzoperation dazu beitragen wieder schmerzfrei gehen zu können.

1.1 Problemstellung

Allein in Deutschland wurden 2015 ca. 241.000 Hüftgelenke (Hüft-TEP) und ca. 177.000 Kniegelenke (Knie-TEP) implantiert (Robert Koch-Institut, 2015). Zur Schmerzvermeidung haben Patienten¹ präoperativ meist über einen mehrjährigen Prozess bewusst und unbewusst eine Schonhaltung eingenommen. Infolgedessen ist das Gangbild aufgrund individueller Kompensationsstrategien durch Ausweichbewegungen gekennzeichnet, die auch postoperativ noch Bestand haben. Ein dauerhaft gestörtes Gangbild kann aufgrund von einseitigen Fehl- und Mehrbelastungen Folgebeschwerden z.B. in der Wirbelsäule hervorrufen. Zwar konnten Studien zeigen, dass während der orthopädischen Rehabilitation deutliche Fortschritte im Gangbild zu verzeichnen sind, jedoch sind nicht nur am Ende der 3-wöchigen Rehabilitation, sondern auch noch mehrere Jahre postoperativ deutliche Defizite im Gangbild zur altersadäquaten Vergleichsgruppe vorhanden. Durch eine Gangschulung innerhalb der Rehabilitation scheint das Aufbrechen der hochautomatisierten und falsch angeeigneten Bewegungsmuster beim Gehen nicht möglich zu sein.

Aus diesem Grund wurde in dem Zeitraum von 2010 – 2019 mit dem Projekt *Zurück zum normalen Gang* am Institut für Biomechanik der orthopädischen Rehabilitationsklinik Klinik Lindenplatz in Bad Sassendorf diese Thematik weiter untersucht. Hierbei sollte herausgefunden werden, welche Methode am geeignetsten zu sein scheint, das Gangbild nach endoprothetischem Hüft- und Kniegelenkersatz maßgeblich nachhaltig so zu beeinflussen, dass es zu einer langfristigen Reduktion und im besten Fall auch Ablegen der Schonhaltung kommt.

¹ Zur besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit das generische Maskulinum verwendet. Diese Formulierung umfasst gleichermaßen weibliche und männliche Personen. Alle Personen sind damit selbstverständlich gleichberechtigt angesprochen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist daher die Überprüfung der Wirksamkeit und Effektivität eines auditiven Feedbacktrainings in der orthopädischen Rehabilitation nach Hüft- und Knie-TEP mittels Sonifikation (Vertonung) von Gelenkwinkeln über Inertialsensoren zur Wiederherstellung des individuell normalen Gangbildes.

1.2 Aufbau der Arbeit

Zur besseren Vergleichbarkeit als auch zur Einschätzung der Effektivität des auditiven Feedbacktrainings werden in dieser Arbeit alle Interventionsgruppen mit den unterschiedlichen Feedbackmodalitäten, die im Rahmen des Projekts *Zurück zum normalen Gang* erhoben wurden, mit in die Datenauswertung und Diskussion einbezogen. Aufgrund dessen ergibt sich der Aufbau der Arbeit wie folgt.

Nach der Einleitung und Hinführung zum Thema sowie der Erläuterung der Problemstellung im ersten Kapitel erfolgt im zweiten Kapitel eine Einführung in die Thematik des menschlichen Ganges und in die anatomischen Grundlagen des Hüft- und Kniegelenks. Aufbauend auf den Grundlagen zu Muskel- und Skeletterkrankungen (Kapitel 2.2.1) wird die Gelenkerkrankung Arthrose und deren Auswirkung näher beschrieben. Im Anschluss werden die Häufigkeiten von Gelenkersatzoperationen (Kapitel 2.3.1) dargestellt und die Grundlagen der endoprothetischen Versorgung (Kapitel 2.3.2) näher erörtert. Darauffolgend wird in Kapitel 2.4 das Thema Rehabilitation aufgegriffen und deren Ziele sowie der Zustand nach der Implantation eines Hüft- oder Kniegelenks erläutert. Im Kapitel 2.5 wird ein Überblick über die gängigsten Verfahren der Ganganalyse gegeben. Aufbauend wird auf das Projekt *Zurück zum normalen Gang* sowie auf die wesentlichen Gangparameter eingegangen (Kapitel 2.6). Aktuellste Erkenntnisse zum auditiven Feedbacktraining und der Sonifikation werden im Kapitel Lösungsansätze (2.7) näher beschrieben. Mit einer Zusammenfassung sowie der Herleitung der Forschungshypothesen endet das Kapitel der Theoretischen Grundlagen und vorliegenden Erkenntnisse. Im dritten Kapitel erfolgt die Erläuterung zur methodischen Vorgehensweise, die Darstellung des Projekts (Kapitel 3.1) und der einzelnen Teilstudien der verschiedenen Feedbackmodalitäten (Kapitel 3.1.1 – 3.3.3), sowie der im Fokus dieser Arbeit befindlichen Hauptstudie zur Sonifikation der Gelenkwinkel (Kapitel 3.4). Weiterhin werden in diesem Kapitel

das Studiendesign (Kapitel 3.2) und die verwendeten Messinstrumente beschrieben. In Kapitel 4 werden die operationalisierten Forschungshypothesen dargelegt. Anschließend erfolgt im fünften Kapitel die Darstellung aller Ergebnisse, separiert nach Hüft- und Knie-TEP-Patienten. Die Diskussion der Ergebnisse, ebenfalls separiert nach Hüft- und Knie-TEP-Patienten, erfolgt im sechsten Kapitel. Eine umfangreiche methodenkritische und weiterführende Diskussion findet anschließend im 7. Kapitel statt. In Kapitel 8 wird eine Zusammenfassung dieser Arbeit getätigt. Aufbauend auf den Ergebnissen bildet das Kapitel 9 den Abschluss dieser Arbeit mit einem Ausblick auf zukünftige Arbeiten.

Der Aufbau dieser Arbeit wurde wie beschrieben gewählt, um Wiederholungen und Dopplungen besonders in der Methodik zu vermeiden, da der Aufbau der Studien zu den verschiedenen Feedbackmodalitäten identisch war. Zur besseren Orientierung und zum besseren Verständnis wird in der nachfolgenden Grafik ein Überblick über den Aufbau dieser Arbeit gegeben (vgl. Abbildung 1).

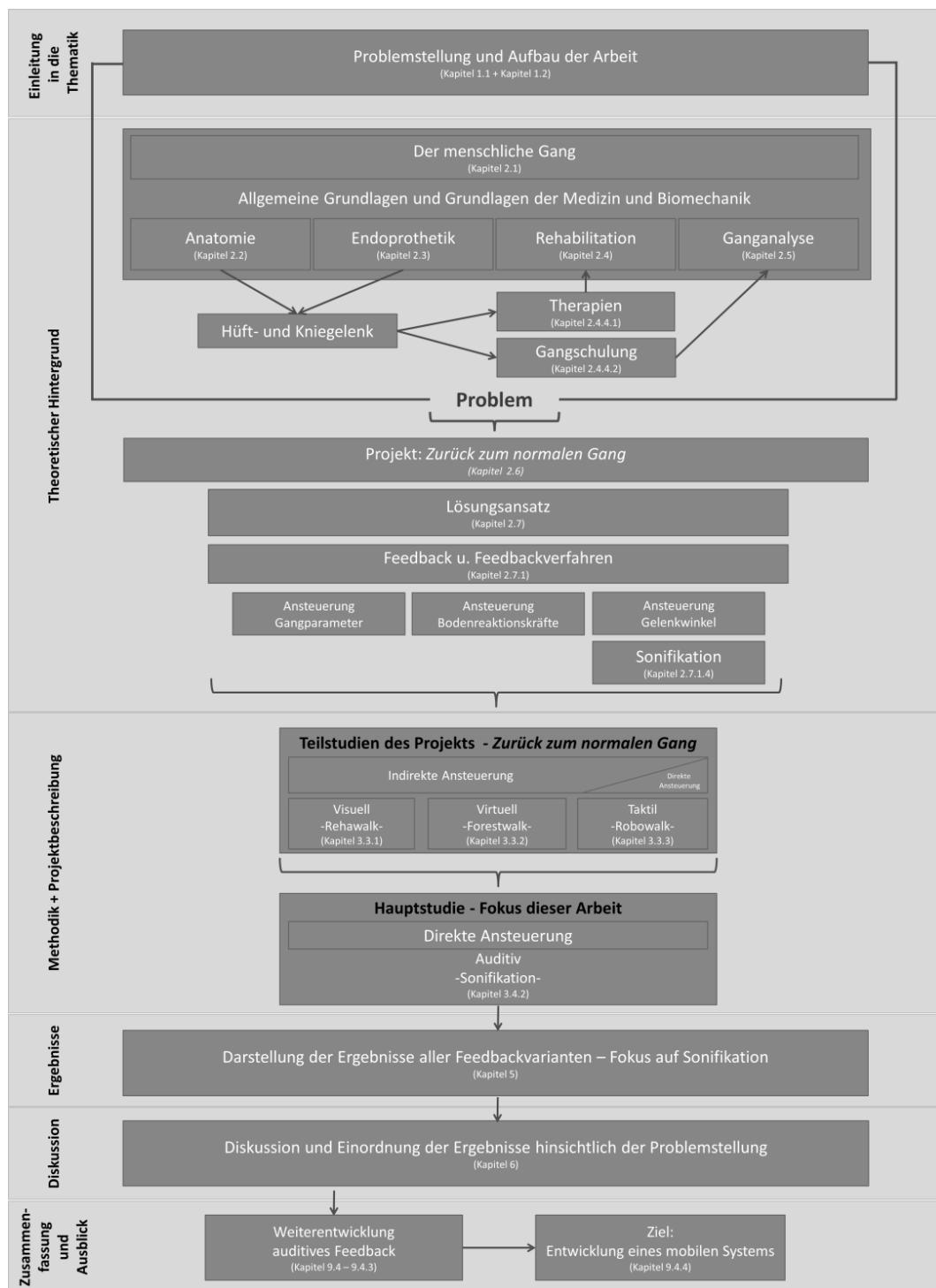


Abbildung 1: Aufbau der Arbeit

2 Theoretische Grundlagen und vorliegende Erkenntnisse

2.1 Der menschliche Gang

Evolution des Gehens

„Der Gang des Menschen ist das Produkt einer langen evolutionären Entwicklung zur bipedalen Fortbewegung, die den Menschen von anderen, auch artverwandten Spezies unterscheidet“ (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005, S. 614). Nach Witte (2018) hat sich „Der aufrechte Gang des Menschen [...] bereits vor 5 Mio. Jahren herausgebildet“ (S.18). Lovejoy (1988) hat zudem beschrieben, dass die Entwicklung des aufrechten Gehens ein entscheidendes Ereignis in der menschlichen Evolution gewesen sein könnte. „Die aufrechte und bipedale Haltung und Fortbewegung des Menschen unter allen lebenden und ausgestorbenen Wirbeltieren ist wirklich einzigartig“ (Niemitz, 2004, S. 16). „Der Mensch ist also mit seiner besonderen Form der Zweifüßigkeit recht einsam“ (Niemitz, 2004, S. 16), denn Lovejoy (1988) hält fest: „All other primates are basically quadrupedal, and with good reason: walking on two limbs instead of four has many drawbacks. It deprives us of speed and agility and all but eliminates our capacity to climb trees, which yield many important primate food, such as fruits and nuts“ (S.118). Durch die Aufrichtung des Oberkörpers und die Gewichtsverlagerung von vier auf zwei Beine, wurde die Unterstützungsfläche verkleinert, was besonders in der Fortbewegung eine höhere Anforderungen an die Gleichgewichtsfähigkeit stellt (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005).

Entwicklungsstufen des Gehens

Die frühe Entwicklung der menschlichen Bewegung von der Geburt an, ist bekannt. Erfahrungsgemäß kann der Mensch nicht gleich nach der Geburt gehen, bei Neugeborenen ist jedoch ein primitiver Schreitreflex bereits vorhanden (Witte, 2018). Nach Sutherland (1997) ist ein Kind mit ca. einem Jahr in der Lage, ohne Unterstützung zu gehen. „Durch Ausreifung des ZNS erlernt das Kind in einem relativ langwierigen Prozess das Gehen [...]“ (Witte, 2018, S. 18). Die Entwicklung des Gehens scheint nach Inman (1966, 1993) ein erlernerter Prozess zu sein, denn die charakteristischen Bewegungsmuster, die man bei einem Erwachsenen sieht, werden bei Kindern erst in einem Alter von 7-9 Jahren erreicht. Aufgrund dessen ist es nach Inman,

(1993) nicht verwunderlich, dass das Gehen persönliche und individuelle Eigenheiten aufweist. Das Gehen wird im Kleinkindalter erlernt „[...] und kann sich im Verlauf des Lebens durch Alter, Verletzungen und Krankheiten ändern“ (Witte, 2018, S. 18). Nach Wendorff, Linnemann und Lemke (2002) zeigt sich im Alter eine charakteristische Veränderung des Gangbildes: „Die Geschwindigkeit ist vermindert, die Standphase verlängert und die Schwungphase verkürzt“ (S. 293).

Die Komplexität des Gehens

Zajac, Neptune und Kautz (2003) beschreiben, dass die Beobachtung des menschlichen Gehens vermuten lässt, dass die Koordination dieser Aufgabe ziemlich einfach ist. Jedoch halten Hausdorff, Peng, Ladin, Wei und Goldberger (1995) fest: „Human gait is a complex process“ (S. 349). Das Gehen stellt eine alltägliche Fortbewegungsform des Menschen dar, die selbstverständlich zu sein scheint, jedoch trotzdem eine sehr komplexe Bewegung darstellt (Witte, 2018). Hegewald (2000) definiert den menschlichen Gang als „[...] das Ergebnis eines komplexen Zusammenwirkens zwischen zentralem und peripherem Nervensystem sowie dem Stütz- und Bewegungsapparat“ (S.8). Nach Birkmayer und Goll (1940) ist das dynamische Prinzip des Gehens „[...] kein einfach-gekreuzter Reflex, sondern eine hochkomplizierte automatisierte Koordination“ (S.251), bei dem der Bewegungsapparat Informationen aus dem Kleinhirn, dem motorischen Kortex, den Basalganglien sowie aus dem Feedback von visuellen, vestibulären und propriozeptiven Sensoren verarbeitet (Hausdorff et al., 1995). Zudem erweist sich der menschliche Gang „[...] als empfindlicher Indikator für Störungen in diesem komplexen Zusammenwirken“ (Hegewald, 2000, S. 8). Amelung und Seidel (2005) beschreiben das Gehen zudem als eine „[...] kontrollierte Interaktion des passiven und aktiven Bewegungssystems [...]“, welches zudem einem komplexen „[...] Prozess der Steuerung und Regelung zentraler, afferenter und efferenter Systeme“ unterliegt (S.409). Die normale menschliche Fortbewegung erfordert daher eine komplexe interaktive Steuerung zwischen mehreren Extremitäten- und Körpersegmenten, die kongruent arbeiten, um eine möglichst stoßdämpfende und energieeffiziente Vorwärtsbewegung zu ermöglichen (Ayyappa, 1997b). Ebenso ist für jede einzelne Phase beim Gehen „[...] ein komplexes Zusammenspiel von Muskeln, Sehnen und Bänder erforderlich (Lemhöfer & Glogaza, 2019). Lacquaniti, Ivanenko und Zago (2012) beschreiben zudem, dass es in jeder

unteren Extremität mehr als 50 Muskeln gibt, von denen mindestens die Hälfte aktiv an der Kontrolle der Beinbewegung in der Sagittalebene während des Gehens mitwirkt, wobei das Gehen eine Aktivität darstellt, die die Rekrutierung von hauptsächlich langsam kontrahierenden Muskelfasern erfordert (Anderson & Pandy, 2001).

Der menschliche Gang in seiner Gesamtheit

„Gehen ist das natürliche Mittel des Körpers, sich von einem Ort zu einem anderen zu bewegen“ (Nicolakis & Kopf, 2005, S. 79). Inman beschreibt 1966, dass das Ziel der Fortbewegung darauf ausgelegt zu sein scheint, den Körper mit geringstem Aufwand durch den Raum zu führen. Ayyappa (1997a) hingegen beschreibt, dass das Ziel in der Fortbewegung in der Energieeffizienz liegt: „The primary goal is energy efficiency in progression using a stable kinetic chain of joints and limb segments that work congruently to transport the passenger unit — head, arms and trunk [...]“ (S. 10). Inman (1993) stellt die Hypothese auf, dass der Körper des Menschen die Bewegung der verschiedenen Körpersegmente integriert und die Aktivität der Muskeln so steuert, dass der Energiebedarf für jeden Schritt minimal ist.

Individuelle Charakteristika des Gehens

Brandstätter (2012) beschreibt, dass „Der individuelle Gang [...] mitunter das Ergebnis der Lebensgeschichte und somit nicht mehr stark veränderbar, aber auch von bestimmten Situationen und der Befindlichkeit abhängig“ ist (S.78). „Jeder Mensch entwickelt einen unverwechselbaren Gang, unverwechselbar wie sein Fingerabdruck, aber er kann sich durch vielfältige Beeinflussungen verändern“ (Brandstätter, 2012, S. 78; Peter-Bolaender & Fritsch, 1988, S. 64). Das Gangbild ist so charakteristisch, dass man in der Lage ist, einen Freund auch aus großer Entfernung zu erkennen (Inman, 1993). Zudem werden die Eigenschaften des individuellen Gangbildes von der Muskelkraft, den dynamischen Bewegungsbereichen sowie Form, Position und Funktion zahlreicher neuromuskulärer und musculoskelettaler Strukturen beeinflusst (Ayyappa, 1997b). „Der menschliche Gang ist sehr individuell und wird durch einige Faktoren beeinflusst, wie z.B. das Alter, das Geschlecht oder auch die momentane psychische Verfassung“ (Derlien, Böhme, Leistritz, & Smolenski, 2010, S. 254).

Der normale Gang

Nach Mittlmeier und Rosenbaum (2005) liegt keine verbindliche Definition des *normalen Gangs* vor. Auch nach Derlien et al. (2010) existieren keine festen Normwerte, „die den ‘normalen’ Gang definieren“ (S. 254). Lemhöfer und Glogaza (2019) bestärken diese Ansicht. Der *normale Gang* kann jedoch als ein harmonisches und möglichst effizientes Gangbild definiert werden, welches in den unterschiedlichen Bewegungsebenen der Gelenke der unteren Extremitäten typische Bewegungsabläufe aufzeigt (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005). „Im Rahmen der ‘Norm’ stellt sich das Gehen in großer Vielfalt dar. Es ist geprägt von Alter, Geschlecht, persönlichen Lebensbedingungen und der seelischen Verfassung eines Menschen“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 4). „Generell kann festgestellt werden, dass schon das normale Gangbild individualspezifisch ist und stark variieren kann“ (Witte, 2018, S. 18). Auch Inman beschreibt 1966 bereits, dass individuelle Variationen im Gangbild verschwinden, wenn Messungen gemittelt werden, ein durchschnittlicher Mensch jedoch im wirklichen Leben überaus schwer zu finden ist. Suppé & Bongartz (2013) zufolge sollte daher die hypothetische Norm des Gehens als Leitbild und Orientierungshilfe zur Beurteilung des Gangbildes genutzt werden. „Mit einer Modellform des normalen Gangs kann beschrieben werden, wie in einem ökonomischen und harmonischen Gangbild das ökonomische Prinzip der maximalen Leistung bei minimalem Kraftaufwand und minimalen Materialverschleiß erfüllt werden kann“ (Perry, 2003, S. 303).

Der physiologische Gang

Das „Gehen ist per definitionem eine wiederholte rhythmische und alternierende Bewegungsabfolge der Extremitäten und des Rumpfes innerhalb zweier definierter Gehphasen, der Stand- und der Schwungphase“ (Amelung & Seidel, 2005, S. 409). Das Gehen stellt eine komplexe zyklische Bewegung dar und „[...] ist das natürlich Mittel des Körpers, sich von einem Ort zu einem anderen zu bewegen“ (Nicolakis & Kopf, 2005, S. 79). „Beim Gehen wird der Körper durch ein sich wiederholendes Bewegungsmuster der Extremitäten vorwärts bewegt, und gleichzeitig wird Standfestigkeit gewahrt“ (Perry, 2003, S. 1). Bartlett (1997) definiert das Gehen als zyklische Aktivität, bei der ein Schritt in einem kontinuierlichen Muster dem anderen folgt. Beim Gehen handelt es sich daher um eine zyklische Bewegung, die aus vielen

Einzelzyklen besteht (Witte, 2018). Für Perry (2003) ist das Charakteristische am Gehen, dass in der bipedalen Standphase, die Beine ihre Funktion als Träger der Körperlast tauschen. Gehen stellt neben dem Laufen eine der hoch automatisiertesten motorischen Fähigkeiten des Menschen dar (Hennerici & Bätzner, 2001; Janke, Netz, & Hömberg, 2001). „Dabei handelt es sich um einen hoch komplexen Bewegungsablauf, bei dem eine Vielzahl von Muskeln und Gelenken beteiligt sind“ (Hennerici & Bätzner, 2001, S. 111). Unser subjektives Gefühl scheint jedoch die Komplexität dieser Bewegung nicht wahrzunehmen. Ein bewusstes Nachdenken über das Gehen findet nicht statt, da das Gehen eine unwillkürliche Bewegung darstellt (Hennerici & Bätzner, 2001; Janke et al., 2001).

Der pathologische Gang

Bachmann, Gerber und Stacoff (2008) halten fest, dass das Gangmuster eines jeden Menschen individuell, variabel und daher die Grenze zwischen gesunden und pathologischen Gangbildern oft unklar ist. „Weicht das Gehverhalten vom unauffälligen Gangbild ab, spricht man in der Regel vom pathologischen Gang oder auch von Hinkmechanismen“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 138). Witte (2018) beschreibt, dass zum pathologischen Gang alle Gangstörungen gehören, die orthopädischen, neurologischen als auch psychiatrischen Ursprungs sind. „Der pathologische Gang ist charakterisiert durch Asymmetrien, geringere Gehgeschwindigkeit, geringere Schritt-längen und längere Doppelstandphasen“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 138). Nach Bartlett (1997) kann es bei einem pathologischen Gang zu Unterschieden zwischen den Seiten kommen, was zu einem arrhythmischen Gang führt, welcher durch eine „[...] reduzierte Standstabilität, verringerte Gehgeschwindigkeit, verminderte Ausdauer und ein erhöhter Energieaufwand [...]“ gekennzeichnet ist (Witte, 2018, S. 27). Die Gehfähigkeit bleibt dabei zwar erhalten, ist jedoch aber eingeschränkt (Suppé & Bongartz, 2013). Als Hinken bezeichnen Suppé und Bongartz (2013) eine Abweichung vom normalen Gang, bei dem eine ein- oder beidseitige räumliche und zeitliche Asymmetrie vorliegt, was „[...] im Laufe der Zeit zu einer inadäquaten Belastung von Strukturen“ führt (S.138).

Gangzyklus und Gangphasen

Der Gangzyklus beschreibt einen „[...] zeitlichen Ablauf zweier aufeinanderfolgender initialer Bodenkontakte mit dem selben Fuß [...]“, welcher als Doppelschritt bezeichnet wird (Lemhöfer & Glogaza, 2019, S. 11). Der menschliche Gang besteht zudem aus zwei Hauptphasen, der Stand- und der Schwungphase (Han, Wong, & Murray, 2019; Lemhöfer & Glogaza, 2019; Mittlmeier & Rosenbaum, 2005; Perry, 2003). Wobei die Standphase ca. 60% und die Schwungphase ca. 40% im Gangzyklus beträgt (Lemhöfer & Glogaza, 2019; Mittlmeier & Rosenbaum, 2005; Perry, 2003; Wendorff et al., 2002; Witte, 2018) . Beide Phasen unterliegen einer noch weiteren Unterteilung (Lemhöfer & Glogaza, 2019; Perry, 2003) (Abbildung 2 sowie eine weitere Abbildung im Anhang).

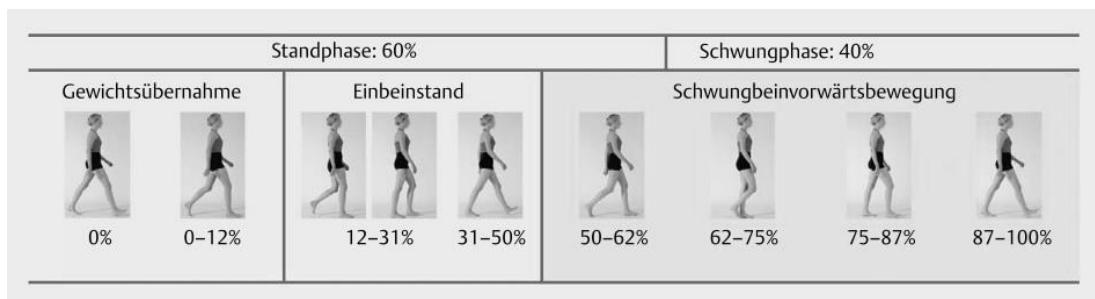


Abbildung 2: Unterteilung der Gangphasen
(mod. nach Lemhöfer & Glogaza, 2019, S. 11)

Eine detaillierte Erläuterung zu den prozentualen Angaben der einzelnen Phasen erfolgt in der Ergebnisdarstellung.

Die Bedeutung des Gehens für den Menschen

„Der Erhalt der Funktion ‘Gehen’ steht in direktem Zusammenhang mit der Partizipation am beruflichen, gesellschaftlichen und kulturellen Leben und der damit empfundenen Lebensqualität. Der Verlust der Gehfähigkeit führt zu [...] einer Verringerung der Partizipation und Selbstständigkeit“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 3). So kann eine Beeinträchtigung des normalen Gangbildes ein erster Schritt zum Verlust der Mobilität und damit einhergehend zur Unabhängigkeit sein (Stolze, H., Vieregg, P., Deuschl, G., 2006). Störungen des Ganges können zudem zu einem Teufelskreis aus Angst vor Stürzen, sozialem Rückzug und Immobilität führen (Witte, 2018).

2.2 Medizinische und Anatomische Grundlagen

2.2.1 *Muskel- und Skeletterkrankungen*

Muskel- und Skeletterkrankungen sind Erkrankungen, die sich auf den Stütz- und Bewegungsapparat beziehen (Robert Koch-Institut, 2015). Aus der Gesundheitsberichterstattung des Bundes vom Robert Koch Institut (2015) geht hervor, dass „Muskel- und Skelett-Erkrankungen [...] zu den häufigsten chronischen Erkrankungen“ weltweit und „[...] zu den häufigsten chronischen und kostenträchtigsten Erkrankungen in Deutschland“ gehören (S.68 u. S.69). „Mit zunehmendem Alter treten sie deutlich häufiger auf“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 68). Weiterhin stellen „Muskel- und Skelett-Erkrankungen [...] weltweit die führende Ursache von chronischen Schmerzen, körperlichen Funktionseinschränkungen und Verlust an Lebensqualität [...]“ dar (Robert Koch-Institut, 2015, S. 69). Hervorzuheben gilt, dass Muskel- und Skelett-Erkrankungen ebenfalls die Ursache für die meisten Arbeitsunfähigkeitstage und Frühberentungen darstellen. Betroffene Personen weisen oftmals stark eingeschränkte körperliche Funktionen und damit oft verbunden eine zunehmend eingeschränkte Teilhabe an den Aktivitäten des täglichen Lebens auf, welches nicht nur die Betroffenen selbst, sondern auch das soziale Umfeld belastet (Robert Koch-Institut, 2015). Darüber hinaus erfordern „Muskel- und Skeletterkrankungen [...] oftmals eine umfangreiche Versorgung. Durch hohe direkte und indirekte Krankheitskosten kommt ihnen auch eine große sozioökonomische Bedeutung zu“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 73). Bei der im Zuge des demografischen Wandels weiter wachsenden älteren Bevölkerung werden diese Erkrankungen voraussichtlich häufiger auftreten (Robert Koch-Institut, 2015). „Die WHO geht davon aus, dass sich der Anteil der betroffenen Personen zwischen 2000 und 2020 in etwa verdoppeln wird“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 73). Neben degenerativen Erkrankungen der Wirbelsäule einschließlich Rückenschmerzen sowie der Osteoporose und der rheumatischen Arthritis zählt auch die Arthrose zu den Muskel- und Skeletterkrankungen (Robert Koch-Institut, 2015).

Arthrose

Das Wort Arthrose wird aus dem Altgriechischen abgeleitet (arthros = Gelenk). Gemeinsam mit der Endung – ose beschreibt das Wort eine degenerative Erkrankung eines Gelenks (Winter, 2009) im Unterschied zur Arthritis, die auf eine Gelenkkentzündung hinweist. „Arthrose gilt weltweit als die häufigste Gelenkerkrankung des erwachsenen Menschen“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 70). In Deutschland allein sind ca. 8 Mio. Menschen von Arthrose betroffen, Tendenz steigend, bis 2020 wird von einer Verdoppelung dieser Zahl ausgegangen (Winter, 2009). Unter dem Begriff Arthrose ist eine Gruppe von muskoskelettalen Erkrankungen zusammen gefasst. Die Gemeinsamkeit dieser Erkrankungen besteht in der degenerativen Veränderung an Gelenken. Hierbei wird in einem schlechenden Prozess Gelenkknorpel abgebaut. Die sukzessiven Zerstörungen können bis zur Freilegung der Knochenoberfläche führen (Fuchs, Rabenberg, & Scheidt-Nave, 2013). Beim Fortschreiten dieser Erkrankung können neben dem Knorpel auch die Knochen, Muskeln und weitere gelenknahe Strukturen wie Bänder oder Kapseln in Mitleidenschaft gezogen werden. Schmerzen und Funktionseinschränkungen, sowie eine Reduktion der Beweglichkeit, einhergehend mit Beeinträchtigungen im alltäglichen Leben, sind oftmals die Folge dieser Erkrankung (Fuchs et al., 2013; hkk Gesundheitsreport, 2013; Robert Koch-Institut, 2015). Eine Arthrose bedeutet für die Betroffenen einen erheblichen Verlust an Lebensqualität (Hackenbroch, 2002). Der Krankheit kann nur schwer vorbeugt werden, da noch nicht alle Ursachen, die zu dieser Krankheit führen, vollständig analysiert werden konnten (Robert Koch-Institut, 2015). „Unter den 70- bis 79-Jährigen sind etwa 50 % der Frauen und 33 % der Männer an Arthrose erkrankt“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 68). Nach den Daten der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland (DEGS1) von Fuchs et al. (2013) konnte bei 20,2 % der Personen zwischen 18 und 79 Jahren jemals eine Arthrose ärztlich diagnostiziert werden. Frauen sind dabei mit 22,3 % bzw. mit rund 6,9 Millionen Fällen signifikant häufiger von Arthrose betroffen als Männer mit 18,1 %, etwa 5,5 Millionen Fälle (Fuchs et al., 2013). Nach einer Pressemitteilung des *Deutschen Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie* (DKOU) von 2014 ist in Deutschland jede dritte Person im Alter zwischen 45 und 65 Jahren an Arthrose erkrankt. Nach Kladny (2015) zählen Gon- und Coxarthrosen zu den häufigsten Diagnosen im Rehabilitationsbereich.

Neben den Knie-, Hüft- und Schultergelenken zählen besonders häufig die Finger- und Wirbelgelenke zu den am häufigsten von Arthrose betroffenen Gelenken (Robert Koch-Institut, 2015). Unfallbedingt oder z.B. durch dauerhaft hohe Belastungen infolge von hohem Übergewicht oder aufgrund von sportlicher Überlastung erkanken auch immer häufiger jüngere Menschen an Arthrose (Winter, 2009). Dieses führt schmerzbedingt zu verringelter Bewegung, was jedoch die Arthrose fördert und somit ein Kreislauf entsteht (DKOU Pressemitteilung, 2014). „Verhaltensweisen können sich positiv auf die Krankheits- und Symptomentwicklung auswirken“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 71). Dazu zählen beispielsweise sportliche stauchungs- und stoßfreie Aktivitäten ohne starke Belastungen oder Extrembewegungen, die wenig Druck auf die Gelenke ausüben wie Schwimmen, Radfahren und Wandern. Die Reduktion von Übergewicht, speziell bei Kniegelenksarthrosen, kann sich ebenfalls positiv auf den Krankheitsverlauf auswirken (Robert Koch-Institut, 2013).

„Arthrose ist die häufigste Gelenkerkrankung bei erwachsenen Menschen und Hauptursache für Gelenkverschleiß [...]“ und führt oftmals zu Gelenkoperationen (hkk Gesundheitsreport, 2013, S. 6). „Sie tritt meistens erst im höheren Lebensalter auf, hat aber in der Regel eine längere, oftmals unbemerkte Vorgeschichte in Gestalt von ‘Ermüdungs- oder Steifigkeitsgefühle(n)’“ (hkk Gesundheitsreport, 2013, S. 6). Bei schwerer Arthrose zählt der endoprothetische Gelenkersatz zur effektivsten Behandlungsmethode (Robert Koch-Institut, 2015).

Nach Grummig, Melzer, Ludwig und Daalmann (2002) kann die Arthrose eines Hüft- oder Kniegelenks nicht nur zu Schmerzen, Gehstörungen und Beeinträchtigungen im alltäglichen Leben führen, sie kann auch Auswirkungen auf die berufliche und familiäre Situation haben. Die nachfolgende Grafik beschreibt die Komplexität der Arthrose (vgl. Abbildung 3).



Abbildung 3: Komplexität der Arthrose (Medexo GmbH, 2018)

2.2.2 *Anatomie des Hüftgelenks*

Im folgenden Kapitel werden der Aufbau, die Bewegung und die Muskulatur des Hüftgelenks erläutert. Darüber hinaus werden fünf Pathologien des Hüftgelenks näher beschrieben.

2.2.2.1 Aufbau

Das Hüftgelenk (lat. articulatio coxae) ist ein Kugelgelenk. Der nahezu kugelförmige Kopf (lat. caput femoris) des Oberschenkels (lat. femur) wird von der Hüftpfanne (lat. acetabulum), die Teil des Beckenknochens ist, fest umschlossen (Gehrke, 2009; Marquardt et al., 2012; Thiele, 2010). Das Hüftgelenk stellt somit eine bewegliche Verbindung zwischen dem Oberschenkelknochen und dem Becken dar (Faller, Schünke, & Schünke, 2004; Kenhub GmbH, 2017).

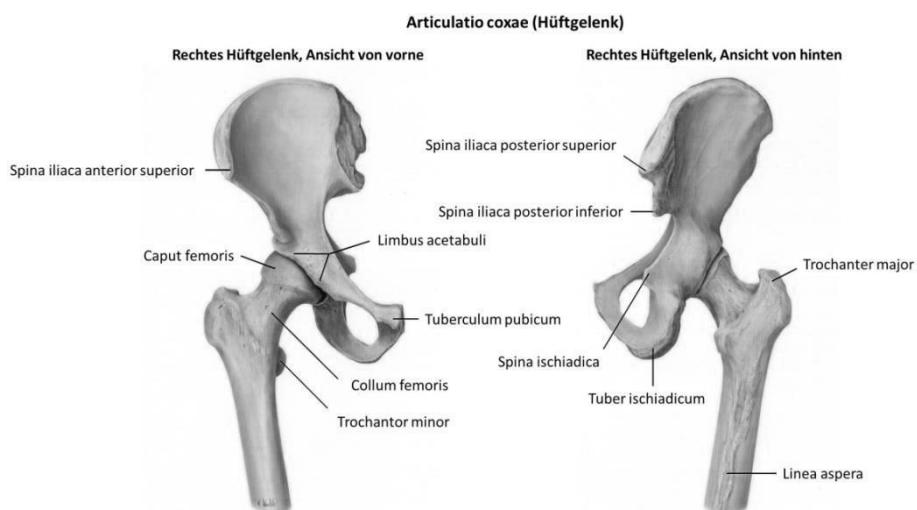


Abbildung 4: Anatomie Hüftgelenk (mod. nach Schünke et al., 2010)

2.2.2.2 Bewegung

Das Hüftgelenk besitzt drei Freiheitsgrade, die eine Adduktion und Abduktion, eine Flexion und Extension sowie eine Innen- und Außenrotation ermöglichen (Marquardt et al., 2012; Platzer & Spitzer, 2005).

Folgende Bewegungsausmaße sind nach (Marquardt et al., 2012) und (Thiele, 2010) im Hüftgelenk möglich (vgl. Abbildung 5).

- Adduktion (20-30°)
- Abduktion (30-50°)
- Flexion (130-140°)
- Extension (10-20°)
- Innenrotation (bei um 90° gebeugtem Hüftgelenk) (30-45°) und
- Außenrotation (bei um 90° gebeugtem Hüftgelenk) (40-50°)

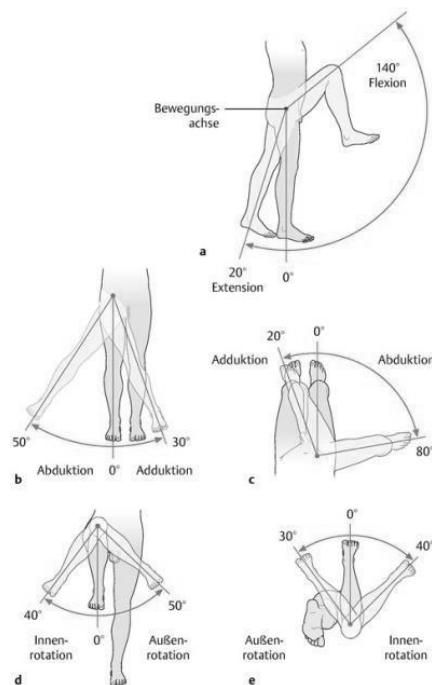


Abbildung 5: Freiheitsgrade / Beweglichkeit des Hüftgelenks

(Georg Thieme Verlag KG, 2019a)

2.2.2.3 Muskulatur

Die Muskeln der Adduktorengruppe (M. adductor longus, M. adductor brevis, M. adductor magnus) sind im Wesentlichen für die Adduktion des Hüftgelenks verantwortlich (Marquardt et al., 2012).

Abduziert wird das Hüftgelenk vom M. gluteus medius und minimus. Anteile des M. gluteus maximus, des M. tensor fasciae latae und des M. piriformis haben eine unterstützende Wirkung bei der Abduktion (Faller et al., 2004; Marquardt et al., 2012).

Die Hüftextension wird sowohl vom M. gluteus maximus als auch von der ischiokruralen Muskulatur getätigt. Eine unterstützende Wirkung hat hierbei der M. rectus femoris (Marquardt et al., 2012).

Die Hüftflexion erfolgt hingegen durch die M. iliopsoas (Marquardt et al., 2012).

An der Außenrotation des Hüftgelenks sind u.a. die pelvitrochanträren Muskeln beteiligt: M. periformis, M. obturatorius internus, M. obturatorius externus, M. gemellus superior, M. gemellus inferior (Gehrke, 2009; Marquardt et al., 2012). Darüber hinaus wirken ebenfalls der M. iliopsoas und der M. gluteus maximus als Außenrotatoren (Marquardt et al., 2012).

Für die Innenrotation sind der M. tensor fascia latae und die vorderen Anteile der Mm. gluteus medius et minimus zuständig (Marquardt et al., 2012).

Hüft- und Oberschenkelmuskulatur, Ansicht von frontal



Abbildung 6: Hüft- und Oberschenkelmuskulatur (mod. nach Schünke et al., 2010)

2.2.2.4 Pathologien

Coxa vara:

Als Coxa vara (Coxa = lat. für Hüfte, varus = lat. für auswärtsgebogen) wird eine Fehlstellung der Hüfte beschrieben. Zur Beurteilung dieser Fehlstellung wird der

Caput-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) herangezogen. Der CCD-Winkel beschreibt den Winkel zwischen dem Oberschenkelhals- und Schaft. Ist dieser Winkel $<120^\circ$ so liegt eine Coxa vara vor. Eine schlechte Lastverteilung bedingt durch einen kleinen CCD-Winkel kann Beeinträchtigungen z.B. stressbedingte Schenkelhalsfrakturen hervorrufen (Marquardt et al., 2012).

Coxa valga:

Als Coxa valga (Coxa = lat. für Hüfte, valgus = lat. für einwärtsgebogen) wird eine Fehlstellung der Hüfte beschrieben. Liegt ein CCD-Winkel von $> 135^\circ$ vor, so liegt eine Coxa valga vor. Ungünstige biomechanische Druckverteilungen können hierbei zu Minderdurchblutungen oder Durchblutungsstörungen im Bereich des Hüftkopfes führen. Eine Folge dessen kann z.B. eine Hüftkopfnekrose sein (Marquardt et al., 2012).

Coxa antetorta:

Coxa antetorta (Coxa = lat. für Hüfte, anteversion = nach vorn gedreht) beschreibt den über die physiologische Verdrehung (lat. torsion) hinaus einwärtsrotierten Oberschenkelhals. Beträgt der Antetorsionswinkel mehr als 12° , liegt eine vermehrte Einwärtsrotation des Beins vor. Eine Coxa antetorta tritt häufig in Kombination mit einer Coxa valga und einer Hüftgelenksdysplasie auf (Marquardt et al., 2012).

Coxa retroverta:

Liegt der Antetorsionswinkel bei $< 0^\circ$ so liegt eine Coxa retroverta (Coxa = lat. für Hüfte, retroversion = nach hinten / zurück gedreht) vor. Diese Fehlstellung des Hüftgelenks führt zu einer Auswärtsrotation des Beins und steht oftmals im Zusammenhang mit einer Coxa vara (Marquardt et al., 2012).

Hüftgelenkdysplasie:

Die Hüftgelenkdysplasie beschreibt eine Fehlstellung der Hüfte, bei der es zu einer angeborenen oder erworbenen Verknöcherungsstörung der Hüftpfanne kommt. Der Hüftkopf wird von der Gelenkpfanne nur unzureichend überdacht. Das wiederum ruft aufgrund der veränderten Zentrierung des Gelenks ungünstige Druckbelastungen im Gelenk hervor. Die Folge können eine frühzeitige Coxarthrose mit belastungsabhängigen Leistenschmerzen und/oder Bewegungseinschränkungen bedingt durch vermehrten Gelenkverschleiß sein (Marquardt et al., 2012).

Die aufgeführten Fehlstellungen der Hüfte demonstrieren die Auswirkungen pathologischer Veränderungen im komplexen Zusammenspiel von Bändern, Muskeln und Sehnen.

Neben dem Hüft- kann auch beim Kniegelenk eine Gelenkfehlstellung eine abnormale Gelenkbelastung hervorrufen, schon frühzeitig zu Abnutzungsscheinungen und degenerativen Veränderungen, einhergehend mit Schmerzen und Bewegungseinschränkungen, führen und folglich eine Veränderung des Gangbildes provozieren.

2.2.3 Anatomie des Kniegelenks

Gelenke dienen als Verbindung zwischen den Knochen und ermöglichen die Bewegung des menschlichen Körpers (Robert Koch-Institut, 2013). Gelenke „[...] dienen als Auffang-, Abschwäch- und Verteilungsinstrument von Druckstößen und Zugkräften [...]“ (Robert Koch-Institut, 2013, S. 7). Sie tragen darüber hinaus zur Übertragung von Krafteinwirkungen auf andere Skelettbestandteile bei (Robert Koch-Institut, 2013).

Im Folgenden werden der Aufbau, die Bewegung und die Muskulatur des Kniegelenks beschrieben. Des Weiteren wird auf zwei Pathologien des Kniegelenks näher eingegangen.

2.2.3.1 Aufbau

Das Kniegelenk (lat. *articulatio genus*) ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers (Pschyrembel, 1982), „[...] ein Getriebegelenk, eine Sonderform eines transportablen Drehscharniergegenkes“ (Platzer & Spitzer, 2005, S. 206). Es ist aus zwei Gelenken zusammengesetzt, aus dem Art. femorotibialis und dem Art. femoropatellaris (Kenhub GmbH, 2017). Es wird u.a. aus dem Oberschenkelknochen (lat. *femur*), dem Schienbein (lat. *tibia*), der Kniescheibe (lat. *patella*) und den Menisken gebildet (Thiele, 2010) und verbindet den Oberschenkel mit dem Unterschenkel (Kenhub GmbH, 2017). Femur und Tibia haben keinen direkten Kontakt miteinander. Der Innen- und Außenmeniskus, welche aus Bindegewebe mit kollagenen Fasermaterial und eingelagerten knorpelähnlichen Zellen bestehen, liegen zwischen diesen (Platzer & Spitzer, 2005). Mit der Gelenkkapsel sind diese verwachsen und bilden für den Oberschenkelknochen eine Gelenkpfanne (Thiele, 2010). Aufgrund der elastischen Beschaffenheit der Menisken können die auf das Knie wirkenden Belastungen ausgeglichen werden (Thiele, 2010).

Die Kniescheibe (lat. *patella*) ist das größte Semksambein des Körpers (Gehrke, 2009; Schönle, Güth, Kramme Wolf, & Naeve, Frank, Rödig, Silke, 2004; Thiele, 2010). Sie ist ein dreieckiger Knochen, der in die Ansatzsehne des M. quadriceps eingebettet ist und diese führt, um ein laterales Abrutschen zu verhindern (Gehrke, 2009; Thiele, 2010). Die Kniescheibe fungiert als eine Art Umlenkrolle (Schönle et al., 2004).

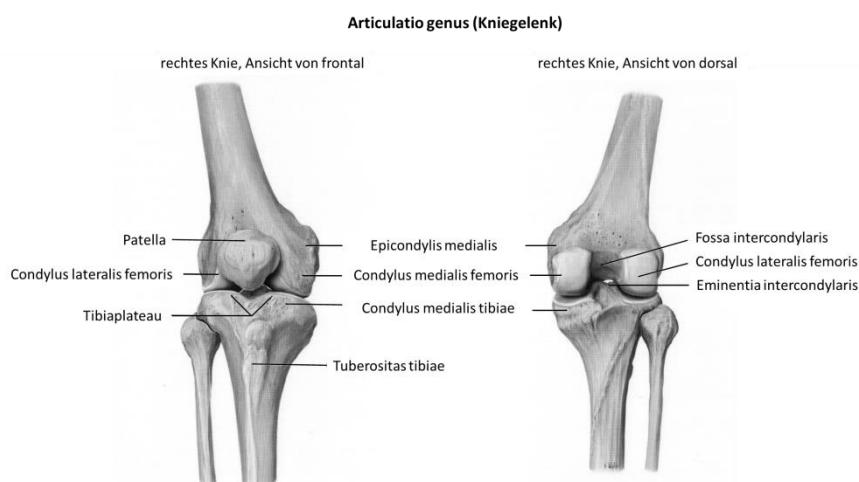


Abbildung 7: Anatomie Kniegelenk (mod. nach (Schünke et al., 2010)

2.2.3.2 Bewegung

Die Bewegung des Kniegelenks ist eine zusammengesetzte Bewegung. Sie besteht aus einer Roll-Gleit- sowie einer Gleit-Kippbewegung (Schönle et al., 2004). Hinzu kommt eine Rotationskomponente, die mit den individuellen Ausprägungen der Femurkondylen, des Tibiakopfes und der vielfältigen Formen der Patella zu sehr individuell unterschiedlichen Bewegungsmustern führen kann (Schönle et al., 2004). Die Beugung des Kniegelenks besteht aus einer Abroll-Gleitbewegung. Befindet sich das Knie in der Flexion (Beugung) ist eine Rotation im Gelenk möglich (Platzer & Spitzer, 2005). In der Extension (Streckung) sind aufgrund der gespannten Seitenbänder keine rotatorischen Bewegungen möglich (Thiele, 2010).

Das Kniegelenk hat zwei Freiheitsgrade, die eine Flexion und Extension um eine Achse sowie eine Rotation bei gebeugtem Knie ermöglichen (vgl.

Abbildung 8).

- Extension (5-10°)
- Flexion (120-150°) (Thiele, 2010)
- Innenrotation (in 90° Flexion) (10°)
- Außenrotation (in 90° Flexion) (40°) (Marquardt et al., 2012)

Der maximale Rotationsumfang im Kniegelenk liegt nach (Platzer & Spitzer, 2005) bei ca. 60°.

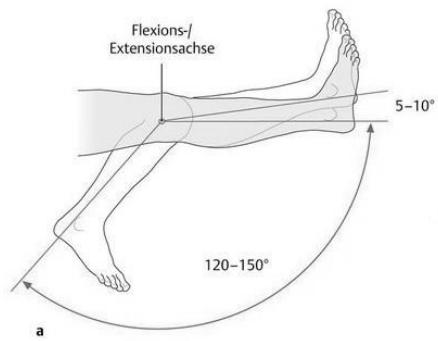


Abbildung 8: Freiheitsgrade / Beweglichkeit des Kniegelenks

(Georg Thieme Verlag KG, 2019b)

2.2.3.3 Muskulatur und Bänder

Das Kniegelenk wird in erster Linie durch die Bänder gesichert. Das Lig. patellae ist die Fortsetzung der Quadrizepssehne. Das Retinaculum patellae laterale wird aus

Fasern des M. vastus lateralis und des M. rectus femoris sowie aus Fasern des Tractus iliotibialis gebildet und setzt an der Tibia an (Platzer & Spitzer, 2005). Das Retinaculum patellae mediale entsteht vorwiegend aus Fasern des M. vastus medialis und findet ebenfalls seinen Ansatz an der Tibia (Platzer & Spitzer, 2005). Diese zwei Seitenbänder dienen neben dem inneren Seitenband (Lig. collaterale tibiale), welches an der Innenseite des Oberschenkels entspringt und schräg nach vorn unterhalb des Gelenkspalts an der Innenseite des Schienbeins ansetzt, auch dem äußeren Seitenband (Lig. collaterale fubulare) als Führungsbänder bei der Flexions-Extensionsbewegung des Kniegelenks und tragen so zur Stabilisierung des gestreckten Beins bei (Gehrke, 2009).

Neben den seitlichen Bändern tragen die Kreuzbänder (Ligg. cruciata) ebenfalls zur Stabilisierung des Kniegelenks bei, sind jedoch besonders für die Kontakterhaltung bei Rotationsbewegungen im Kniegelenk zuständig. Das vordere Kreuzband (Lig. cruciatum anterius, Kurzform ACL) entspringt an der Tibia und hat seinen Ansatz am lateralen Femurkondylus (Platzer & Spitzer, 2005; Schönle et al., 2004). Das ACL ist eine Art fächerförmiges Band, welches verdreht ist und in drei Hauptbündel unterteilt werden kann (Schönle et al., 2004). Das hintere Kreuzband (Lig. cruciatum posterius) kann sogar in vier Bündel unterteilt werden und zieht von der lateralen Fläche des medialen Femurkondyls zur Area intercondylaris posterior. Darüber hinaus ist es stärker als das vordere Kreuzband (Platzer & Spitzer, 2005).

Bei der Streckung des Kniegelenks sind die seitlichen Bänder angespannt, ab einer Beugung von ca. 30° sind diese entspannt, währenddessen das vordere sowie das hintere Kreuzband hingegen gespannt sind. „In Beugestellung kann die Rotation unter Führung der Kreuzbänder durchgeführt werden“ (Platzer & Spitzer, 2005, S. 212). Bei einer Innenrotation des Kniegelenks drehen sich die Kreuzbänder umeinander, bei der Außenrotation auseinander.

In dynamischen Belastungen wird die Stabilität des Kniegelenks vor allem durch die Muskulatur gewährleistet (Schönle et al., 2004).

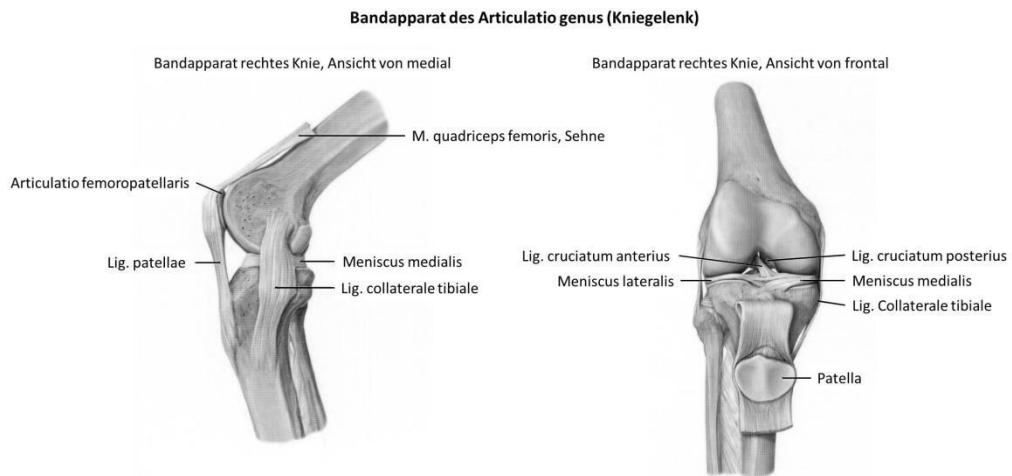


Abbildung 9: Bandapparat des Kniegelenks
(mod. nach Schünke, Schulte & Schumacher, 2010)

2.2.3.4 Pathologien

Genu valgum:

Das Genu valgum (genu = lat. Knie, valgus = lat. schief) beschreibt eine Fehlstellung der Beinachse. Hierbei weicht die Beinachse von der physiologischen Beinachse nach medial ab (Marquardt et al., 2012). In der Regel ist die Ursache für diese Fehlstellung angeboren, erblich häufiger sind Frauen von dieser Fehlstellung betroffen. Weiterhin kann das Genu valgum auch eine rachitische Ursache haben. Einseitige traumabedingte Fehlbelastungen können ebenfalls zu dieser Pathologie des Kniegelenks führen (Pschyrembel, 1982).

Genu varum:

Beim Genu varum (genu = lat. Knie, valgus = lat. auseinandergebogen) weicht die Beinachse nach lateral über die physiologische Beinachse ab. Erblich bedingt tritt diese Fehlstellung häufiger bei Männern auf. Eine mediale Gonarthrose, Bandinstabilitäten oder Traumata können ebenfalls zu einem Genu varum führen (Pschyrembel, 1982).



Abbildung 10: Beinachsen
(mod. nach Georg Thieme Verlag
KG, 2019c)

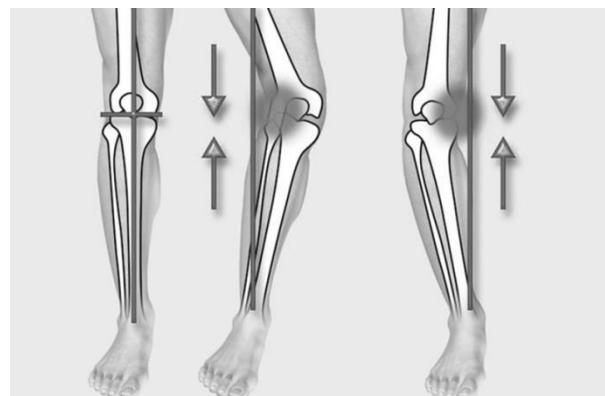


Abbildung 11: links: gerade Beinachse, mitte: Genu valgum -
Abweichung nach medial, erhöhte Druckbelastung lateral;
rechts: Genu varum - Abweichung nach lateral, erhöhte Druck-
belastung medial (mod. nach MedCenter, 2019)

Eine Abweichung der Beinachse bzw. eine Gelenkfehlstellung, wie soeben beschrieben, führt durch Verkleinerung der Kontaktfläche zu erhöhten Druckbelastungen und somit zu einer abnormalen Belastung im Gelenk (Aurich, 2016). Frühzeitig kann dies zu Abnutzungsscheinungen und degenerativen Veränderungen, einhergehend mit Schmerzen und u.a. Veränderung des Gangbildes führen (Aurich, 2016). Ausgeprägte Veränderungen und Schmerzen können einen Kniegelenkersatz zu Folge haben.

2.3 Grundlagen der Endoprothetik

Das folgende Kapitel gibt einen Überblick über die komplexen Grundlagen der Endoprothetik und bildet den Ausgangspunkt für die Planung, Entwicklung und Erforschung von zielgerichteter, an den Heilungsprozessen orientierter therapeutischer Interventionen.

2.3.1 Prävalenz und Inzidenz von Gelenkersatzoperationen

Mit der Zunahme der Prävalenz altersassozierter Grunderkrankungen wie Arthrose und Osteoporose und anderen Risikofaktoren für einen Gelenkersatz nimmt auch dessen Bedarf zu (Bleß & Kip, 2017). Bei einem Gelenkersatz geht es überwiegend darum, die Lebensqualität mit zunehmendem Alter wieder zu verbessern (Robert Koch-Institut, 2015). Nach den Daten der *Gesundheitsberichterstattung des Bundes* vom Robert Koch-Institut zu urteilen, haben „[...] die Raten für Hüft- und Knie-

gelenkersatz-Operationen [...] in den vergangenen Jahren in vielen EU-Staaten zu genommen“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 480). Die Versorgungsrate der Hüft- und Knie-Endoprothetik in Deutschland ist – gemeinsam mit der Schweiz und einigen anderen Ländern – im internationalen Vergleich hoch (Günther, Jeszenszky, Schäfer, & Niethard, 2013). In Deutschland, Österreich, Schweden und Finnland können die höchsten Raten für Hüftgelenkersatz verzeichnet werden. Die höchsten Raten für Kniegelenkersatzoperationen sind ebenfalls in Österreich, Finnland und Deutschland zu finden (Robert Koch-Institut, 2015).

Nach einem OECD-Report (2013) zu urteilen, lagen die Häufigkeit von Hüft- und Knie-Endoprothesen in Deutschland im Vergleich mit 17 anderen, sozial und ökonomisch vergleichbaren OECD-Ländern im Jahr 2010 weit über dem OECD-Durchschnitt (hkk Gesundheitsreport, 2013). Zudem ist es in den vergangenen Jahren in vielen anderen Ländern außerhalb Deutschlands zu einer wesentlichen Steigerung der endoprothetischen Versorgungsraten gekommen (Günther et al., 2013). Allein in Dänemark haben die Operationen zwischen 2000 und 2010 um 40 % zugenommen hat, die Rate für Kniegelenkersatz-Operationen hat sich im gleichen Zeitraum mehr als verdreifacht (Robert Koch-Institut, 2015). Laut OECD werden in Deutschland mehr Implantationen von künstlichen Hüft- und Kniegelenken (Totalendoprothese; Kurzform TEP) vorgenommen, als in allen anderen betrachteten Ländern (Wengler & Mansky, 2013).

Neben dem Robert Koch-Institut wurde in vielen weiteren Quellen eine Zunahme der Fallzahlen in den letzten Jahren bei Gelenkersatzoperationen verzeichnet (Heisel, 2008; hkk Gesundheitsreport, 2013; Wengler & Mansky, 2013). Als Ursache hierfür kommen u.a. „[...] die voranschreitende Alterung der Bevölkerung und die zunehmende Verbreitung von Übergewicht [...]“ in Betracht (Robert Koch-Institut, 2015, S. 480). Im Jahr 2009 wurden in Deutschland rund 209 000 Erstimplantationen einer Kniegelenksendoprothese durchgeführt, dieses entspricht einem Zuwachs von 52% im Vergleich zu 2003. Damit zählt der endoprothetische Gelenkersatz in Deutschland zu den am häufigsten durchgeführten Operationen (Hendrich, Zech, Schmitt, & Pfeifer, 2013). Die Gesamtausgaben der gesetzlichen Krankenversicherung beliefen sich im Jahr 2009 für die stationäre Behandlung der Rehabilitandinnen und Rehabilitanden auf 2,9 Milliarden Euro (Hendrich et al., 2013). In Amerika wird

prognostiziert, dass die Zahl der Implantation einer Knie-TEP von 648 000 im Jahr 2008 auf 3,48 Millionen bis zum Jahr 2030 steigt (Hendrich et al., 2013).

In anderen Studien hingegen wurde eine andere Entwicklung beschrieben. So geben Bleß und Kip (2017) an, dass in vergangener Zeit immer von einer stetig wachsenden Zunahme von Totalendoprothesen sowohl bei Hüft- als auch Kniegelenk ausgegangen wurde. Neueste Studien zeigen jedoch zum Teil einen gegenläufigen bzw. stagnierenden Trend. Die jährliche Operationshäufigkeit endprothetischer Hüft- und Knieersteingriffe in der Bevölkerung ist stabil und hat seit 2007 nicht zugenommen (Bleß & Kip, 2017). Auch die Operationshäufigkeit vorgenommener Hüft- und Kniewechseleingriffe (inklusive Revisionen ohne Wechsel) hat, bezogen auf die Bevölkerung im Zeitraum 2007-2014, nicht zugenommen (Bleß & Kip, 2017). Die OP-Häufigkeit hat im selbigen Zeitraum bei Patienten über 70 Jahre innerhalb der Bevölkerung ebenfalls nicht zugenommen, sondern lag stabil für Hüftersteingriffe bei 1,1 % (2007 und 2014) bzw. bei Knieersteingriffen zwischen 0,7 % (2007) und 0,6 % (2014) (Bleß & Kip, 2017). Von einem relevanten Anstieg der Versorgungsraten in Deutschland kann somit derzeitig nicht die Rede sein (Günther et al., 2013). Günther et al (2013) berichten sogar von einem Rückgang der Versorgungshäufigkeit im Bereich des Arthrose bedingten Gelenkersatzes.

In Deutschland werden die meisten künstlichen Hüft- und Kniegelenke in Bayern und Niedersachsen eingesetzt (Günther et al., 2013). Im Vergleich zu ländlichen Regionen wurden TEPs in den städtischen Regionen deutlich seltener durchgeführt (Bleß & Kip, 2017). Die wenigsten Operationen finden in Berlin, Bremen und Hamburg statt (Günther et al., 2013). So zeigt sich beispielsweise, dass sich die Operationsrate umgekehrt proportional zur Zahl der niedergelassenen Orthopäden verhält (Günther et al., 2013). Dies gilt vor allem für Großstädte und Ballungsgebiete mit einer höheren Zahl an niedergelassenen Ärzten, wo die Operationsrate sogar unter dem Durchschnitt liegt (Günther et al., 2013). Es zeigt sich, dass je geringer die regionale Dichte an Orthopäden und je höher der sozioökonomische Status in einer Region, umso häufiger wird ein Gelenkersatz durchgeführt (Bleß & Kip, 2017). Es ist davon auszugehen, dass in ländlichen Regionen aufgrund erhöhter körperlicher Arbeit ein höherer Gelenkverschleiß vorhanden ist. Weiterhin besteht ein signifikanter Zusammenhang zwischen Operationszahlen und der sozialen Deprivation, denn in

Regionen mit größerer sozialer Deprivation besteht eine niedrige Operationsfrequenz als in anderen Ländern (Günther et al., 2013). Die Inanspruchnahme von Gelenkersatzverfahren korreliert ebenfalls mit der wirtschaftlichen Leistung und den Pro-Kopf-Gesundheitsausgaben eines Landes (Bleß & Kip, 2017).

Rund 40 % der in Deutschland dokumentierten endoprothetischen Hüft- oder Knieersteingriffe fallen in die Altersgruppe 70–79 Jahre (Bleß & Kip, 2017). Das Durchschnittsalter bei Erstoperationen einer Hüft- oder Knie-TEP betrug 2013 69,7 bzw. 69,2 Jahre (Bleß & Kip, 2017). Frauen sind häufiger betroffen als Männer, es besteht ein Verhältnis 2:1 (Bleß & Kip, 2017).

Tabelle 1: Darstellung der Operationszahlen in Deutschland

Quellen & Erscheinungsjahr	Operationszahlen in Deutschland in den Jahren (in Tsd.)											
	Indikation	2004	2005	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014
Heisel, J., (2008)	Hüft TEP					330						
	Knie TEP											
OECD Datenbank, (2011)	Hüft TEP			230		252						
	Knie TEP				160		174					
Fallbrede et al., (2011)	Hüft TEP			172								
	Knie TEP				155							
Hendrichs et al., (2013)	Hüft TEP						209					
	Knie TEP							209				
hkK Gesundheitsreport, (2013)	Hüft TEP	199	204	209	213	213	214					
	Knie TEP	135	147	155	159	158	158					
Wemgeler et al., (2013)	Hüft TEP						155					
	Knie TEP							143				
Daten der Bundesgeschäftsstelle für Qualitätssicherung aus Pfeil, (2014)	Hüft TEP	122	144	147	152	157	159					
	Knie TEP	112	120	126	136	146	148					
Gesundheitsberichterst., Robert Koch, Institut, (2015)	Hüft TEP						241					
	Knie TEP							177				
Kurz, et al., (2016)	Hüft TEP	122			193							
	Knie TEP	110			143							
Bleß, Gelenkersatz, (2017)	Hüft TEP						210	219				
	Knie TEP								143	149		
F.Rotbauer et al, (2017)	Hüft TEP								219			
	Knie TEP									149		
Statistisches Bundesamt, (?)	Hüft TEP			209								
	Knie TEP				147							
Mittelwert	Hüft TEP	122	144	199	202	191	233	184	214	241	210	219
	Knie TEP	112	120	135	155	155	181	151	158	177	143	149

Kritische Betrachtung der unterschiedlichen Fallzahlen

Wie der Tabelle 1 zu entnehmen ist, ist nach Sichtung der Literatur der stetig beschriebene Aufwärtstrend gestiegener Gelenkoperationen nicht zu erkennen. Es scheint, dass nach einer zwischenzeitlichen Abnahme der Operationszahlen von 2009 auf 2010 in den letzten Jahren nahezu gleichbleibende Operationszahlen vorliegen. Unterschiede in der Datenerfassung sowie verschiedene Kodiersysteme können die Dokumentation von Fallzahlen in den nationalen Gesundheitssystemen beeinflussen (Bleß & Kip, 2017). Ein aktuelle Abbildung der Fallzahlen, ein Vergleich zu anderen Ländern sowie eine zukünftige Prognose ist daher nur bedingt möglich.

Nach Sichtung der aktuellsten Literatur kann der prognostizierte Aufwärtstrend und die kontinuierliche Steigerung der Fallzahlen bei Gelenkersatzoperationen, wie in der Literatur vorwiegend beschrieben, nicht bestätigt werden. Es ist davon auszugehen, dass die in den letzten Jahren stetig gleichbleibend hohen Operationszahlen voraussichtlich in den kommenden Jahren ebenfalls erreicht werden. Der Bedarf an weiterer wissenschaftlicher Forschung auf diesem Gebiet ist daher vorhanden.

2.3.2 *Endoprothetische Versorgung*

Eine Endoprothese (endo = griechisch für innen, Prothese = griechisch für künstlicher Ersatz eines Körperteils) beschreibt den Ersatz eines Gelenkes im Körper (Winter, 2009). Eine Totalendoprothese (TEP) beschreibt den kompletten Ersatz eines Gelenkes.

Entwicklung des Gelenkersatzes

Über die Idee des Gelenkersatzes ist erstmalig im Jahr 1885 von Thermistocles Gluck vor der Berliner Medizinischen Gesellschaft vorgetragen worden. Erste Ergebnisse folgten von ihm dann im Jahr 1891 (Wessinghage, 2000; Winter, 2009). Von mehreren ersetzen Gelenken war, bedingt durch den zu der Zeit vorherrschenden hygienischen Zustand sowie dem Ausbruch der Tuberkulose, ausschließlich der Ersatz von zwei Kniegelenken, einem Hand- und einem Fußgelenk dauerhaft erfolgreich (Wessinghage, 2000). Anfang des 20. Jahrhunderts konnten weiterhin viele Erfahrungen

auf dem Gebiet der Gelenkersatzoperationen von u.a. Erich Lexer, Ernest William Hey-Groves und Marius Nygaard Smith-Petersen beschrieben werden.

Der Ersatz des ersten totalendoprothetischen Hüftgelenks aus Metall wurde noch vor dem 2. Weltkrieg von Philip Wiles an sechs Hüftgelenken mit gutem Erfolg erprobt (Wessinghage, 2000; Winter, 2009). In den Folgejahren wurden auf dem Gebiet der Gelenkersatzimplantation erfolgreich geforscht. „Trotz vereinzelter Erfolge gelang es aber erst dem britischen Orthopäden John Charnley, ein totales Hüftgelenkersatzsystem zu entwickeln, das gute funktionelle und zuverlässig wiederholbare Ergebnisse erbrachte“ (Siebenrock, 2008, S. 159). Die damals von Charnley entwickelten Materialien als auch Fixationsmethoden bilden bis heute die Grundlage und stellen ein wichtiges System in der Endoprothetik dar (Siebenrock, 2008). Ein weiterer deutlicher Fortschritt konnte ebenfalls durch die von John Charnley 1964 beschriebene Reinraumtechnik bezogen auf keimfreie Operationssäle und die damit einhergehende Senkung der Infektionsrate um 7% erzielt werden, was besonders für die Endoprothesenimplantation von großer Bedeutung ist (Wessinghage, 2000). Besonders in den letzten 50 Jahren ist auf dem Gebiet des Gelenkersatzes weiter geforscht worden. Deutlich wird dieses anhand der hohen Fallzahlen bei den Gelenkersatzoperationen (vgl. Kapitel 2.3.1.).

Der Einsatz einer Endoprothese sollte dann erfolgen, wenn konservative Therapiemaßnahmen (z.B. medikamentöse Behandlung oder Krankengymnastik) erfolglos bleiben und der Mensch sich in seiner Lebensqualität massiv eingeschränkt fühlt (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Winter, 2009). Mittlerweile hat es sich dahingehend entwickelt, dass unterschiedliche Prothesenarten aus verschiedenen Materialien zum Einsatz kommen (Schönle, Hess, & Rödig, 2008). „Die Implantation eines Kunstgelenkes ist eine segensreiche Erfindung, welche nicht nur zu einer deutlichen Verbesserung der Lebensqualität, sondern auch über das erhöhte Aktivitätsniveau zu einer Lebensverlängerung führt“ (Schönle et al., 2004, S. 1667). So trägt beispielsweise die Hüfttotalendoprothese zur Schmerzreduktion und Funktionsverbesserung bei (Vogt et al., 2004).

Zur Bezeichnung eines Gelenkersatzes werden verschiedene Begriffe verwendet. Endoprothese, künstliches Gelenk und Arthroplastik bezeichnen z.B. einen Gelenkersatz (Wessinghage, 2000). In dieser Arbeit werden die Begriffe Prothese und Endoprothese synonym verwendet. Der Einfachheit halber wird überwiegend die Kurzform *TEP* verwendet.

2.3.3 Hüft - TEP

„Das künstliche Hüftgelenk stellt einen der bedeutendsten medizinischen Fortschritte des vergangenen Jahrhunderts dar“ (Winter, 2009, S. 1667). Die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks stellt eine der zehn häufigsten Operationen in Deutschland dar (Winter, 2009).

Der Entfernung des Hüftkopfes und des Schenkelhalses bedarf es, um die Hüfttotalendoprothese implantieren zu können (Winter, 2009). Dabei wird die künstliche Hüftpfanne im Beckenknochen entweder zementiert oder zementfrei eingebaut (Winter, 2009). Die Schaftprothese wird dann in den Oberschenkelknochen zementiert oder zementfrei implantiert (Winter, 2009). Der Prothesenschaft weist in der Regel am oberen Ende einen Konus auf. Auf diesen wird der künstliche Hüftkopf aufgesteckt, welcher sich in Größe und Material unterscheidet (Winter, 2009). Die Prothesenauswahl hat auch einen wichtigen Einfluss auf das Operationsergebnis: Wird eine zu kleine oder zu schmale Prothese verwendet, kann in der Operation keine ausreichend gute Verankerung erfolgen (Schönle et al., 2004). Bei zu groß gewählten Prothesen hingegen können Fissuren oder Frakturen während der Operation auftreten (Schönle et al., 2004).

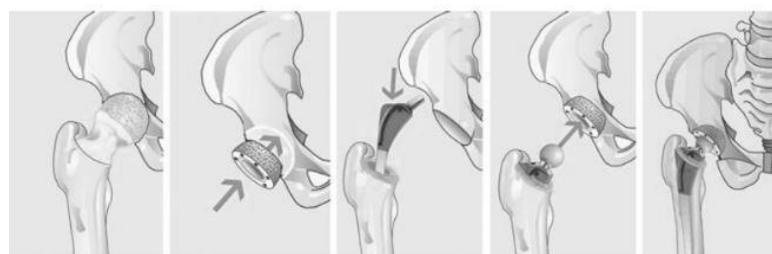


Abbildung 12: Implantation eines künstlichen Hüftgelenks aus Winter (2009)

Zementfreie Hüftprothesen:

Hierbei erfolgt die Fixierung des Schaftes im Oberschenkelknochen durch Einpres-
sen, -hämmern, -schlagen oder -drücken (Schönle et al., 2004). Die Pfanne kann
ebenfalls eingeschlagen oder eingeschraubt werden (Schönle et al., 2004). In der
Regel darf der Patient postoperativ das operierte Bein nicht vollbelasten. Unter Ein-
haltung der vorgegeben Teilbelastung (in der Regel 20kg) soll die Prothese in den
Knochen einwachsen (Schönle et al., 2004).

Teilzementierte Hüftprothesen:

In der Regel wird bei dieser Form der Prothese der Prothesenschaft einzementiert,
die Pfanne wird zementfrei verankert (Schönle et al., 2004).

Zementierte Hüftprothesen:

Mit Hilfe von Knochenzement werden sowohl der Prothesenschaft in der Knochen-
röhre des Oberschenkels als auch die Pfanne befestigt (Schönle et al., 2004). Posto-
perativ können die Patienten bei dieser Prothesenform direkt vollbelasten.



Abbildung 13: Beispielhafte Darstellung einer Hüft-TEP (Kittlas, 2020)

Vor- und Nachteile zementierter und zementfreier Prothesen:

In skandinavischen Ländern und Großbritannien haben die zementierten Totalen-
doprothesen einen großen Stellenwert unabhängig vom Alter des Patienten (Win-
ter, 2009). In Deutschland und in benachbarten deutschsprachigen Ländern werden
zementierte Prothesen nur bei älteren Personen eingesetzt. Für jüngere Patienten
stellt die zementfreie Verankerungstechnik eine gute Option dar (Winter, 2009).
Eine zementierte Prothese kann sofort belastet werden, ohne evtl. weiter einzusin-

ken, was vorteilhaft für ältere Personen ist. Bei zementfreien Prothesen kann eine einfachere Revision der Prothese erfolgen, was bei zementierten Prothesen aufgrund des Knochenzements und deren Entfernung bei einer erneuten Operation nicht der Fall ist. Eine Revision ist sehr aufwendig, knochenschädigend und daher nicht einfach (Schönle et al., 2004; Winter, 2009). Weiterer Vorteil zementfreier Prothesen liegt im direkten Kontakt zwischen dem Implantat und dem Knochen und der besseren Verträglichkeit des Materials (Schönle et al., 2004). Nachteil der zementfreien Prothese ist jedoch, dass Kräfte unregelmäßiger von der Prothese auf den Knochen übertragen werden (Schönle et al., 2004). Nachteilig können sich bei zementierten Prothesen der Knochenzement und dessen kleinste Partikel auswirken, die unverträglich sind und in die Blutbahn gelangen können. Weiterhin kann es beim Einfüllen des heißen Zements zu Knochenschädigungen kommen (Schönle et al., 2004).

Materialien, Design und Gleitpaarungen von Hüftendoprothesen:

Auf diese Thematik soll in dieser Arbeit nicht weiter eingegangen werden, da dieses den Umfang der Arbeit deutlich überschreiten würde. Dieser Themenkomplex ist nicht Teil der Arbeit und wird daher nicht weiter behandelt.

2.3.4 *Knie - TEP*

„Bei der Kniegelenksendoprothetik handelt es sich um den künstlichen Oberflächenersatz einzelner Gelenkanteile oder des gesamten Gelenkes mittels Metall- und/oder Kunststoffimplantaten infolge degenerativer bzw. altersbedingter Prozesse“ (Thermann, Springer, & Driessen, 2003, S. 78). Kinzl, Gebhard und Keppler (2004) beschreiben, dass in den letzten 15 Jahren, ausgehend vom Erscheinungsdatum der Quelle 2004, das Kniegelenk einen deutlichen Entwicklungsfortschritt im Vergleich zur Hüftendoprothetik erzielt hat. Es kann davon ausgegangen werden, dass weltweit mehr als 500.000 Knieendoprothesen jährlich, Tendenz steigend, eingesetzt werden (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Kinzl et al., 2004). Nach dem hkk Gesundheitsreport (2013) wurden zwischen Januar und Juni 2012 90% aller Knie-Endoprothesen-Patienten wegen einer Arthrose des Kniegelenks operiert. Kniegelenksendoprothesen werden in unikompartimentelle bzw. unikondyläre und

bi- bzw. trikompartimentelle /-kondyläre Endoprothesen unterschieden (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Thermann et al., 2003).



Abbildung 14: links unikondyläre Endoprothese; rechts Totalendoprothese
(Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen, 2018)

Unikompartimentelle bzw. unikondyläre Knie-TEP:

Bei dieser Form der Endoprothese wird nur ein Teil des Kniegelenks ersetzt, entweder das mediale oder das laterale Kompartiment (Innen- oder die Außenseite des Kniegelenks) (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Schönle et al., 2004). Verwendung findet die unikondyläre Knie-TEP oftmals bei einseitigen Gonarthrosen bedingt durch eine Achsenfehlstellung des Beins (Schönle et al., 2004). Vorteil dieser Variante besteht zum einen in dem Erhalt der Kreuzbänder. Die Kniestabilität ist somit eher gegeben (Schönle et al., 2004). Zum anderen kann jederzeit ein Ersatz mit einer bikondylären Knie-TEP erfolgen (Schönle et al., 2004). Da bei der unikondylären Knie-TEP nur der Ersatz eines Teilgelenks erfolgt, zählt diese zu den Teilprothesen und dürfte offiziell nicht als Totalendoprothese (TEP) bezeichnet werden. In der Literatur findet dieses jedoch oftmals keine Berücksichtigung. Die unikondyläre Prothese wird oftmals auch als Schlittenprothese tituliert. Weitere Vorteile der unikondylären Knieendoprothesen bestehen postoperativ in einem größeren Bewegungs- umfang einhergehend mit einem verringerten Morbiditätsrisiko (Schönle et al., 2004). Aufgrund des minimalinvasiven Zugangs kann die Operation als schonender angesehen werden, was oftmals zu einer kürzeren Krankenhausaufenthaltsdauer führt (Schönle et al., 2004). Die Rehabilitation der unikondylären Endoprothese hingegen gestaltet sich oftmals aufgrund einer Reizung des nicht operierten Teils des Gelenks als etwas langwieriger.

Bi- bzw. trikompartimentelle/-kondyläre Knie-TEP:

Bei der bikondylären Knie-TEP werden beide femorotibialen Kompartimente bzw. die Rückseite der Patella ersetzt (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003). Hierbei werden zwei Arten unterschieden: die ungekoppelte Prothese ohne Achse und die gekoppelte Prothese mit Achse (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Schöngle et al., 2004). Bei der ungekoppelten Prothese werden in den Ober- und Unterschenkelköchchen Prothesenteile implantiert. Diese haben keine feste Verbindung untereinander, sondern werden ausschließlich über die erhaltenen Bänder des Kniegelenks positioniert (Schöngle et al., 2004). Die ungekoppelten bikondylären Prothesen werden am häufigsten implantiert (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003). Vorteil gegenüber einer gekoppelten Prothese ist die postoperativ bessere Beweglichkeit (Schöngle et al., 2004). Voraussetzung hierfür ist jedoch ein intakter und fester lateraler Bandapparat, der zur Kniestabilität beiträgt (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Schöngle et al., 2004). Abhängig von der Prothesenform wird bei der Operation versucht, eines oder beide Kreuzbänder zu erhalten. Die Prothesenform sollte der spiralförmigen Geometrie der Femurkondylen angepasst werden (Schöngle et al., 2004). Bei einer einfachen femoralen Prothesenform kann ein zu großer Radius postoperativ eine reduzierte Beugung bewirken. Ein zu klein gewählter Radius hingegen kann bedingt durch die Reduzierung der Kontaktflächen zur Kniestabilität in der Extension führen (Schöngle et al., 2004). Die richtige Bandspannung, sowohl in der Flexion als auch Extension, ist ausschlaggebend für das Ergebnis der Implantation (Schöngle et al., 2004). Diese sollte möglichst symmetrisch und physiologisch erfolgen, damit der Lauf des Gelenks ermöglicht wird und keine Kniestabilitäten auftreten (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003). Eine zu feste oder eine zu lockere Bandführung kann u.a. eine Lockerung der Prothese herbeiführen (Schöngle et al., 2004).

Eine gekoppelte Prothese mit Achse wird bei schlechter Bandführung, größeren Achsenabweichungen oder größeren Knochendefekten verwendet (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Schöngle et al., 2004). Die seitliche Stabilität, die dem Gelenk dadurch gegeben wird, ist ein Vorteil dieser Endoprothese. Gangunsicherheiten bedingt durch Gelenkinstabilitäten wird somit vorgebeugt (Schöngle et al., 2004). Von den in 2013 durchgeführten 143.024 Knieersteingriffen waren 84 % der Eingriffe ein bikondylärer Ersatz (Bleß & Kip, 2017).

Hinsichtlich der Verankerungstechniken wird bei den verschiedenen Knieendoprothesen noch zwischen zementierten, zementfreien und Hybridmodellen unterschieden (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003). Die zementierten Knie-TEPs bilden den Standard, hierbei wird sowohl das Ober- als auch Unterteil des künstlichen Kniegelenks mittels Knochenzement mit dem Knochen verbunden. Bei zementfreien Gelenken soll eine spezielle Oberflächenbeschichtung einen stabilen Kontakt zwischen Metall und Knochen herstellen (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003). Vorteile gegenüber den zementierten Prothesen liegen nicht vor. Die zementfreien tibialen Komponenten weisen sogar eine höhere Lockerungsrate auf. Bei den Hybridmodellen ist die Tibia zementiert und der Femur zementfrei (Agneskirchner & Lobenhoffer, 2003; Schöngle et al., 2004). Bei jüngeren Menschen erfolgt eine Lockerung deutlich häufiger als bei Patienten über 65 Jahren (Schöngle et al., 2004). Unabhängig von der Methode sind kaum Unterschiede in der Haltbarkeit der Endoprothese zu verzeichnen (Schöngle et al., 2004).

Materialien, Design und Gleitpaarungen von Knieendoprothesen:

Dieser Themenbereich ist wegen seiner Komplexität und seines großen Umfangs nicht Teil dieser Arbeit und wird daher nicht weiter behandelt.

Forschung in der Knieendoprothetik:

Im Bereich der CT-basierten Navigationssysteme wird weiterhin geforscht, wie durch deren Hilfe eine exaktere Positionierung der Kniegelenkendoprothese erbracht werden kann (Haaker, 2016). Diese Navigationssysteme sind zwar schon seit geraumer Zeit im Einsatz, nachweisliche klinische Verbesserungen konnten jedoch bisher noch nicht erzielt werden, sodass sie in der Entwicklung teilweise wieder in Vergessenheit gerieten (Haaker, 2016). Die neueste Entwicklung in der Kniegelenkendoprothetik zeigt für jeden Patienten individuell angepasste Implantatsysteme, welche an die individuelle Anatomie und Pathologie des Kniegelenks mittels CT-basierter Daten angepasst sind und zur Wiederherstellung der optimalen Kniegelenkskinematik beitragen (Steinert et al., 2016; Steinert, Sefrin, Hoberg, Arnholdt, & Rudert, 2015). Hierbei wird das künstliche Gelenk an die Anatomie des zu operierenden Gelenks angepasst und nicht umgekehrt, was sich vorteilhaft auf die intrain-

dividuelle Variabilität der Kniegelenksanatomie auswirkt (Steinert et al., 2015; Steinert et al., 2016).

Es kann davon ausgegangen werden, dass sich diese Operationstechnik ebenfalls auf den Rehabilitationsprozess auswirken wird. Dafür sind jedoch wissenschaftliche Langzeituntersuchungen notwendig.

2.3.5 *Vor- und Nachteile verschiedener Operationstechniken*

Nach der Literatur zu urteilen, scheinen verschiedene Operationstechniken einen Einfluss sowohl auf das Operations- als auch auf die Rehabilitationsergebnisse zu haben. Nachfolgend werden kurz die Vor- als auch Nachteile von minimalinvasiven Operationstechniken gegenüber der Standardvorgehensweise erläutert. Eine Unterteilung innerhalb der minimalinvasiven Operationstechniken wird an dieser Stelle nicht vorgenommen.

Minimalinvasive Verfahren und Zugangswege wurden entwickelt, um möglichst wenig Weichteiltrauma zu erzeugen und damit einhergehend die Rehabilitation des Patienten zu beschleunigen (Rittmeister, König, Eysel, & Kerschbaumer, 2004). Minimalinvasive Zugänge waren zunächst nur für den Einsatz von Schlittenprothesen vorgesehen (Rittmeister et al., 2004). Mittlerweile können jedoch über diesen Zugang auch Vollprothesen implantiert werden. Minimalinvasive Eingriffe bei Hüft-TEP Implantationen werden unmittelbar mit einer schnelleren und verbesserten Rehabilitation in Verbindung gebracht (Pospischill, Kranzl, Attwenger, & Knahr, 2010). Nach Kinzl et al. (2004) scheint der Erfolg und das Ergebnis einer Gelenkersatzoperation neben der Patientenauswahl auch von der Operationstechnik und von der postoperativen Nachbehandlung abhängig zu sein (Kinzl et al., 2004). Rittmeister et al. (2004) beschreiben, dass Patienten nach Implantation eines Hüftgelenks mittels einer minimalinvasiven Operationsmethode „[...] über das Gefühl, körperlich kaum verletzt worden zu sein“ berichten (S.1232). Der positive postoperative Gemütszustand als auch die verringerte Schmerzmedikation stehen wahrscheinlich in Verbindung mit einer beschleunigten Rehabilitation und sprechen für die Durchführung der Implantation einer Totalendoprothese über den minimalinvasiven Zugang (Rittmeister et al., 2004). Neben der geringeren Weichteilverletzung, den geringen

ren muskulären Verletzungen, dem geringeren Blutverlust, den unmittelbar postoperativ geringeren Schmerzen ist ebenfalls die Verringerung der postoperativen Morbidität durch schnellere postoperative Mobilität als Vorzug der minimal-invasiven Operationsmethode anzusehen (Rittmeister et al., 2004; Sander, Layher, Babisch, & Roth, 2011). Auch Thermann et al. (2003) sind der Ansicht, dass die minimal-invasive Technik eine schnellere Rehabilitation aufgrund verringriger Morbidität und höherem Bewegungsausmaß bewirkt. Bei minimalinvasivem Zugang eines Kniegelenks erholen sich die Patienten 2-mal so schnell im Vergleich zur herkömmlichen Methode (Schönle et al., 2004). Minimalinvasive Implantationstechniken weisen nach Agneskirchner und Lobenhoffer (2003) offenbar zeitliche und ökonomische Vorteile bezüglich des Krankenhausaufenthalts und Rehabilitation auf.

Knahr und Pospischill (2008) konnten feststellen, dass die Vorteile der minimalinvasiven Operationen nur für die ersten Wochen postoperativ zutreffen. Nach 12 Wochen postoperativ scheint hingegen kein Unterschied zu Standardoperationen ersichtlich zu sein. Vorteile ausschließlich für die frühe Rehabilitationsphase nach minimalinvasiven Operationstechniken sehen auch Schenk, Theil, Drabiniok und Heisel (2010). Jedoch müssen Rittmeister et al. (2004) auch feststellen, dass minimalinvasive Hüftzugänge nicht für jeden Patienten und auch nicht für jeden Operateur geeignet sind. Nachteile dieser Zugangsart können nach Heisel (2012) bedingt durch den kleineren Hautschnitt in einer Implantatfehlpositionierung liegen. In einigen Fällen konnten auch eine zu varische Positionierung oder ein zu steiler Sitz der Hütpfanne beobachtete werden (Heisel, 2012). Im klinischen Bereich hat nach Roth (2012) die minimalinvasive Technik keine signifikanten Nachteile, aber auch keine überragenden Vorteile hinsichtlich der Standardoperationen. Gleicher können Reininga et al. (2010) nach einem systematischen Literaturreview feststellen.

Postoperative Auswirkung der minimalinvasiven Operationstechniken auf das Gangverhalten

Nach Roth (2012) sind in der Literatur widersprüchliche funktionelle Ergebnisse in den Arbeiten mit Resultaten zur Ganganalyse zu finden. Nach der Ansicht von Foucher, Hurwitz und Wimmer (2007) kann das Gangbild durch minimalinvasive Zugänge möglicherweise beeinflusst werden. Nach Knahr und Pospischill (2008) ist das

Ziel einer minimalinvasiven Operationstechnik u.a. eine rasche Normalisierung des Gangbildes und damit einhergehend eine beschleunigte Mobilisierung der Patienten mit verkürzter Rehabilitation. Thomas, Luente, Benecke, Busch und Grundei (2006) konnten zeigen, dass drei Monate postoperativ nach minimalinvasiver Implantation einer Hüft-TEP ein hüftstables Gangbild ohne Trendelenburg- oder Duchenne-Zeichen vorlag. Während Leuchte, Riedl und Wohlrab (2009) zeigen konnten, dass die körperliche Funktionsfähigkeit bei einer minimalinvasiven Operationstechnik nach sechs Wochen postoperativ höher eingeschätzt wird und eine schnellere Wiederherstellung der Gangsymmetrie hinsichtlich der Stützeiten, der Lastübernahme wie auch der Einbeinstandphase und der mechanischen Belastung erfolgt, konnten Sander et al. (2011) fünf Wochen postoperativ keine funktionellen Vorteile von minimalinvasiven Zugängen gegenüber der Standardtechnik in der Ganganalyse finden. Bezugnehmend auf verschiedenste Gangparameter konnten Pospischill et al. (2010) in ihrer Studie hingegen keine signifikanten Unterschiede bezüglich einer minimalinvasiven Operationsmethode hinsichtlich der Standardvorgehensweise über die transglutäale Muskulatur sowohl zehn Tage als auch zwölf Wochen postoperativ feststellen. Der Bewegungsumfang im Hüftgelenk bei minimalinvasiver Herangehensweise war geringfügig reduziert im Vergleich zur herkömmlichen Operationsmethode, wobei hier kein signifikanter Unterschied zu erkennen war.

Definition minimal-invasiver Zugang / Operationstechnik

Nach Knahr und Pospischill (2008) liegen unterschiedliche Definitionen bezüglich der minimalinvasiven Zugänge vor. Im angloamerikanischen Raum wird eine minimalinvasive Operationstechnik über die Länge der Hautinzision definiert. Im Gegensatz dazu wird im deutschsprachigen Raum ein minimalinvasiver Zugang über einen muskelschonenden Zugang definiert.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass nach Sichtung der Literatur unterschiedliche Ansichten bzgl. minimalinvasiver Zugänge und Operationstechniken sowie deren Vor- und Nachteile vorliegen. Besonders mit Fokus auf das postoperative Gangverhalten können keine einheitlichen Ergebnisse aufgezeigt werden.

Mit dem Zitat von John Carnley wird an dieser Stelle auf das nächste Kapitel verwiesen.

*„Die Implantation eines Kunstgelenkes ist nicht das Ende,
sondern der Anfang einer Krankheit.“ (John Carnley)
(Kinzl et al., 2004)*

2.4 Rehabilitation

Der Begriff *Rehabilitation* wurde erst zur Wende des 20. Jahrhunderts mit der Medizin, besonders mit der Orthopädie in Verbindung gebracht (Augusrzky, Reichert, & Scheuer, 2011). Die medizinische Rehabilitation stellt eine wichtige Säule des Gesundheitswesens dar (Augusrzky et al., 2011). Der Aufenthalt in einer Rehabilitationseinrichtung ist nach einer operativen Versorgung eines Gelenks eine wichtige Maßnahme zur Wiedereingliederung in den Alltag und zur Wiederherstellung alltäglicher Bewegungen (Robert Koch-Institut, 2015).

Das Robert-Koch-Institut (2015) definiert eine Rehabilitation wie folgt:

Rehabilitation als Aufgabe der deutschen Sozialleistungsträger schließt alle Maßnahmen ein, die darauf ausgerichtet sind, eine drohende Beeinträchtigung der Teilhabe abzuwenden beziehungsweise eine bereits eingetretene Beeinträchtigung zu beseitigen, zu vermindern oder deren Verschlimmerung zu verhüten. Ziel ist die selbstbestimmte und möglichst dauerhafte Teilhabe am Leben in der Gesellschaft (S.319).

Augusrzky et al. (2011) definieren eine Rehabilitation folgendermaßen: „[...] die medizinische Rehabilitation, die die Aufgabe hat, den Folgen von Krankheit in der Form von Fähigkeitsstörungen [...] vorzubeugen, sie zu beseitigen oder zu bessern oder deren wesentliche Verschlechterung abzuwenden“, dabei wird ein ganzheitlicher Ansatz verfolgt und sich am individuellen Bedarf orientiert (S.12). Kladny (2015) vertritt eine moderne Definition von Rehabilitation und beschreibt diese „[...] als Management von Krankheits- und Verletzungsfolgen mit dem Ziel der Wiederherstellung von Körperfunktionen, Aktivitäten und der Teilhabe [...]“ (S.103). Mit

Teilhabe ist die soziale Teilhabe am Leben gemeint sowie die Erwerbstätigkeit und Selbstversorgungsfähigkeit (Kladny, 2015).

2.4.1 *Verweildauer in Rehabilitationseinrichtungen*

Die Verweildauer in einer Rehabilitationseinrichtung hängt von der Indikation ab. Das Robert Koch-Institut (2015) stellt fest, dass sich die Verweildauer seit 2001 kaum geändert hat. Rehabilitandinnen und Rehabilitanden verbrachten durchschnittlich 25,3 Tage in einer medizinischen Rehabilitationseinrichtung. Augusrzky et al. (2011) können eine gegenteilige Entwicklung feststellen: „Die Verweildauer in Reha- und Vorsorgeeinrichtungen sank im Jahr 1996 auf 1997 um 10%, von 30,2 auf 27,3 Tage“ (S.41). Bis 2009 erfolgte dann ein Rückgang der durchschnittlichen Verweildauer auf 25,5 Tage, das entspricht 6,5%. Die Bereiche der Psychosomatik, der Neurologie, der Orthopädie als auch der Sucht verzeichnen von 1996 bis 2009 den größten Rückgang in der Verweildauer (Augusrzky et al., 2011). Augusrzky et al. (2011) beschreiben einen Negativ-Trend und gehen davon aus, dass die durchschnittliche Verweildauer in Rehabilitationseinrichtungen bis zum Jahr 2020 auf unter 24 Tage sinken wird. Hendrich et al. (2013) konnten in Ihrer Studie eine Rehabilitationsdauer von $18,9 \pm 3,0$ Tage bei Hüft-TEP-Patienten und $17,5 \pm 2,5$ Tage bei Knie-TEP-Patienten verzeichnen. Nach der Schätzung von Augusrzky et al. (2011) verbleiben dem Patienten immer weniger Tage zur Genesung. Eine gleiche Entwicklung konnte auch beim Gesamtbehandlungsprozess beobachtet werden. „Die durchschnittliche Verweildauer des Gesamtbehandlungsprozesses ist trotz Verlängerung der Übergangszeit bei Hüft -TEP-Patienten von 44,6 auf 39,3 Tage [...] gesunken“ (Augusrzky et al., 2011, S. 62). Der Zustand der Patienten weist eine Verschlechterung bei der Aufnahme in der Rehabilitation auf (Augusrzky et al., 2011). Dieser Umstand könnte im Zusammenhang mit der Krankenhausverweildauer stehen, denn diese ist nach Hüft-TEP-Implantation von 19,5 Tage auf 16,2 Tage im Jahr 2003 gesunken. Bei Knie-TEP-Implantation ist Ähnliches beobachtet worden, von 18,0 auf 14,1 Tage hat sich die Verweildauer im Krankenhaus verringert (Hendrich et al., 2013). Tuncel, Simon und Peters (2015) beschreiben sogar die Entwicklung hin zur „[...] blutigen Entlassung“ (S.471). Die verkürzten Aufenthalte in den Akuthäusern nach einer Operation müssen dann in der Rehabilitation kompensiert wer-

den. Der Hintergrund scheint im steigenden Kostendruck begründet zu sein (Hendrich et al., 2013; Tuncel et al., 2015).

2.4.2 *Die Zukunft der Rehabilitation*

Besonders mit Fokus auf die alternde Bevölkerung, den Wandel des Krankheitsspektrums und einer sich ändernden Arbeitswelt wird das Rehabilitationssystem in Deutschland vor große Herausforderungen gestellt. Wachsende Patientenzahlen im höheren Erwerbsalter sowie im höheren und hohen Lebensalter, zunehmende Multimorbidität und die zunehmende Bedeutung der rehabilitativen Versorgung gehören zukünftig zu den zentralen Elementen des Rehabilitationssystems (Robert Koch-Institut, 2015). Auch Augusrzky et al. (2011) beschreiben, dass die Bedeutung der Rehabilitation aufgrund der demografischen Entwicklung sowie der längeren Lebensarbeitszeit zunehmen wird. „Bedingt durch eine deutlich gesteigerte Lebenserwartung, sowie aufgrund eines stetig wachsenden finanziellen Druckes im Gesundheitssystem, steigt die Bedeutung einer qualitativ hochwertigen Rehabilitation ständig“ (Aliyev, 2010, S. 1163).

2.4.3 *Anschlussrehabilitation und orthopädische Rehabilitation*

Die Anschlussrehabilitation (AR), auch Anschlussheilbehandlung (AHB) genannt, stellt eine besondere Form der Rehabilitation dar. „Mit dem Begriff Anschlussrehabilitation wird ein besonderes Verfahren der Renten- und Krankenversicherung zur Einleitung und Durchführung von ambulanten und/oder stationären Leistungen zur medizinischen Rehabilitation im Anschluss an einen Krankenhausaufenthalt gekennzeichnet“ (Augusrzky et al., 2011, S. 15). In der AR wird der organisatorische Rahmen geschaffen, dass nach Beendigung des Krankenaufenthaltes, unmittelbar und ohne große Verzögerung der Beginn der Rehabilitation erfolgen kann (Augusrzky et al., 2011). „Die wichtigsten Diagnosen bei Inanspruchnahme einer medizinischen Rehabilitation waren bei Frauen und Männern Krankheiten des Muskel-Skelett-Systems und des Bindegewebes“ (Robert Koch-Institut, 2015, S. 320). „Im Krankheitsspektrum für stationäre Rehabilitationsleistungen der Deutschen Rentenversicherung liegen Erkrankungen und Verletzungen aus dem muskuloskeletalen Bereich mit 36% im Jahr 2012 an erster Stelle“ (Kladny, 2015, S. 106). Nach

Schönle et al. (2004) ist besonders nach Operationen des Bewegungsapparates eine intensive AR sinnvoll. Durch diese können u.a. Gelenk- und Muskelkontraktionen gebessert, Instabilitäten kompensiert oder Muskelschwund entgegengewirkt werden. Weiterhin kann eine Verbesserung von Koordinationsstörungen und neurologischen Defiziten hervorgerufen und motorische Fehlfunktionen, Imbalancen oder Fehlstatiken gebessert werden (Schönle et al., 2004).

Kladny (2007) zufolge sind in einem multimodalen klinischen Setting einer orthopädischen Rehabilitationseinrichtung eine Vielzahl von verschiedenen Therapieformen integriert. In der Regel umfassen diese folgende Aspekte: Krankengymnastik (einzelnen als auch in der Gruppe), Krankengymnastik im Bewegungsbau (einzelnen als auch in der Gruppe), medizinische Trainingstherapie, Sequenztraining, Ergometertraining, Elektrotherapie, Thermotherapie, manuelle Lymphdrainage, Ergotherapie, Ernährungsberatung, medikamentöse Therapie und verschiedenste Schulungen.

In der Rehabilitation nach der Implantation von Hüft- und Knie-Totalendoprothesen stellt die Bewegungstherapie einen Hauptfokus dar (Hendrich et al., 2013). Die Bewegungstherapie macht mit 90% den größten Anteil der Therapie bei Hüft- und Knie-TEP-Patienten aus. Bei allgemeinen orthopädischen Rehabilitationen beträgt der Anteil der Bewegungstherapie ca. 72% (Hendrich et al., 2013). Gemittelt über alle Indikationen erreicht der Anteil der Bewegungstherapie in der medizinischen Rehabilitation ca. 60% (Hendrich et al., 2013).

2.4.4 Ziele in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz

Indikationsabhängig werden in einer Rehabilitation unterschiedliche Ziele verfolgt. Nachfolgend findet sich eine Auflistung der Ziele, die in der orthopädischen Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks verfolgt werden. Nach Schönle et al. (2004) besteht „[...] das Ziel einer effektiven Rehabilitation in der schnellstmöglichen Wiederherstellung der Funktions- und Leistungsfähigkeit eines Patienten verbunden mit einem hohen Maß an Sicherheit“ (S.3). Schmidt (2016) beschreibt, dass das übergeordnete Ziel aller Maßnahmen ist, dass der Patient die hinzugewonnenen Jahre bei möglichst guter Gesundheit verbringen kann. Das Kernziel der Rehabilitation liegt nach Rupp und Wydra (2012) in der Behebung der Defizite der motorischen Fähigkeiten. Nach Bochdansky, Laube und Böckelber-

ger (2008) sollte das therapeutische Ziel nach einer Gelenksoperation zuerst darin bestehen, die strukturellen Defizite und somit auch die Beweglichkeit wiederherzustellen. Parallel dazu sollte jedoch die Bewegungskontrolle nicht nur in der konzentrischen, sondern auch in der exzentrischen Muskelaktivität wieder erlernt werden.

Insbesondere in den ersten Wochen nach Implantation zielen die rehabilitativen Maßnahmen, neben Wiedererlernen von Alltagsaktivitäten und Mobilität, zunächst vorrangig auf die Verbesserung koordinativer und stabilisierender Fähigkeiten des betroffenen Gelenks sowie auf die Erhöhung der gelenkumgreifenden Muskelkraft ab, um eine möglichst hohe muskuläre Sicherung zu erreichen (Cassel, Brecht, Günther, & Mayer, 2017, S. 39).

Nach Aliyev (2010) besteht das Ziel nach Hüft-TEP darin, eine Schmerzreduktion und die daraus resultierende mögliche Verbesserung der Mobilität, sowie die Wiederherstellung der Funktionalität des Gelenks zu erreichen. Der Muskelaufbau, insbesondere der Aufbau der Glutealmuskulatur, sollte nach Wimmer, Majewski, Pagenstert, Valderrabana und Nowakowski (2012) ein vordergründiges Ziel darstellen. Nach Pfeil (2014) liegen die Ziele u.a. vor allem in der Wiederherstellung bzw. Verbesserung der Funktionalität des betroffenen Hüft- oder Kniegelenks sowie der Wiederherstellung der Gesamtmobilität, die zu einer Verbesserung der körperlichen Belastbarkeit im Alltag und Beruf führt.

Rehabilitationsziele bei jüngeren Patienten

Die Verbesserung der körperlichen Belastbarkeit in Alltag und Beruf ist nach Aliyev (2010) ein wesentliches Ziel bei jüngeren Patienten. Kladny (2007) berichtet, dass jüngere Patienten zwar anspruchsvollere Rehabilitationsziele und höhere Erwartungen an das neue Gelenk haben, aber die medizinische Rehabilitation unterscheidet sich nicht zu der von älteren Patienten. Eine größere Bedeutung bei jüngeren Patienten hat dagegen die berufliche Rehabilitation (Kladny, 2007).

Rehabilitationsziele bei älteren Patienten

Eine unterschiedliche Zielsetzung liegt jedoch bei älteren Patienten vor. Ziel der Rehabilitation nach Kniegelenkersatz besteht dann darin, die Selbstständigkeit wieder zu erhöhen, damit eine Entlassung in die gewohnte häusliche Umgebung möglich ist (Schönle et al., 2004). Nach Bork (2017) stellt bei älteren Patienten der Erhalt der Alltagskompetenz ein erstrbenswertes Ziel dar. Aliyev (2010) sieht dieses Ziel in der Vermeidung einer Pflegebedürftigkeit sowie der weitgehenden Unabhängigkeit von unterstützenden Gehhilfen. Für bestimmte alltägliche Bewegungen ist ein Mindestmaß an Beugefähigkeit notwendig, sodass die therapeutischen Ziele nach Knie-TEP neben der Wiederherstellung eines Bewegungsumfangs von 90° Flexion, eine schnelle Mobilisierung, Sicherung der Wundheilung, als auch die Sicherheit beim Gehen darstellen (Schönle et al., 2004). Nach Bork (2017) ist die Bewegungstherapie ein zentraler Faktor in der Rehabilitation älterer Patienten nach Gelenkersatz. Eine Kombination aus Kraft-, Ausdauer und Koordinationstraining sowie Übungen zur Verbesserung der Beweglichkeit sollten daher die Inhalte darstellen.

Rehabilitation älterer Menschen nach einem endoprothetischen Gelenkersatz bedeutet demzufolge, nicht allein dem medizinischen Paradigma der Akutheilung zu folgen, sondern aufgrund der Multimorbidität dieser Patienten die unterschiedlich gewichteten individuellen Probleme und die sich hieraus ergebenden therapeutischen Erfordernisse bei der Rehabilitation zu berücksichtigen (Bork, 2017, S. 69).

Zu hinterfragen bleibt, inwiefern eine unterschiedliche Zielsetzung zwischen jüngeren und älteren Patienten mit Hinblick auf die immer mobiler werdenden älteren Patienten sinnvoll erscheint. Eine genaue Abgrenzung zwischen jüngeren und älteren Patienten konnte in der Literatur nicht gefunden werden.

2.4.4.1 Therapieverfahren

Nachfolgend werden, ausgehend von der derzeitigen Literatur, die für die Rehabilitation nach Hüft- und Knie-TEP wichtigen Therapieverfahren sowie deren Inhalte vorgestellt.

Bewegungstherapie

In der Bewegungstherapie wird Bewegung gezielt, systematisch und therapeutisch genutzt (Weimann, 1994). Bewegungstherapie dient als Oberbegriff für alle Therapieformen, die auf einen gezielten und dosierten Einsatz von Bewegungsabläufen ausgerichtet sind. Tragendes Prinzip dieser Behandlung stellt die menschliche Bewegung dar und beinhaltet Krankengymnastik, Ergotherapie, Sporttherapie und andere Trainingsformen (Weimann, 1994).

Bewegungstherapie stellt einen wesentlichen, zentralen therapeutischen Faktor in der Behandlung nach Hüft- und Kniegelenkersatz dar und sollte aus Kraft-, Ausdauer- und Koordinationsübungen sowie Übungen, die zu einer Verbesserung der Beweglichkeit führen, bestehen (Bork, 2017). „Die bewegungstherapeutischen Inhalte und die Belastungsdosierung müssen sich am individuellen Heilungsverlauf sowie am Schmerzbild und der Funktion des betroffenen Gelenks orientieren“ (Bork, 2017, S. 74).

Physiotherapie

Die Physiotherapie stellt nach Rupp und Wydra (2012) die Basis der Therapie nach Gelenkersatzoperation dar. In der Physiotherapie sollen eine Mobilisation, ein sensomotorisches Training als auch eine Gangschulung erfolgen (Rupp & Wydra, 2012). Auch Bork (2017) sieht die Mobilisation als eine Hauptaufgabe der Physiotherapie nach Gelenkersatz an. Zusätzlich sollte in der Physiotherapie eine Aktivierung des Kreislaufes und eine Kräftigung atrophierter Muskulatur sowie die Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit und die Reduktion des Wundödems erfolgen (Bork, 2017). Im weiteren Behandlungsverlauf sollten in der Physiotherapie die Körperwahrnehmung und die koordinativen Fähigkeiten geschult sowie komplexe Bewegungsabläufe optimiert werden (Bork, 2017).

Medizinische Trainingstherapie(MTT)

„Die MTT wirkt komplex durch die Mobilisierung des gesamten Körpers“ (Felder, 1998, S. 27). Durch ein Krafttraining in der medizinischen Trainingstherapie kann die hüft- und kniegelenkumgebende Muskulatur gekräftigt werden (Bork, 2017). Dieses hat positive Auswirkungen auf „[...] die Gehfähigkeit und Ganggeschwindigkeit so-

wie die Möglichkeit Treppen zu steigen“ (Bork, 2017, S. 75). Bork (2017) empfiehlt ein gerätegestütztes Krafttraining ab der zweiten Woche postoperativ „[...] mit einer Intensität von maximal 30% der Maximalkraft [...]“ (Bork, 2017, S. 75). Bei entsprechender Gelenkbeweglichkeit kann ebenfalls ein Ergometertraining erfolgen (Bork, 2017).

Ergotherapie

Zu den Aufgaben der Ergotherapie zählen nach Bork (2017) neben der Hilfsmittelberatung und –versorgung auch ein Training der Alltagsaktivitäten sowie „[...] die Durchführung eines Funktionstraining zur Optimierung gestörter Bewegungsabläufe“ (S. 75). Felder (1998) beschreibt, dass das Ziel der Ergotherapie darin besteht, „[...] die größtmögliche Selbstständigkeit und Unabhängigkeit des Patienten im Alltags- und/oder Berufsleben“ zu erlangen (S.15). Arbeitsspezifische Abläufe werden für die berufliche Wiedereingliederung ebenfalls trainiert (Felder, 1998).

Therapieübergreifend sollte zur Senkung des Sturzrisikos besonders bei älteren Patienten ein sensomotorisches und koordinatives Training erfolgen (Bork, 2017). Nach Nicolakis und Kopf (2005) haben alle therapeutischen Maßnahmen das Ziel, Beeinträchtigungen im Gehen zu reduzieren. Hierbei muss nach Nicolakis und Kopf (2005) der Fokus auf den primären Defiziten liegen und nicht auf deren Kompensationsmechanismen.

Andere Therapien wie u.a. medikamentöse Behandlungen, Schmerz-, Kälte- oder Wärmetherapien und Massagen sowie Lymphdrainagen werden an dieser Stelle nicht weiter thematisiert.

Festzuhalten bleibt, dass in der Literatur eine Vielzahl von verschiedenen Zielen beschrieben wird, die nach Gelenkersatzoperationen erreicht werden sollten. Einheitliche Vorstellungen über die Therapie nach Hüft- oder Knie-TEP sind in der Literatur bisher jedoch nicht zu finden (Kurz, Gosenheimer, Schumann-Schmid, Steinmetz, & Schöllhorn, 2016). Betrachtet man die in der Literatur angegeben Zielstellungen der Therapie nach Hüft- und Knie-TEP, so wird deutlich, dass diese oftmals

zuerst auf eine Mobilisation des operierten Gelenks mit dem Ziel der Funktionswiederherstellung abzielen. Inwiefern eine Mobilisation ausreichend ist, den Zustand nach TEP in dem kurzen Zeitraum der Rehabilitation zu verbessern bzw. zu optimieren, bleibt zu diskutieren.

In der Literatur sind, mit Ausnahme der Studie von Rupp und Wydra (2012) und dem indikationsorientierten Trainingsprogramm zur Behandlung von zementfreien Hüft-TEPs von Felder (1998), für die Rehabilitation von Hüft- und Kniegelenkersatz in den Therapieverfahren keine expliziten Angaben hinsichtlich eines Gangtrainings oder Gangschulung zu finden. Nach Rupp und Wydra (2012) beinhaltet die Gangschule komplexe Therapiemaßnahmen, so werden „[...] die Grundfertigkeiten Koordination, Gleichgewichtsfähigkeit, Stabilisierung und Beweglichkeit zusammengeführt“ (S. 132). Nach Rupp und Wydra (2012) liegt der wöchentliche Umfang der Gangschule bei 3 x 30 Minuten. Felder (1998) empfiehlt für die Phasen I und II der Nachbehandlung eine Gangschulung, die von Physiotherapeuten durchgeführt wird. In der Phase I wird die Gangschulung mit Gehstützen durchgeführt, wobei die Hinkmechanismen beachtet werden sollten (Felder, 1998). In der Phase II steht nach Felder (1998) die Förderung des reaktiven Gehens im Vordergrund mit allen verfügbaren Techniken.

2.4.4.2 Gangtraining / Gangschulung

Allgemein sollte ein Gangtraining in der Rehabilitation dem Patienten dabei helfen, wieder optimal zu gehen. Hierbei kann eine Unterteilung in ein klassisches und ein differentielles Gangtraining erfolgen (Kurz et al., 2016). Meistens findet ein Gangtraining in Form einer Gruppenanwendung statt. In einzelnen Fällen auch in Form einer individuellen Therapie (Kurz et al., 2016). Das klassische Gangtraining basiert auf einer Bewegungsvorgabe durch den Therapeuten, die der Patient bestmöglich umsetzen soll. Es erfolgt somit eine Demonstration eines Ideals, welches durch häufige Wiederholungen, Rückmeldungen und Fehlerkorrekturen erlernt werden soll. Das differentielle Gangtraining ist jedoch durch keine Wiederholungen oder Fehlerkorrekturen, sondern vielmehr durch eine große Vielfalt an Bewegungsvariationen gekennzeichnet, sodass es zu einer situationsbedingten Anpassung kommt (Kurz et

al., 2016). Nach Kurz et al. (2016) ist keine dieser Gangtrainingsformen der anderen überlegen.

Die Rolle des Gangtrainings und der Gangschulung in der orthopädischen Rehabilitation

Nach dem Methodenbericht für Therapiestandards in der Rehabilitation nach Hüft- oder Knie-TEP der Deutsche Rentenversicherung Bund (DRV-Bund, 2010) wurden im Rahmen eines Projekts die wissenschaftlichen Belege für die Wirksamkeit der Therapien in der Rehabilitation bei Patienten mit Hüft- und Knie-TEP untersucht.

Basierend auf der Klassifikation therapeutischer Leistungen (KTL) der DRV-Bund (2010) werden in der Behandlung von Hüft- und Knie-TEP Patienten Leistungseinheiten zu Therapiemodulen zusammengefasst. In der Rehabilitation von Hüft- und Knieendoprothesen existieren demnach zwölf Therapiemodule. Die Behandlung nach Gelenkersatz setzt sich aus folgenden Therapiemodulen zusammen: Bewegungs-, Physio- und physikalische Therapie, Bewegungsschiene, Patientenschulung TEP, Ergotherapie bzw. Pflege, Gesundheitsbildung, Ernährungsschulung, Psychologische Beratung und Therapie, Sozial- und sozialrechtliche Beratung, Unterstützung bei der beruflichen Integration und Nachsorge (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010).

Basierend auf den Vorgaben der DRV-Bund werden nachfolgend kurz die Inhalte, der Bewegungs-, der Physio- als auch Ergotherapie erläutert, um den Stellenwert des Gangtrainings bzw. der Gangschulung in der Rehabilitation nach Hüft- und Knie-TEP zu verdeutlichen. Alle weiteren Therapiemodule werden nicht berücksichtigt, da das Gangtraining bzw. die Gangschulung diesen Therapiemodulen nicht zugeordnet ist.

DRV Bericht Bewegungstherapie

Dem DRV Bericht zur Bewegungstherapie zufolge konnte eine gute Evidenzlage hinsichtlich bewegungstherapeutischer Anwendungen bei Patienten nach Hüft-TEP festgehalten werden. Bei Knie-TEP-Patienten ist keine ausreichende Studienlage vorhanden, sodass an dieser Stelle keine Aussage hinsichtlich der Wirksamkeit ge-

troffen werden kann. Von den Patienten hingegen wird das bewegungstherapeutische Angebot als sehr bedeutsam wahrgenommen (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Die Therapiedauer liegt bei Hüft-TEP-Patienten bei ca. 3,5 Stunden, bei Knie-TEP-Patienten ist die Dauer mit 3,13 Stunden etwas geringer (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Experten empfehlen einen wöchentlichen Umfang der Bewegungstherapie von 2 bis mehr als 5 Stunden (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Eine Evidenz für die Wirksamkeit einer gerätegestützten Therapie nach Hüft-TEP liegt ebenfalls vor, wobei keine konkreten Empfehlungen hinsichtlich der Therapieform, -intensität oder -dauer gegeben werden können (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010).

Unter dem Begriff Bewegungstherapie werden nach der Deutsche Rentenversicherung Bund (2010) folgende Therapieformen zusammengefasst: Ausdauer-, Ergometer-, Geh- und Lauftraining sowie MTT und Bewegungsspiele. Zentrale Aussage des Methodenberichts der DRV-Bund (2010) ist, dass die Bewegungstherapie eine große Bedeutung für die Therapie hat, jedoch häufig auch von der Eigeninitiative der Patienten abhängig ist.

Aus dem Methodenbericht der Deutsche Rentenversicherung Bund (2010) werden als Reha-Therapiestandards für TEP folgende therapeutische Inhalte für die Bewegungstherapie abgeleitet:

ETM 01	Bewegungstherapie
Therapeutische Inhalte	Bewegungstherapeutische Leistungen mit den folgenden, in Abhängigkeit von den individuellen Voraussetzungen zu gewichtenden Zielen: 1) Anahnung, Übung und Training zur (Wieder-)Herstellung von physischen Funktionen, Belastbarkeit und Trainierbarkeit 2) Stärkung physischer Ressourcen/Funktionen (Kraft, Ausdauer, Koordination, Beweglichkeit) und Vermittlung von Aktivitäten (z.B. ADL, sport- und berufsbezogene Bewegungskompetenzen) 3) Stärkung psychischer und sozialer Ressourcen durch positive Bewegungserfahrungen, bewegungsbezogene Selbstwirksamkeitserfahrungen, Aufbau von Bewegungs- und Steuerungskompetenz zur Bindung an einen körperlich aktiven Lebensstil

Abbildung 15: Therapeutische Inhalte der Bewegungstherapie nach TEP
(Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010)

Zu den Leistungseinheiten der Bewegungstherapie zählen 98 verschiedene KTL-Ziffern, wobei ausschließlich eine Ziffer ein Geh- und Lauftraining umfasst (A021).

DRV Bericht Physiotherapie

Mangels geeigneter Studien kann für Hüft-TEP-Patienten keine Aussage hinsichtlich der Wirksamkeit von physiotherapeutischen Anwendungen getätigt werden (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Bei Knie-TEP Patienten lag eine gute Evidenz hinsichtlich der Wirksamkeit, bezogen auf die Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit, vor (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Für die Rehabilitanden stellt jedoch die Physiotherapie das zentrale Element in der Behandlung dar (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Die Therapiedauer liegt bei physiotherapeutischen Anwendungen bei ca. 4 Stunden / Woche (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Experten empfehlen eine Therapiedauer von 4-5 Stunden/ Woche (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010).

Aus dem Methodenbericht der DRV-Bund (2010) werden als Reha-Therapiestandards für TEP folgende therapeutische Inhalte für die Physiotherapie abgeleitet:

ETM 02 Einzelkrankengymnastik

Therapeutische Inhalte	Bewegungstherapeutische Leistungen mit den folgenden, in Abhängigkeit von den individuellen Voraussetzungen zu gewichtenden Zielen: 1) Anbahnung, Übung und Training zur (Wieder-)Herstellung von physischen Funktionen, Belastbarkeit und Trainierbarkeit darüber hinaus 2) Stärkung physischer Ressourcen/Funktionen (Kraft, Ausdauer, Koordination, Beweglichkeit) und Vermittlung von Aktivitäten (z.B. ADL, sport- und berufsbezogene Bewegungskompetenzen) 3) Stärkung psychischer und sozialer Ressourcen durch positive Bewegungserfahrungen, bewegungsbezogene Selbstwirksamkeitserfahrungen, Aufbau von Bewegungs- und Steuerungskompetenz zur Bindung an einen körperlich aktiven Lebensstil
-------------------------------	--

Abbildung 16: Therapeutische Inhalte der Einzelkrankengymnastik nach TEP

(Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010)

Zu den Leistungseinheiten der Einzelkrankengymnastik zählen 14 KTL-Ziffern. Keine der Ziffern enthält eine Gangschulung oder -training.

DRV Bericht Ergotherapie / Pflege

Entsprechend dieser Kategorie können dem Methodenbericht der DRV-Bund (2010) keine Aussagen hinsichtlich der Wirksamkeit weder bei Hüft- als auch Knie-TEP-Patienten getroffen werden, auch wenn nach Einschätzung der Patienten dieses Therapiemodul besonders für den Alltag nach der Rehabilitation geschätzt wird (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010). Die Therapiedauer liegt bei Hüft-TEP

bei 40 Minuten und bei Knie-TEP bei 47 Minuten / Woche. Experten empfehlen eine Therapiedauer von 2 Stunden / Woche (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010).

ETM 03 Alltagstraining

Therapeutische Inhalte	Gezieltes Training zur Verbesserung der Alltagsaktivitäten; Wiederherstellung/Verbesserung oder Erhalt der körperlichen Selbstversorgung oder der eigenständigen Lebensführung.
-------------------------------	---

Abbildung 17: Therapeutische Inhalte der Ergotherapie / Pflege bzw. des Alltagstrainings nach TEP (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010)

Im Bereich der Ergotherapie/ Pflege kann dem Methodenbericht der (Deutsche Rentenversicherung Bund, 2010) entnommen werden, dass 21 KTL Ziffern zu den Leistungseinheiten zählen, wobei sich eine Leistungsziffer (H101) explizit auf die Anleitung zur Mobilisierung, zu Geh- und Stehübungen bezieht. In allen weiteren Therapiemodulen kann kein Hinweis auf ein explizites Geh- /Gangtraining bzw. -schulung gefunden werden.

Wie im Kapitel 2.4.4.1 bereits beschrieben wird in der Literatur zur Therapie nach Hüft- und Knie-TEP ein Gangtraining / eine Gangschulung nicht explizit erwähnt. Bezogen auf den *DRV Bericht zur Bewegungs- / Physiotherapie sowie Ergotherapie / Pflege* scheint das Gangtraining bzw. die Gangschulung ebenfalls eine äußerst untergeordnete Rolle mit sehr geringem Stundenumfang in der Rehabilitation nach Hüft- oder Knie-TEP einzunehmen.

2.4.4.3 Gangauffälligkeiten und typische Schonhaltungen

Aufgrund jahrelanger Beschwerden und Schmerzen und durch „[...] das Einnehmen belastender Schon- und Gewohnheitshaltungen“ entstehen ausgeprägte Kraftdefizite und Dysbalancen in der Beinmuskulatur einhergehend mit eingeschränkter Beweglichkeit, bedingt durch Kontrakturen oder atrophierter Muskulatur (Merk & Horstmann, 2013, S. 17). In der Regel zeichnen sich folgende Schonhaltungen bzw. typische Bewegungsmuster ab:

Trendelenburg - Zeichen:

Das von Friedrich Trendelenburg 1895 beschriebene Trendelenburg-Zeichen (auch als Trendelenburg-Hinken bekannt) bezeichnet das Abkippen des Beckens auf der gesunden Seite (Adduktion im Hüftgelenk) und deutet somit auf eine verringerte Funktion der Adduktorenmuskulatur und somit auf eine Atrophie der gesunden Muskulatur hin (Beckers & Deckers, 1997; Felder, 1998; Marquardt et al., 2012; Vasudevan, Vaidyalingam, & Nair, 1997).

Duchenne -Zeichen:

Das Duchenne –Zeichen beschreibt eine Funktionsstörung, bei der es zu einer Verlagerung des Oberkörpers hin zur betroffenen Seite, der Standbeinseite, kommt (Beckers & Deckers, 1997; Felder, 1998; Hamacher, 2007; Marquardt et al., 2012). „Dies führt zu einer Verschiebung des Körpermassenpunktes in Richtung Standbein und damit zu einer Verringerung des Momentarms, mit dem die Körpermasse ein Adduktionsmoment am Hüftgelenk bewirkt“ (Hamacher, 2007, S. 240). „Die Gewichtsverlagerung über den Drehpunkt des Hüftgelenks auf die Standbeinseite reduziert die Gewichtskraft [...]“ (Marquardt et al., 2012, S. 41). Die Kraft der Adduktoren ist daher geringer im Vergleich zu einer aufrechten Körperhaltung. Eine Folge des Duchenne-Zeichens ist eine Lateralisierung der Krafteinwirkung, was wiederum zu einer Reduzierung der zur Verfügung stehenden Fläche der Kraftverteilung führt und somit eventuell zu Druckspitzen im Hüftgelenk führen kann. Dieses kann die Entwicklung oder das Fortschreiten einer Coxarthrose begünstigen (Hamacher, 2007).

Ein Vorteil besonders des Duchenne- Hinkens besteht in der Entlastung des Hüftgelenks. Es wird nur durch die Schwerkraft und nicht durch zusätzliche Muskelkräfte belastet (Schönle et al., 2004). Ein Nachteil dieses Hinkens und anderer Schmerzvermeidungs- sowie der individuellen Kompensationsstrategien ist die Veränderung der Gesamtstatik und die des Gangbildes. Aufgrund dessen können Beschwerden aufgrund von Mehrbelastungen in der Wirbelsäule oder im Kniegelenk oder auf der kontralateralen Seite entstehen (Schönle et al., 2004).

Beide Zeichen bzw. Schonhaltungen können auch in Kombination bei einem Patienten vorkommen und werden dann als Duchenne-Trendelenburg-Syndrom bezeichnet (Hüter-Becker & Dölken, 2005).

Die Funktionsüberprüfung zur Einschätzung eines Trendelenburg- oder Duchenne-Zeichens kann im Einbeinstand erfolgen. Dazu wird ein Bein mit Flexion im Knie- und Hüftgelenk angehoben. Kann in dieser Position das Becken annähernd stabil horizontal gehalten werden, sind beide Zeichen negativ. Ein positives Trendelenburg – Zeichen liegt vor, wenn das Becken auf der Gegenseite absinkt, das bedeutet eine Insuffizienz auf der Standseite. Wird zur Vermeidung des Beckensinkens eine Seitneigung des Oberkörpers vorgenommen, so liegt ein positives Duchenne-Zeichen vor (Felder, 1998; Hamacher, 2007; Marquardt et al., 2012).

„Sein linkes Bein zog er nach.

Er wußte, das geht nicht gut.“

(Bellermann, 2004)

2.4.5 Zustand und Defizite am Ende der Rehabilitation nach Gelenkersatz

Mit der Implantation einer Hüft- oder Knie-TEP wird die mechanische Voraussetzung für ein beschwerdefreies Gehen geschaffen (Horstmann, Heitkamp et al., 2001). Horstmann, Heitkamp et al. (2001) halten jedoch auch fest, dass sich nachweislich nach endoprothetischer Versorgung einige Parameter nicht normalisieren. „Die hüftumgreifende Muskulatur bei Männern und Frauen wies von präoperativ zu postoperativ für die Extensionsbewegung deutliche Kraftverbesserungen auf, dennoch verblieben zu gesunden Altersgruppen große Defizite“ (Horstmann, Heitkamp et al., 2001, S. 275).

Agostini et al. (2014) konnten drei Monate postoperativ eine verringerte Ganggeschwindigkeit sowie einen verringerten Bewegungsumfang bei Knie-TEP- Patienten dokumentieren. Die Geschwindigkeit konnte sich im Follow-Up den Normwerten anpassen. Der Bewegungsumfang blieb defizitär. Gleiches konnte bei Hüft-TEP- Patienten dokumentiert werden. Die Hüftextension war im Vergleich zur Kontrollgruppe eingeschränkt. Zwar konnte sich die Gelenkwinkelkurve über den Zeitraum

der Follow-Up-Messung verbessern, aber 12 Monate postoperativ war jedoch noch ein Defizit zu den Normwerten zu erkennen. Die EMG Analyse konnte zeigen, dass sich die Muskelaktivierung über den Zeitraum des Follow-Ups nicht normalisiert hatte (Agostini et al., 2014). Weiterhin wird auch beschrieben, dass einige Patienten auch nach mehreren Jahren postoperativ die normalen Werte nicht wiedererlangten (Agostini et al., 2014). Perron, Malouin, Moffet und McFadyen (2000) stellten fest, dass bei Hüft-TEP-Patienten 46,5 Wochen postoperativ Gangveränderungen und verbleibende Beeinträchtigungen im Hüftgelenk und den benachbarten Gelenken vorhanden waren. Ein halbes Jahr postoperativ konnten noch deutliche Kraftdefizite der Abduktoren und vor allem der Hüftextensoren dokumentiert werden (Horstmann, Heitkamp et al., 2001). Weiterhin bestanden ein halbes Jahr postoperativ deutliche Defizite in der Kraftausdauer. Das nach dieser Zeitspanne noch Defizite vorhanden sind, ist nach Horstmann, Heitkamp et al. (2001) als bedenklich einzustufen, da nach dieser Zeit in der Regel eine Rückkehr in den Berufsalltag erfolgt und therapeutische Maßnahmen weitgehend abgeschlossen sind. „Zu beachten sind jedoch die häufig vorhandenen konditionellen Defizite, die auch sechs Monate nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese nachweisbar sind und für deren Normalisierung spezielle sporttherapeutische Maßnahmen gefordert werden“ (Simmel, Hörterer, & Horstmann, 2008, S. 271). Pospischill et al. (2010) konnten unabhängig von der Operationsmethode eine reduzierte Hüft-Extension 12 Wochen postoperativ feststellen. Schmitt-Sody, Pilger und Gerdesmeyer (2011) dokumentieren, dass 2 Jahre postoperativ bei Patienten mit insuffizienter Hüftmuskulatur noch ein Defizit von 6% im Vergleich zur gesunden Seite vorhanden ist. Handel et al. (2005) beschreiben, dass durchschnittlich zwei Jahre nach Implantation einer Kniegelenkendoprothese deutliche Drehmomentdefizite bei Extensionsbewegungen mit sehr niedriger Bewegungsgeschwindigkeit gegenüber der nicht operierten Gegenseite bestehen. Bei Flexionsbewegungen waren die Defizite geringer. Nach Handel et al. (2005) kann ein Ungleichgewicht im Flexions-/Extensionsverhältnis zu einer Störung der Gelenkfunktion führen, welches an einem pathologisch veränderten Gangbild zu erkennen ist. Handel et al. (2005) ermitteln sogar, dass nach 6 Jahren postoperativ das Verhältnis der Extensoren- zur Flexorenkraft zu Ungunsten der Flexoren verschoben ist.

Für einen besseren Überblick werden die Ergebnisse der Literaturanalyse hinsichtlich des Zustandes und der Defizite nach Hüft- und Knie-TEP folgend in zwei separaten Tabellen dargestellt:

Tabelle 2: Zustand und Defizite nach Hüft-TEP

Zustand nach Hüft-TEP		
Literatur	Zeit post-OP	Defizite post-OP
Okoro, Lemmey, Maddison & Andrew (2012)	allgemein	Körperliche Funktionen werden nicht vollständig wiederhergestellt
Agostini et al. (2014)		vermehrt atypische Gangzyklen
Perron et al. (2000)		Beeinträchtigungen in der terminalen Hüftextension während der späten Standphase
Perron et al. (2000)		Abnahme in der Kraft bei der Hüftflexion und -extension
Horstmann, Listinghaus, Haase, Grau, & Mündermann (2013)		Beeinträchtigungen sind in allen drei Bewegungsebenen zu finden
Sander, Layher et al.,(2012)		Beim Gehen: - kleinerer Bewegungsumfang im Hüftgelenk - geringere Schrittänge - reduzierte Geschwindigkeit
Agostini et al. (2014)	5 Wochen	Defizite bei der Ganganalyse vorhanden
Pospischill et al. (2010)	3 Monate	verringerte Ganggeschwindigkeit reduzierter Bewegungsumfang im Kniegelenk reduzierte Hüftextension
Reardon, Galea, Dennett, Choong & Byrne (2001)	5 Monate	reduzierte Muskeldicke des Quadrizeps auf der operierten Seite ipsilaterale Quadrizepsmuskelatrophie (vorwiegend Typ 2B und 2A Atrophie)
Horstmann, Heitkamp et al. (2001)	6 Monate	reduzierte Kraftausdauer reduzierte Kraft der Abduktoren und Hüftextensoren konditionellen Defizite
Horstmann et al. (2013)		kürzere relative Standphase und kürzere Schrittänge
Rasch, Byström, Dalén, Martínez-Carranza & Berg (2009)		reduzierte Querschnittsfläche in allen Muskeln, besonders bei: - Gluteus medius/minimus - Hamstrings - Plantarflexoren des Sprunggelenkes
Sander, Layher et al.,(2012)		Defizite in der Hüft- und Kniestreckmuskulatur
Sander, Layher et al., (2012)	10 Monate	weiterhin Defizite im Gangbild vorhanden
Perron et al. (2000)		Gangveränderungen
Perron et al. (2000)		Beeinträchtigungen im Hüftgelenken und in benachbarten Gelenken
Agostini et al. (2014)	bis 12 Monate	reduzierte Knieextension
Agostini et al. (2014)	1 Jahr	reduzierte Hüftextension Bewegungsverlauf im Hüftgelenk noch eingeschränkt abnormales Aktivierungsmuster des Gluteus Medius der gesunden Seite vermehrte Flexion in der Standphase sowohl im Hüft- als auch Kniegelenk
Minns Lowe, Barker, Dewey & Sackley (2009)		Funktionelle und körperliche Einschränkungen
Foucher et al. (2007)		reduzierter Bewegungsumfang, Adduktion und interne Rotationsbewegungen
Foucher et al. (2007)		Schwäche in den Abduktoren = Hauptproblem
Okoro et al. (2013)		Defizite in der betroffenen Hüfte im Vergleich zur gesunden Hüfte 10-21% dieser bleiben auch bis 2 Jahre post-OP bestehen
Okoro et al. (2012)		Abnahme der Muskelkraft und der Haltungsstabilität um 10-21%
		körperliche Funktionseinschränkungen bleiben auch bei der Abwesenheit von Schmerzen bestehen

Schmitt-Sody et al. (2011)	2 Jahre	Insuffiziente Hüftmuskulatur um 6% im Vergleich zur gesunden Zeit
Kennedy, Stratford, Robarts, & Gollish (2011)		Schwäche und Atrophie der hüftumgebenden Muskulatur, besonders des Iliopsoas, des Gluteus maximus u. minimus und der Adduktoren
Perron et al. (2000)		Schwierigkeiten beim freien Gehen
Rasch et al. (2009)		Reduzierte Querschnittsfläche beim: - Iliopsoas - Hüftadduktoren
Rasch, Dalén & Berg (2010)		Verringerte radiologische Dichte: - Gluteus maximus - Gluteus medius/minimus
Perron et al. (2000)	4 Jahre	6%tige Schwäche der Hüftmuskulatur im Vergleich zur kontralateralen gesunden Seite
Agostini et al. (2014)	mehrere Jahre	Ganggeschwindigkeit um 15-25% reduziert
		in einigen Fällen werden die Normalwerte nie mehr erreicht

Tabelle 3: Zustand und Defizite nach Knie-TEP

Zustand nach Knie-TEP		
Literatur	Zeit post-OP	Defizit post-OP
Milner (2009)	allgemein	verringerte Kniebeugung in der Belastungsphase reduzierte maximale Kniebeugung geringere Adduktions- und höhere Abduktionsmomente
LaStayo et al. (2009)		Defizite in der Mobilität, der Ganggeschwindigkeit, der Gehzeit als auch beim Treppensteigen
Zeni, Abujaber, Flowers, Pozzi, & Snyder-Mackler (2013)		überdauernde Bewegungsasymmetrien, die zur erhöhten Belastung des nicht operierten Knees führen
McClelland, Zeni, Haley & Snyder-Mackler (2012)		anhaltende Einschränkungen in der operierten Extremität, Bewegungsasymmetrien im Gangbild
Blakeneay et al. (2019)		Systematische Auswertung der Ganganalyse zeigt: - reduzierter Bewegungsumfang im Kniegelenk - signifikante Abweichungen in der Kinematik - über 50% der Patienten zeigen Restsymptomatiken
LaStayo et al. (2009)	die ersten Monate	Muskelgröße und -kraft sowie damit einhergehende Bewegungseinschränkungen
Ouellet & Moffet (2002)	2 Monate	reduzierte Geschwindigkeit, Kadenz und Schrittänge - größeres Aktivitätsniveau des Vastus lateralis in der Einbeinstandphase - geringeres Aktivitätsniveau des Gastrocnemius medialis in der Standphase im Gang: vermehrte Hüftbeugung in der Standphase und reduzierte Knie- und Sprunggelenksflexion in der Schwungphase - reduzierte Muskelaktivierung - deutlichere Störungen im Bewegungsapparat im Vergleich zu präoperativ - reduzierter Bewegungsumfang im Kniegelenk was zu einer stärker gebeugten Hüfte und reduzierter Plantarflexion führt
Sander, Rosenbaum et al. (2012)	3 Monate	Schonhinken vorhanden: - reduzierte Standphase auf der operierten Seite - reduzierter Bewegungsumfang - Funktionsstörungen in der sagittalen Kniekinematik
Zeni et al. (2013)	1 Jahr	Beeinträchtigungen in der Kraft und Funktionsdefizite
Sander, Rosenbaum et al. (2012)		längere Belastung der nicht operierten Seite
Handel et al. (2005)	2 Jahre	Defizite bei Extensionsbewegungen
Handel et al. (2005)	6 Jahre	gestörtes Verhältnis der Extensoren- zur Flexorenkraft zu Ungunsten der Flexoren

Zhu et al. (2013)	mehrere Jahre	Gangcharakteristiken stimmen nicht mit denen altersgerecht gesunder Personen überein
LaStayo et al. (2009)		Muskel- und Mobilitätsdefizite
LaStayo et al. (2009)	6 Monate bis 13 Jahre	Defizite in der Muskelkraft des Quadrizeps, damit verbunden: - Funktionelle Einschränkungen in der Mobilität und körperlichen Aktivität - Defizite in der neuromuskulären Aktivierung des Quadrizeps

Defizite im Gangverhalten

Sander et al. (2011) beschreiben, dass 5 Wochen postoperativ bei einem klinisch und visuell komplett bzw. nahezu unauffälligen Gangbild, die Messwerte der Ganganalyse, unabhängig von der Operationsmethode, noch erhebliche Defizite aufzeigen. Eine deutliche Verbesserung der Gangparameter war nach 6 Monaten postoperativ zu verzeichnen, obwohl das Niveau der Normgruppe nicht erreicht wurde. Vogt et al. (2004) konnten im Vergleich mit altersentsprechenden Kontroldaten in einem Follow-Up 1 Jahr postoperativ bei Hüft-TEP-Patienten langsamere Gehgeschwindigkeiten dokumentieren, was auf funktionelle Defizite bei den Patienten hindeuten kann. Handel et al. (2005) gehen davon aus, dass diese Störung der Gelenkfunktion bedingt durch eine Disparität des Flexions-/Extensionsverhältnis zu einem pathologischen Gangbild führt. Horstmann et al. (2013) beschreiben, dass die größten Verbesserungen hinsichtlich der Gangsymmetrie zwischen dem dritten und sechsten Monat postoperativ erreicht werden. Dennoch konnte bereits präoperativ gezeigt werden, dass bei den Patienten kompensatorische Gangmechanismen zur Entlastung des betroffenen Gelenks vorherrschen (Horstmann et al., 2013). Postoperativ weisen Patienten eine kürzere relative Standphase auf, machen kürzere Schritte bei größerer Kadenz im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe (Horstmann et al., 2013). Die Asymmetrie im Gangbild als auch die veränderte Kinetik verbessern sich noch bis zu einem halben Jahr postoperativ (Sander, Rosenbaum et al., 2012).

Defizite auf Ebene der Propriozeption

Agostini et al. (2014) gehen davon aus, dass eine verringerte Propriozeption nach einer Hüft-TEP ein wichtiger Faktor sein könnte, der zu Bewegungsdefiziten führt. Nach Agostini et al. (2014) ist noch nicht eindeutig geklärt, welchen Einfluss der Verlust der Gelenkkapsel als auch der extra-kapsulären Mechanorezeptoren des

Hüftgelenks, welche in die Propriozeption involviert sind und Informationen über die Gelenkstellung liefern, auf die Propriozeption haben. Handel et al. (2005) geben ebenfalls zu bedenken, dass die Kontraktionsleistung sowohl für Extensions- als auch für Flexionsbewegungen bei höheren Bewegungsgeschwindigkeiten ein Hinweis auf koordinative Defizite bei TEP-Patienten sein könnte und im Zusammenhang mit einer veränderten Propriozeptionsfähigkeit, die bei Kniestalendoprothesenträgern vermindert ist, stehen könnte. Rupp und Wydra (2012) halten ebenfalls fest, dass das Kunstgelenk nicht zur Propriozeption beiträgt, da diese aufgrund des chirurgischen Eingriffes gestört ist. Einige Bestandteile des propriozeptiven Systems, je nach Operationsart z.B. das vordere oder hintere Kreuzband, sind nicht mehr vorhanden. Die ebenfalls beeinträchtigten Mechanorezeptoren führen zu einer Störung des Lagesinns (Rupp & Wydra, 2012). Defizite auf Ebene der Propriozeption finden jedoch nicht erst postoperativ, sondern schon präoperativ durch die Reizung der Nozizeptoren in der Gelenkkapsel statt, welche eine Modifikation des Bewegungsablaufes sowie eine Abspeicherung falscher Bewegungsmuster durch eine schmerzbedingte Hemmung der Muskulatur bewirkt (Rupp & Wydra, 2012). Zudem ist nach Milner (2009) die Mechanik im operierten Knie nach Gelenkersatz nicht mehr normal.

Defizite auf höherer Ebene

Bochdansky et al. (2008) sehen die postoperativen Beschwerden als eine Gelenkstörung an, welche sowohl zu funktionellen als auch sensomotorischen Defiziten führt. In Kombination führen diese zu einer funktionellen Instabilität und stellen eine Prädisposition für neue Verletzungen dar (Bochdansky et al., 2008). Bochdansky et al. (2008) beschreiben ausgehend von einem Modell eine 4-Systemen-Funktionseinheit, welches ein passives Knochen-Bindegewebe-System, ein aktives Muskel-Sehnen-System, ein nervales-humorales Kontrollsystem als auch ein metabolisch-vaskuläres-Energiesystem umfasst. Eine Störung eines dieser Teilsysteme führt immer zu einer Funktionsstörung der anderen Systeme (Bochdansky et al., 2008). Alle vier Systeme stellen somit eine Art zusammenhängendes System dar, bei dem eine Veränderung, zum Beispiel durch eine Gelenkersatzoperation, folglich eine Veränderung aller anderen Bereiche bewirkt (Bochdansky et al., 2008). Es lie-

gen zwar Wechselbeziehungen zwischen dem passiven Knochen-Bindegewebe system und aktiven Muskel-Sehnen-System vor; bei Störungen sind jedoch immer alle vier Systeme betroffen (Bochdansky et al., 2008). Perron et al. (2000) konnten ebenfalls feststellen, dass Beeinträchtigungen im Hüftgelenk zu Anpassungen aller Gelenke der unteren Extremitäten und des Rumpfes führen.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass in einer Vielzahl von Studien, auch mehrere Jahre postoperativ, noch deutliche Funktionsdefizite bei Hüft- und Knie-TEP-Patienten vorhanden sind. Diese zeigen sich besonders in einem reduzierten Bewegungsumfang des operierten Gelenks als auch in den Nachbargelenken sowie in einer reduzierten Muskelkraft und -aktivierung.

Besonders mit Hinblick auf die jüngeren und die mobilen älteren TEP-Patienten, die oftmals über Jahrzehnte eine hohe sportliche Aktivität vorzuweisen haben und deren Ansprüche an das Gelenk darin bestehen, auch wieder sportlich aktiv zu sein, sollte in der Rehabilitation eine nahezu 100%ige Wiederherstellung der Funktionsfähigkeit, auch über die alltäglichen Bewegungsniveaus hinaus, erzielt werden. Damit eine uneingeschränkte Bewegung, mit Hinblick auf die Ausübung sportlicher Aktivitäten, ohne Folgeschäden herbeizuführen, möglich ist.

Nachfolgend werden die in der Literatur dokumentierten möglichen Auswirkungen und Folgen der Defizite nach Gelenkersatzoperationen sowie die Empfehlungen, die zur Reduzierung der Defizite ausgesprochen werden, kurz erläutert.

Folgen der Überlastungen aufgrund von Schonhaltungen

Aus den soeben aufgelisteten langfristig postoperativen Defiziten können weitere Probleme resultieren. Sauer et al. (2012) erläutern, dass eingenommene Schonhaltungen oder Ausweichbewegungen sich in einem pathologischen Gangbild äußern, welches „[...] gesundheitliche Risiken hinsichtlich Folgeschäden bergen kann“ (S.8). Bochdansky et al. (2008) zufolge können sich Einschränkungen im Hüftgelenk auch auf Muskelfunktionen in der Lendenwirbelsäule auswirken. Auch Hegewald (2000) beschreibt, dass fehlerhafte Bewegungsabläufe aufgrund einer beibehaltenen Schonhaltung über einen längeren Zeitraum zu bleibenden Schäden führen können,

beispielweise in der Wirbelsäule. Nach Hegewald (2000) kann dieses jedoch „[...] durch eine sachgerechte Rehabilitationsbehandlung [...]“ vermieden werden (S.8). Negative Folgen von Bewegungsasymmetrien führen laut Zeni et al. (2013) nicht nur zu einer vermehrten kontralateralen Gelenkbelastung, sondern größere Asymmetrien stehen auch in einem engen Zusammenhang mit einer schlechteren funktionellen Leistung.

Wieben und Falkenberg (2008) veranschaulichen, welche Folgen Schonhaltungen haben können. Die Autoren präzisieren, dass bereits geringste Abweichungen die Statik verändern können und es durch ständige Fehl- und Überlastungen zu Schäden an allen Gelenken der unteren Extremitäten und der Wirbelsäule kommen kann. Im Einzelfall können sogar die oberen Extremitäten durch Fehlbelastungen beeinträchtigt werden. Im Detail zeigt sich, dass eine Schwäche der Extensoren im Hüftgelenk eine Verlagerung des Schwerelotes vor die Körperachse durch den vermehrten Zug der Flexoren bedingt (Wieben & Falkenberg, 2008). Im Gegenzug erfolgt eine Verlagerung des Oberkörpers nach hinten, was zu einer passiven Beckenaufrichtung und Überstreckung im Hüftgelenk führt (Wieben & Falkenberg, 2008). Weiterhin wird von Wieben und Falkenberg (2008) beschrieben, dass z.B. eine einseitige Verkürzung der Hüftflexoren zu einer Beckenverwringung führen oder auch Beschwerden in den Iliosakralgelenken, „[...] der Lendenwirbelsäule und im Extremfall der Brust- und Halswirbelsäule [...]“ hervorrufen kann (S. 101). „Kontrakturen der Abduktoren und der Adduktoren des Hüftgelenkes führen immer zu einer Verschiebung des Beckens in der Frontalebene“ (Wieben & Falkenberg, 2008, S. 102), was eine asymmetrische Belastung beider Beine bewirkt und „[...] zu unterschiedlichen Druckverhältnissen in beiden Iliosakralgelenken“ führt (Wieben & Falkenberg, 2008, S. 102). Zudem kann eine Kontraktur der Abduktoren eine funktionelle Beinverlängerung und eine Kontraktur der Adduktoren eine funktionelle Beinverkürzung bewirken (Wieben & Falkenberg, 2008). Wieben und Falkenberg (2008) zeigen somit, dass Kompensation- und Ausweichbewegungen Auswirkung bis in den Oberkörper bzw. auf den ganzen Körper haben können.

Empfehlungen zur Reduktion der Funktionsdefizite

Perron et al. (2000) empfehlen, auf Basis ihrer Studie, dass die Rehabilitationsstrategien den Fokus auf die Kräftigung der Muskeln, die zur Hüftstreckung beitragen, legen sollte, da die Kraft dieser für die Bewegungswiederherstellung wichtig zu sein scheint. Bochdansky et al. (2008) beschreiben, dass auch bei augenscheinlich annähernd wiederherstellter Alltagsaktivität weiterhin Funktionsdefizite vorliegen, sodass empfohlen wird, zunächst eine Analyse der versteckten Defizite durchzuführen, um daraufhin gezielte therapeutische Maßnahmen ergreifen zu können. Agostini et al. (2014) empfehlen zur Reduktion der Funktionsstörungen, dass in der Rehabilitation nicht ausschließlich eine Konzentration auf die ersten Monate postoperativ erfolgen sollte, sondern zur Normalisierung des Gangbildes ein nachhaltiges und langfristig ausgerichtetes Krafttraining und motorisches Umlernen notwendig sind. Aufgrund der zwei Jahre postoperativen insuffizienten Hüftmuskulatur empfehlen Schmitt-Sody et al. (2011) die abduzierenden Glutäalmuskeln intensiver zu trainieren.

Milner (2009) weist darauf hin, dass es wichtig ist zu wissen, ob das Gangbild nach endoprothetischem Kniegelenkersatz normal ist, um das Risiko einer weiteren Schädigung und Verschlechterung der Gelenke der unteren Extremitäten zu verringern.

Instrumentierte Ganganalysen können zum Erkennen von Defiziten einen wichtigen Beitrag leisten. Für den Überblick werden zunächst alle gängigen Verfahren der Ganganalysen dargestellt.

2.5 Ganganalyse

Lemhöfer und Glogaza (2019) zufolge werden Ganganalysen als Verfahren verstanden, „[...] die den Zweck haben, den Gang des Einzelnen zu untersuchen“ (S.12). Jöllenbeck (2015b) versteht unter Ganganalyse „[...] die systematische Erfassung des menschlichen Ganges und seiner Parameter [...]“ und sieht diese „[...] als etabliertes Standardverfahren moderner Bewegungsanalysen [...]“ an (S.1). Die derzeitig angewandten Ganganalyseverfahren basieren im Wesentlichen auf den Erkenntnissen der Fachliteratur von Götz-Neumann (2003), Perry (1992), Whittle (2002) und Winter (1991).

Entsprechende internationale Fachgesellschaften, die sich mit dem Themenkomplex Ganganalyse befassen, konnten sich ebenfalls etablieren u.a. GCMAS = *Gait and Clinical Movement Association*, ISPGR= *International Society for Posture and Gait Research*, ESMAC= *European Scientific Society for Clinical Gait and Movement Analysis*, SIAMOC = *Sozietà Italiana di Analisi del Movimento in Clinica* und die ISPGR = *International Society for Posture and Gait Research* (Jöllenbeck, 2015b, 2016; Vogt & Banzer, 2005).

Die Fachzeitschrift *Gait & Posture* ist die offizielle Zeitschrift dieser soeben genannten internationalen Gesellschaften. Die GAMMA= *Gesellschaft für die Analyse Menschlicher Motorik in ihrer klinischen Anwendung* ist die deutsche Gesellschaft hinsichtlich dieser Thematik (Jöllenbeck, 2015b; Vogt & Banzer, 2005). Aber auch andere Gesellschaften wie z.B. die GOTS = *Gesellschaft für Orthopädisch – Traumatologische Sportmedizin* greifen immer wieder die Thematik rund um die Ganganalyse in verschiedenen Settings auf.

Die nachfolgend aufgezählten Verfahren gelten teilweise ebenso für Lauf- und /oder Bewegungsanalysen. Zur Vereinheitlichung wird daher im Folgenden von Gang- und Bewegungsanalyse gesprochen. Die verschiedenen Verfahren der Gang- und Bewegungsanalyse können der folgenden Grafik entnommen werden (vgl. Abbildung 18).

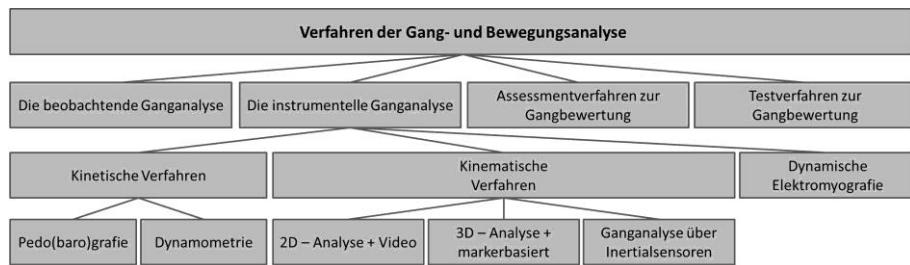


Abbildung 18: Verfahren der Gang- und Bewegungsanalyse

Nach Ludwig (2012) und Wegener et al. (2013) sind aktuelle Anwendungsgebiete der Ganganalyse in der Medizin zur medizinischen Diagnostik, zur Analyse von Gangbildstörungen, zur Therapiegestaltung und Verlaufskontrolle u.a. in der Orthopädiotechnik und in der Physiotherapie vorhanden. In der Wissenschaft werden Ganganalysen zur Grundlagen- und Anwendungsforschung genutzt. Jöllenbeck (2015b) zufolge ist „Das Anwendungsspektrum der Ganganalyse [...] entsprechend weit gefächert [...]“ (S. 1). Eine detaillierte Abbildung zu den Anwendungsgebieten und den entsprechend eingesetzten Verfahren der Ganganalyse ist dem Anhang zu entnehmen (vgl. Abbildung 219).

2.5.1 *beobachtende Ganganalyse*

Die beobachtende Ganganalyse ist die einfachste Art und Weise, einen schnellen ersten Eindruck über das Gangverhaltens zu gewinnen (Lemhöfer & Glogaza, 2019). Hierbei erfolgt eine subjektive Beurteilung des Gangbildes über die Stabilität, die Gleichgewichtsfähigkeit und über die Symmetrie von Bewegungen anhand von Bewertungsskalen (Vogt & Banzer, 2005). Die beobachtende Ganganalyse wird oftmals auch als klinische Ganganalyse bezeichnet (Nüesch, Huber, Romkes, Göpfert, & Camathias, 2010) und ist die häufigste Methode der subjektiven Beurteilung durch einen Arzt oder Therapeuten in der Rehabilitation (Baumgart, Jöllenbeck, Witte, & Freiwald, 2004). Nach Witte (2018) stellt sie eine wichtige Methode in der Therapie dar. Auch wenn Nicolakis und Kopf (2005) der Ansicht sind, dass „Die Beurteilung des normalen Ganges, sowie einfacher Pathologien [...] ohne technische Hilfsmittel möglich“ (S.80) ist, so ergeben sich bei dieser Art der Ganganalyse in sehr kurzer Zeit eine Vielzahl von Informationen, die nur schwer zu einem stimmigen Ganzen zusammengesetzt werden können (Nüesch et al., 2010). Eine umfassende Datenspeicherung sowie detaillierte Auswertung der einzelnen Gangphasen ist nicht mög-

lich (Lemhöfer & Glogaza, 2019). Die Beobachtungen sind stark vom Erfahrungsschatz des Beobachters abhängig und liefern daher nur qualitative Aussagen über das Gangbild (Baumgart et al., 2004). Sie lassen nur eine qualitativ eingeschränkte Beurteilung des Gangbildes zu (Nüesch et al., 2010). Bachmann et al. (2008) halten fest, dass man durch eine beobachtende Ganganalyse versuchen kann, „[...] geeignete Merkmale festzuhalten, doch die visuelle Analyse allein kann die Komplexität des Ganges nicht vollumfänglich erfassen“ (S.29). „Die komplexen Bewegungsmuster sind mit dem bloßen Auge nur als Gesamtbild zu erfassen, eine detaillierte Analyse ist aufgrund der Vielzahl der zu betrachtenden Parameter schwierig und führt nicht zu objektiven Daten“ (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005, S. 616). Ein vollumfängliches Verstehen und Beschreiben des Gangmusters ist daher nur mit technischer Unterstützung möglich (Bachmann et al., 2008). „Im Falle von komplexen Situationen ist [...] die Messung in einem Labor notwendig. Dieses bietet eine größere Präzision, liefert Informationen, die vom Auge nicht mehr erfasst werden und erleichtert die Korrelation von multiplen Faktoren“ (Nicolakis & Kopf, 2005, S. 79). Vorteile der beobachtende Ganganalyse sind der geringe materielle und zeitliche Aufwand (Witte, 2018). Nachteile sind nach Witte (2018) hingegen die schlechte Reproduzierbarkeit und die subjektiven Einschätzungsfehler durch den Therapeuten.

2.5.2 *instrumentelle Ganganalyse*

Die instrumentelle Ganganalyse „[...] bezeichnet und umfasst oft mehrere Messmethoden“ (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015, S. 10). Das einheitliche Ziel dieser Methoden ist „[...] das menschliche Gangbild und evtl. pathologische Abweichungen in der Bewegung zu untersuchen und zu quantifizieren“ (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015, S. 10). Instrumentelle bzw. apparative Ganganalysen erlauben eine objektive Datenerfassung und können die qualitative, beobachtende Ganganalyse durch zusätzliche Informationen ergänzen (Baumgart et al., 2004). „Die instrumentierte Ganganalyse integriert als objektives Verfahren [...] eine Reihe von biomechanischen Messmethoden mit einer Vielzahl von messbaren Bewegungsparametern in Raum und Zeit, liefert reliable und valide Informationen und hebt sich [...] deutlich von der im therapeutischen Bereich verbreiteten subjektiven Bewegungsbeschreibung auf Basis der beobachtenden Ganganalyse [...] ab“ (Jöllenbeck, 2015b, S. 3). Obwohl in

der Orthopädie und Traumatologie Bewegungen des Menschen sowie das Gangbild und entsprechende Pathologien behandelt werden, kommt selten eine instrumentelle Ganganalyse zum Einsatz (Nüesch et al., 2010). In der Neurologie hingegen ist deren Einsatz deutlich angesehener (Nüesch et al., 2010). Die Unfallchirurgie als auch die Sportmedizin zählen ebenfalls zu den Anwendungsbereichen, in denen Ganganalysen zum Einsatz kommen (Sander, Rosenbaum et al., 2012). Begründet wird der seltene Einsatz von instrumentellen Ganganalysen in der Orthopädie durch Nüesch et al. (2010) mit dem hohen Zeit- und Kostenaufwand, der mit der Durchführung verbunden ist. Bötzl (2013) hält sogar fest, dass „Die apparative Untersuchung motorischer Abläufe [...] eine selten angewendete Methode [...]“ darstellt, „[...] da das Auge des erfahrenen Klinikers als Goldstandard bei der Beurteilung motorischer Störungen akzeptiert ist“ (S.114). Apparative Methoden liefern jedoch präzisere Informationen der Bewegungen (Bötzl, 2013). Die instrumentierte Ganganalyse wird eingesetzt, „[...] wenn es gilt, Bewegungsparameter zu quantifizieren und Details der Bewegung, die dem menschlichen Auge verborgen bleiben, zu analysieren“ (Witte, 2018, S. 21). Denn „Die Kapazität der visuellen Informationsaufnahme liegt bei rund zwölf Einzelbildern pro Sekunde“ (Bachmann et al., 2008, S. 29). Die Wahrnehmung über das menschliche Auge ist somit begrenzt, da dieses nur „[...] zehn Informationen pro Sekunde direkt verarbeiten“ kann (Wegener et al., 2013, S. 14). Die instrumentelle Ganganalyse kann zudem zur Detektierung von muskulären Dysbalancen beitragen (Lemhöfer & Glogaza, 2019), Auswirkungen krankhafter Veränderungen ermitteln, Störmuster dokumentieren und Bewegungsunterschiede im Seitenvergleich verifizieren (Portscher, Vogt, Pfeifer, & Banzer, 2000). Instrumentelle Ganganalysen können nach Sander, Rosenbaum et al. (2012) zudem bei der Befunderhebung helfen, zur Diagnosesicherung beitragen und zur Unterstützung bei Therapiemaßnahmen herangezogen werden, dieses allein rechtfertigt den Autoren zufolge deren klinischen Einsatz.

Im Rahmen der instrumentellen Ganganalyse kommen verschiedene Verfahren zum Einsatz, die im Folgenden näher kurz erläutert werden.

2.5.2.1 Kinetische Verfahren

„Kinetik beschreibt die auf ein Gelenk oder Körperteil wirkenden Kräfte, die zur Entstehung oder Kontrolle von Bewegungen beitragen, z.B. Gelenkkräfte und Momente“ (Vogt & Banzer, 2005, S. 108). Sutherland (1997) definiert Kinetik wie folgt: „Kinetics is the study of forces producing movements“ (S.166). Für Lemhöfer & Glogaza (2019) stellen Kraftmessplatten das wichtigste Instrument der kinetischen Messverfahren dar.

2.5.2.1.1 Dynamometrie

„Die Dynamometrie oder die dynamometrischen Verfahren dienen der direkten Erfassung von Reaktionskräften und den daraus ableitbaren Messgrößen (z.B. Impuls, Drehmoment, Massenträgheitsmomente)“ (Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Kassel, 2019, o.A.). Nach Witte (2018) beruhen „Dynamometrische Verfahren [...] auf der Messung der Bodenreaktionskraft während der Standphase bspw. mittels Kraftmessplatte oder mit Hilfe von Druckmesssohlen, die in den Laufschuh eingelegt werden“ (S.24). Die Dynamometrie zählt bei der kinetischen Gang- und Laufanalyse zur Standardmethode, um Kraft-Zeit-Verläufe einer Bewegung mittels Mehrkomponentenkraftmessplatten aufzuzeichnen (Jöllenbeck, 2016). Witte (2018) sieht einen Vorteil von dynamometrischen gegenüber kinematischen Verfahren, infolge eines schnellen Feedbacks.

2.5.2.1.2 Pedobarographie

Mit Hilfe der Pedobarographie kann die Druckbelastung der Fußsohle sowohl statisch als auch dynamisch erfasst werden (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015). „Aus der Erfassung von Kräften, die auf eine umschriebene Oberfläche wirken leitet sich die Messung von Druck und Druckverteilung ab“ (Vogt & Banzer, 2005, S. 108). „Im Vergleich zu Bodenreaktionskraftmessungen mit Kraftmessplattformen zeigen Druckverteilungsmessungen unter dem Fuß eine relativ hohe intraindividuelle Variabilität“ (Vogt & Banzer, 2005, S. 108). Eine Messung des Druckverlaufes ist entweder über portable Messplatten, die mit einer Vielzahl integrierter Kraftaufnehmer ausgestattet sind und beim Gehen zu betreten sind oder mit entsprechenden Messsohlen, die in die Schuhe eingelegt werden, möglich (Vogt & Banzer, 2005). Anwen-

dungsschwerpunkte findet die Pedobarographie in der orthopädie-technischen Schuhzurichtung und Einlagenversorgung (Jöllenbeck, 2015a). In diesem Fall empfiehlt sich ein Vergleich zwischen dem Gehen mit Schuhen als auch barfuß (Vogt & Banzer, 2005).

Zur Auswertung werden u.a. die Lage und Höhe der Druckspitzen als auch der Verlauf der Ganglinie des center of pressure (COP) herangezogen (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015). Vogt und Banzer (2005) empfehlen zudem zur quantitativen Analyse Druckanstiegsraten, lokale Impulse und relative Lastverteilungen zu berechnen. Der Schwerpunktverlauf im Zyklogramm kann nach Jöllenbeck (2015b) zudem wichtige Hinweise über die Stabilität und Symmetrie des Ganges geben und sollte daher immer mit berücksichtigt werden. Die Darstellung der Messergebnisse erfolgt als farbige Netzgrafik, wobei unterschiedliche Farbtöne unterschiedliche Abstufungen der Druckwerte wiedergeben (Vogt & Banzer, 2005).

2.5.2.2 Kinematische Verfahren

Felder (1998) definiert Kinematik als „[...] räumlich-zeitliche Charakteristik einer Bewegung, ohne aber die Masse der Körper und die einwirkenden Kräfte zu berücksichtigen“ (S. 66). Sutherland (1997) beschreibt Kinematik „[...]as the study of movements without respect to the forces producing them“ (S.166). Kinematik umfasst nach Vogt und Banzer (2005) „[...] Bewegungsmerkmale wie Gelenkwinkel, Winkelgeschwindigkeiten oder Beschleunigungen von Körpersegmenten“ (S.108). Zur Standardmethode der kinematischen Verfahren zählt die „[...] bildgestützte Aufzeichnung einer Bewegung mittels Videokamera und entsprechende computergestützte Auswertung“ (Jöllenbeck, 2016, S. 155).

2.5.2.2.1 2D - Ganganalyse / Videoanalyse

Bei der einfachen Form der 2D - Ganganalyse werden in Abhängigkeit der Fragestellung nur ein oder zwei Kameras benötigt (Jöllenbeck, 2016). „[...] Videoaufzeichnungen gestatten eine verlangsamte und wiederholte Betrachtung einzelner Bewegungsdetails ohne Ermüdungs- oder Schmerzprovokation“ (Vogt & Banzer, 2005, S. 108). Zusätzlich können „[...] kinematische Parameter wie Winkel oder Längen und Wege ausgemessen [...]“ und somit die visuelle Beurteilung in hohem Maße

absichert werden (Jöllenbeck, 2016, S. 156). Abhängig von der Fragestellung sollte eine entsprechende Positionierung der Kameras gewählt werden. So kann eine Be- trachtung von dorsal Aufschluss über die Stabilität des Rückfußes bzw. über das Supinations- und Pronationsverhalten geben. Zusätzlich sind Aussagen über die Beinstellung und Beckenstabilität möglich (Jöllenbeck, 2016; Ludwig, 2012). Mit einer lateralen Kamerapositionierung sind Erkenntnisse über die Oberkörperpositi- on, die Hüft- und Knieflexion als auch über das Abrollverhalten möglich (Jöllenbeck, 2016; Ludwig, 2012). Darüber hinaus können einzelne Schrittphasen gut differen- ziert werden (Ludwig, 2012). Vogt und Banzer (2005) geben jedoch zu bedenken, dass „Ergebnisse zweidimensionaler Betrachtungen [...] in Abhängigkeit von Aus- weich- und Kompensationsbewegungen in anderen Raumebenen unterschiedlich stark von Projektions- und Abbildungsfehlern beeinflusst“ werden (S.108).

2.5.2.2.2 3D- / markerbasierte Ganganalyse

Instrumentelle 3-D-Ganganalysen kombinieren vorwiegend Methoden zur Messung von Kinetik, Kinematik und Elektromyographie, die zumeist synchron eingesetzt werden (Nüesch et al., 2010; Sander, Rosenbaum et al., 2012; Wegener et al., 2013). Somit können unter dynamischen Bedingungen auftretende Belastungen berechnet und z.B. Aussagen über vorhandene Asymmetrien des Becken-, Hüft-, Knie- oder Sprunggelenks getätigt werden (Wegener et al., 2013). Durch die Beteili- gung von computergestützten Messgeräten können objektiv verwertbare und re- produzierbare Daten über Gangmechanismen erfasst werden (Nüesch et al., 2010). Bei der markerbasierten Ganganalyse werden die Personen mit Markern versehen, welche es ermöglichen, anhand von biomechanischen Modellen Gelenkwinkel und Belastungen zu bestimmen (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015). Unterschieden wird hierbei zwischen aktiven (strahlenden) und passiven (reflektierenden) Markern (Mittlmeier & Rosenbaum, 2005; Vogt & Banzer, 2005). Abhängig vom System wer- den die Bewegungen der Marker z.B. über Infrarotkameras (bei passiven Markern, Vicon Motion Systems Ltd UK) oder Ultraschallempfänger (bei aktiven Markern, Zebris 3D-Messsystem) erfasst und durch eine Software in dreidimensionale Raum- koordinaten umgerechnet (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015). Mittels Verbindungsli- nien zwischen den einzelnen Markern kann eine segmentale Strichfigur rekonstru-

iert werden (Sander, Rosenbaum et al., 2012). Mit Hilfe hinterlegter biomechanischer Modelle kann u.a. durch die Position der einzelnen Marker zueinander eine Berechnung der Gelenkwinkel im Raum erfolgen (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015). Zudem werden bei der 3-D- Ganganalyse in der Regel digitale Hochgeschwindigkeitskameras mit einer Auflösung von bis zu 16 Megapixeln und bis zu 2000 Bildern pro Sekunde verwendet (Nüesch et al., 2010). Nach der Datenbearbeitung kann eine Darstellung der Gelenkverläufe in der frontalen, sagittalen als auch transversalen Ebene erfolgen (Klöpfer-Krämer & Augat, 2015).

Ein Nachteil der markerbasierten Ganganalyse sind die hohen Kosten, die mit einem vollumfänglichen System verbunden sind (Sander et al., 2011). Zudem verlangt das Applizieren der Marker eine hohe Expertise und benötigt viel Zeit (Bleser et al., 2017). Wie bei allen bildgebenden Verfahren liegt bei der optischen Methode das Problem der Okklusion vor (Bleser et al., 2017). Besonders bei der Abbildung von alltäglichen Bewegungen werden bei der Bewegungsausführung Marker durch die Person selbst oder durch andere Objekte verdeckt (Bleser et al., 2017).

Nach Westhoff, Hirsch, Hefter, Wild und Krauspe (2004) zu urteilen, weisen die dreidimensionalen instrumentellen Ganganalysen ein sehr hohes Reliabilitätslevel auf, sodass diese Methode sehr gut zur Diagnostik als auch zur Analyse von Bewegungen geeignet ist. Aufgrund dessen haben sich Jürgens (2016) zufolge markerbasierte Ganganalysesysteme in der Vergangenheit auch zum Goldstandard entwickelt. Durch Kombinationen mit computergestützten Animationen eröffnen sich Vogt & Banzer (2005) zufolge weitere Anwendungsfelder.

2.5.2.2.3 Ganganalyse über Inertialsensorik

„Als Inertialsensoren werden verschiedene Sensortypen bezeichnet, die in gemeinsamen Gehäusen zu inertialen Messeinheiten [...] verbaut werden“ (Jürgens, 2016, S. 1). Inertialsensoren werden als IMU bezeichnet (aus dem Englischen: *Inertial Measurement Uni*). Zu den Sensortypen von IMUs zählen u.a. Gyroskope, welche in der Lage sind, Drehraten zu messen, und Accelerometer, welche die Beschleunigungen, die auf den Sensor wirken, erfassen (Jürgens, 2016). Somit können Inertialsensoren laut Bötzl (2013) eine Beschleunigung oder Rotationsgeschwindigkeit messen. Eine Ergänzung um Magnetfeldsensoren (Witte, 2018) oder GPS Sensoren

zur Messung örtlicher Koordinaten ist ebenfalls möglich (Jürgens, 2016). Inertialsensoren werden Bleser et al. (2017) zufolge bei Patienten überwiegend für Ganganalysen zur Erfassung des Gleichgewichts, der Gangstabilität oder von verschiedenen Gangparametern eingesetzt. Vorwiegend werden dabei maximal zwei IMUs eingesetzt (Bleser et al., 2017). Jürgens (2016) beschreibt, dass IMUs eine kostengünstige Alternative im Vergleich zu den gängigsten markerbasierten Messverfahren darstellen. Die kompakte Bauart der IMUs ermöglicht es, diese als portables System zur mobilen Datenerfassung in verschiedenen Anwendungsbereichen z.B. im Freien für Feldmessungen oder im Alltag flexibel einzusetzen (Bleser et al., 2017; Jürgens, 2016). Aufgrund der Flexibilität können ebenfalls neue Anwendungsbereiche in der Bewegungsanalyse erschlossen werden (Jürgens, 2016). Im Gegensatz zu den bildgebenden Verfahren und dem damit oftmals sehr zeitaufwendigen Applizieren von Markern können IMUs aufgrund der einfachen Handhabung unkompliziert an bestimmten Körpersegmenten angebracht werden (Bleser et al., 2017). Ein weiterer Vorteil von IMUs sind nach Bleser et al. (2017), dass keine Okklusion, wie häufig bei bildgebenden Verfahren der Fall, vorliegt. Aufgrund der Kalibrierung, bei der die Position der Sensoren zueinander und im Koordinatensystem in Beziehung gesetzt werden, wird zur Applizierung der IMUs weniger Zeit benötigt und muss nicht zwingend von einem Experten ausgeführt werden (Bleser et al., 2017). Nachteilig ist jedoch, dass bei der Kalibrierung der Sensoren, welche entweder statisch oder dynamisch durch das Ausführen von funktionellen Bewegungen erfolgt, Fehler in der Gelenkkinematik entstehen können, z.B. bei falsch vollzogener Kalibrierung bzw. falsch ausgeführter Bewegung (Bleser et al., 2017). Ein weiterer Vorteil der IMUs liegt nach (Witte, 2018) in der relativ schnellen Datenauswertung.

Nach Bleser et al. (2017) bedarf es dennoch weiterer Forschung hinsichtlich der Inertialsensorik und deren Einsatz und Akzeptanz im klinischen Umfeld. Witte (2018) gibt zu bedenken, dass „[...] bei der Verwendung von neu entwickelten Inertialsensorsystemen [...] die Evaluierung mit dem sogenannten Goldstandard (Vicon-System als optisches Motion Capturing) [...]“ erfolgen sollte (S.25).

2.5.2.2.4 Gängigste Messsysteme

Zu den gängigsten Messsystemen zählen u.a. *Simi™*, *Zebris™*, *Motek Medical™*, *Noraxon™*, *Contemplas™* und *Vicon™* (Jöllenbeck, 2016; Nichols et al., 2017; Walther, 2009).

Das Vicon™-System (*Vicon Motion Systems Ltd*) hat sich im Bereich der Gang- und Bewegungsanalyse als Goldstandard der Systeme etabliert (Bleser et al., 2017; Jöllenbeck, 2015a; Lamine, Bennour, Laribi, Romdhane, & Zaghloul, 2017; Nichols et al., 2017; Sers et al., 2020; Witte, 2018). Es „[...] zeichnet sich durch seine extrem hohe Genauigkeit aus“ (Walther, 2009, S. 149). Das System ist speziell für den Einsatz im Labor konzipiert worden, beinhaltet eine automatische Markererkennung und kann mit verschiedensten analogen Messsystemen wie Druck- oder Kraftmessplatten oder EMG kombiniert werden (Walther, 2009). Das Vicon-System findet in den Bereichen Biomechanik und Sport bei der Bewegungsanalyse, im klinischen Bereich der Rehabilitation zur Erfassung des Gleichgewichts und der Körperverlagerung als auch in dem Bereich Entertainment zur Entwicklung von Filmen und Games sowie zur Erstellung von virtuellen Realitäten Anwendung (*Vicon Motion Systems Ltd UK*, 2019).

Im Bereich klinischer Settings zur Sturzprävention in der Geriatrie oder in der Orthopädie finden häufig tragbare Systeme zur einfachen Erfassung verschiedenster Gangparameter Anwendung. Dazu zählen u.a. das *GaitRite®*, *Optogait*, *Mobility-Lab™*.

Auf weitere gängige Messsysteme wird an dieser Stelle nicht weiter eingegangen.

2.5.2.3 Dynamische Elektromyografie (EMG)

„Die dynamische Elektromyografie ermöglicht die Untersuchung der Koordinationsverhältnisse von Muskeln“ (Bachmann et al., 2008, S. 34). „Mit dieser aufwendigen und analytisch teilweise hoch anspruchsvollen Methode kann diagnostiziert werden, welcher Muskel wann und wie lange mit welcher Aktivität und in welchem intra- und intermuskulären Zusammenspiel aktiv ist“ (Jöllenbeck, 2016, S. 161). „Neben der Bestimmung der Aktivitätshöhe dient EMG in der klinischen Ganganalyse in

erster Linie der Identifikation von Zeiten myoelektrischer Aktivität“ (Vogt & Banzer, 2005, S. 108). Es kann somit gezeigt werden, welche „[...] Muskeln bei Patienten verfrüht oder verzögert aktiviert werden“ (Bachmann et al., 2008, S. 34). „Um [...] die Muskelaktivität zu erfassen [...] müssen die Elektrodenpositionen je nach zu untersuchender Muskelgruppe festgelegt werden“ (Sander, Rosenbaum et al., 2012, S. 805). Eine Kombination von Gang- und EMG-Messung ist nur dann möglich, wenn sich die Marker und die Elektrodenpaare nicht behindern (Sander, Rosenbaum et al., 2012). Nachteile des Oberflächen-EMGs bestehen darin, dass ausschließlich oberflächliche Muskelgruppen gemessen und somit benachbarte Muskeln ebenfalls miterfasst werden können. Daher bedarf es einer präzisen Platzierung der Elektroden (Ayyappa, 1997b).

2.5.3 *Assessmentverfahren zur Gangbewertung*

Zur objektiven und quantitativen Erfassung z.B. der Schmerzintensität, der Alltagsbewältigung als auch der Bewegungseinschränkungen oder von Gangauffälligkeiten wurden verschiedene standardisierte Fragebögen als Messinstrumente entwickelt, die in der Literatur auch als Assessment-Einschätzungs-Verfahren (Grimmig et al., 2002) oder als Assessmentinstrumente beschrieben werden (Lübke, Meinck, & Renteln-Kruse, 2004). Im Folgenden werden die in der Literatur am häufigsten verwendeten Assessment-Verfahren kurz dargestellt, um einen Überblick über die gängigsten Verfahren zu erlangen.

Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC)

Der WOMAC Index ist ein krankheits-spezifischer selbstauszufüllender Fragebogen, der als Bewertungsgrundlage zur Behandlung von Patienten mit Hüft- und Knie-Osteoarthritis entwickelt wurde (Jinks, Jordan, & Croft, 2002). Der WOMAC ist einer der am weitesten verbreiteten Fragebögen der arthrosespezifischen Krankheitsauswirkungen (Müller, Toussaint, & Kohlmann, 2015). Dieser Fragebogen beinhaltet 24 Fragen zu den Dimensionen Schmerzen, zu Steifigkeit und zu Funktionsschwierigkeiten, der in weniger als fünf Minuten auszuwerten ist (Ghanem et al., 2010; Giesinger, Hamilton, Jost, Behrend, & Giesinger, 2015; Jinks et al., 2002; Vogt et al., 2004). Die Auswertung des Fragebogens wird über eine Skala und ein entsprechen-

des Auswertungsschema vorgenommen. Ein hoher Wert indiziert einen schlechten, ein niedriger Wert einen guten Gesundheitszustand. 1995 wurde der WOMAC von der WHO zur Ergebnismessung bei Hüft- und Knieerkrankungen aufgrund der guten Akzeptanz durch den Patienten als auch den Untersucher empfohlen (Grimmig et al., 2002).

The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS)

Der KOOS ist ein Knie-spezifisches ErgebungsInstrument, um die Kniebeschwerden und die damit verbundenen Probleme der Patienten zu erfassen und stellt eine Erweiterung des WOMAC Index dar (Roos & Toksvig-Larsen, 2003). Der KOOS wurde für jüngere und aktivere Patienten nach Knieverletzungen oder mit Osteoarthritis entwickelt (Roos & Toksvig-Larsen, 2003). Es werden ca. 10 Minuten zur Beantwortung der Fragen benötigt (Roos & Lohmander, 2003). Es werden sowohl kurzfristige als auch langfristige Konsequenzen der Knieverletzung erhoben. Dieser Fragebogen enthält 42 Fragen in 5 verschiedenen Subskalen: Schmerzen, andere krankheitsspezifische Symptome, Funktionalität im alltäglichen Leben, Funktionalität im Sport und in der Erholung sowie kniebezogene Lebensqualität (Roos & Lohmander, 2003; Roos & Toksvig-Larsen, 2003). Mittels einer Skala und einem vorgegebenem Auswertungsschema wird eine Einschätzung der Kniebeschwerden vorgenommen. Der KOOS findet in vielen Studien zur Beurteilung des Bewegungsausmaßes Anwendung.

Harris Hip Score (HHS)

Der HHS ist ein krankheitsspezifischer Test, der zur Bewertung von Hüftbeschwerden und deren Behandlungsmethoden verwendet wird (Söderman & Malchau, 2001). Er „[...] ist der am weitesten verbreitete Score für die funktionelle Beurteilung des Hüftgelenks“ (Müller et al., 2015, S. 206). Dieser Fragebogen beinhaltet Fragen zum Schmerzverhalten, zur Funktion, zur Deformität und zum Bewegungs-umfang. Hinsichtlich der Fragen zur Funktion wird in alltägliche Bewegungen und Gangverhalten unterschieden. Die Bewertung erfolgt über eine 100 Punkte Skala. Je höher die erreichte Punktanzahl auf der Skala, umso besser ist das Ergebnis (Söderman & Malchau, 2001).

Knee-Society-Score (KSS)

Der KSS wird zur Beurteilung des Knies verwendet und bezieht sich vor allem auf die funktionelle Kapazität des Patienten, die Gehstrecke, die Fähigkeit zum Treppensteigen und die Verwendung von Gehhilfen (Ghanem et al., 2010). Zusätzlich beinhaltet der KSS eine klinische Untersuchung, die Aussagen über die Beweglichkeit des Knies, die Stabilität und die Schmerzen zulässt (Giesinger et al., 2015). Zudem ist er für die Nachuntersuchung nach endoprothetischem Kniegelenkersatz weit verbreitet und evaluiert (Müller et al., 2015). Ein Wert von 100 nach dem Bewertungssystem steht für eine unbegrenzte Gehstrecke und normales Treppensteigen ohne Verwendung einer Gehhilfe (Ghanem et al., 2010).

Medical Outcomes Study 36-Item Short-Form Health Survey (SF36)

Der SF36 ist ein in den USA entwickelter und aus einer größeren Reihe von Instrumenten zum Gesundheitszustand abgeleiteter Fragebogen (Essink-Bot, Krabbe, Bonsel, & Aaronson, 1997). Er ist einer der international gebräuchlichsten Fragebögen zur gesundheitsbezogenen Lebensqualität (Ellert & Kurth, 2004). So beinhaltet er 36 Fragen und ist einer der meist benutzten Fragebögen zum Gesundheitsstatus in Nord Amerika nach dem Ersatz eines Hüft- oder Kniegelenks (Söderman & Malchau, 2001). Mit den Fragen werden 8 Dimensionen von Gesundheit abgebildet u.a. zur körperlichen Funktionsfähigkeit, körperlichen Rollenfunktion und körperlichen Schmerzen (Ellert & Kurth, 2004).

Lequesne-Index

Der Lequesne-Index ist für den routinemäßigen Einsatz im klinischen Alltag bzw. in der Rehabilitation zur Erfassung des individuellen Gesundheitszustandes und des Rehabilitationsergebnisses entwickelt worden und wurde 1995 von der WHO zur Ergebnismessung bei Knie- und Hüfterkrankungen aufgrund leichter Handhabbarkeit, geringem Zeitaufwand als auch hoher Akzeptanz seitens des Patienten und der Untersucher empfohlen (Grimmig et al., 2002). Der Lequesne-Index beinhaltet insgesamt 11 Fragen zur Schmerzintensität, zur Gehleistung und zur Alltagsaktivität und ist somit ein kompakter Index. Für die Test-Retest-Zuverlässigkeit erzielt der Lequesne-Index gute bis sehr gute Ergebnisse.

Hospital for Special Surgery Score (HSS Score)

Der HSS Score ist ein Fragebogen, der als standardisiertes Instrument für Patienten mit allen Knieerkrankungen entwickelt wurde und speziell für die Bewertung von Patienten mit Kniegelenksersatz ausgelegt ist (Narin, Unver, Bakırhan, Bozan, & Karatosun, 2014). Der HSS ist ein Score, der rehabilitationsrelevante Items zur Schmerzintensität, Funktion, Beweglichkeit, Kraft, Beugekontraktur sowie zur Instabilität beinhaltet (Kladny, Albrecht, Haase, & Swoboda, 2002). Ebenso kann der HSS zur Beurteilung vor einer Knieoperation als auch zur Überwachung der postoperativen Funktion verwendet werden (Narin et al., 2014).

Barthel-Index (BI)

„Der BI ist ein für die Planung und Verlaufskontrolle eines klinisch-rehabilitativen Behandlungsprozesses entwickeltes globales Assessmentinstrument zur Einschätzung grundlegender Selbstversorgungsfähigkeiten im Alltag und des hierbei erforderlichen Unterstützungsbedarfs“ (Lübke et al., 2004, S. 325). 1965 wurde die erste Version des BI von Mahoney und Barthel veröffentlicht (Heuschmann et al., 2005). Der BI wurde ebenfalls entwickelt, um eine Beurteilung der Ausübung der Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) während des Aufenthalts in der stationären Rehabilitation vornehmen zu können (Lübke et al., 2004). Die für den BI notwendigen Informationen können in kurzer Zeit durch direkte Beobachtung des Patienten oder durch ein persönliches Interview mit dem Betroffenen selbst, den Angehörigen oder dem Pflegepersonal erfasst werden. „Der BI umfasst 10 Bereiche, die in einen Selbstversorgungs- (Essen, Baden [...]) und in einen Mobilitätsbereich (Transfer, Fortbewegung, Treppensteigen) gegliedert werden“ (Heuschmann et al., 2005, S. 75). Die Reliabilität als auch Validität des BI wurden in zahlreichen Studien untersucht und gelten nach Heuschmann et al. (2005) als nachgewiesen. Seinen herausragenden Stellenwert hat der BI aufgrund seiner einfachen, schnellen und praktikablen Anwendbarkeit (Lübke et al., 2004).

Staffelstein-Score

Der Staffelstein – Test, der nach Slupik & Bialoszewski (2007) bisher nur in Deutschland Anwendung findet, beinhaltet drei Hauptteile, die jeweils mit bis zu 40 Punkten bewertet werden können. Somit kann eine Gesamtpunktzahl von 120 Punkten er-

reicht werden. Zu den Inhalten dieses Tests zählen Angaben zu den Schmerzen als auch der alltäglichen Leistungsfähigkeit. 1/3 des Tests beinhalten die Resultate objektiver Messungen. Je höher die Bewertung, desto besser ist der funktionale Status des Patienten (Slupik & Bialoszewski, 2007).

Tinetti-Test

Der Tinetti-Test, der auch als Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) bekannt wurde, ist ein empfohlenes und weit verbreitetes Instrument zur Erfassung von Mobilität, Balance und Gang (Köpke & Meyer, 2006). Die Validität als auch Reliabilität dieses Erhebungsinstruments ist problematisch, da eine Vielzahl von Variationen des Tinetti – Tests vorhanden sind (Köpke & Meyer, 2006). In dem Review von Köpke und Meyer (2006) konnte ebenfalls eine Vielzahl von Variationen hinsichtlich der verwendeten Items festgestellt werden. Nahezu einheitlich ist jedoch in der Literatur, dass eine hohe Punktzahl einen besseren Mobilitätsstatus wider spiegelt.

Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Dieser Score ist ein klinischer Score mit subjektiver (66%) und objektiver (33%) Beurteilung von Hüftgelenksendoprothesen durch die Kriterien: Schmerzen, Beweglichkeit des Hüftgelenks und der Möglichkeit zu gehen (Frenzel, 2008). Mit diesem Score ist eine individuelle Bewertung für die Bereiche Schmerz, Mobilität und Gehfähigkeit möglich (Øvre, Sandvik, Madsen, & Røise, 2005). Je höher die erreichte Punktzahl, umso geringer ist die funktionelle Einschränkung.

Die Beurteilung des Gangbildes über die soeben beschriebenen Erhebungsinstrumente bzw. Assessment-Verfahren erfolgt sehr häufig in der wissenschaftlichen Forschung und hat somit seine Berechtigung. Der Einsatz dieser Verfahren ist einfach, kostengünstig und es bedarf nicht zwingend extra geschulten Personals. Detalliertere Gangauffälligkeiten oder Pathologien können mit diesen Erhebungsinstrumenten jedoch nur schwer aufgezeigt werden. Inwiefern diese Assessment-Verfahren geeignet sind, hängt daher vom Untersuchungsgegenstand ab. Dennoch wird an dieser Stelle auf den Standpunkt von Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck hingewiesen:

„Bewegung misst man nicht mit Fragebögen“

(Jöllenbeck, 2008, 2013)

2.5.4 *Testverfahren zur Gangbewertung*

Eine Beurteilung des Gangverhaltens ist nicht nur über Assessment-Verfahren, sondern auch über Testverfahren möglich. Folgend werden die gängigsten und am häufigsten eingesetzten Tests kurz erläutert.

Time Up and Go (TUG)

Bei diesem Testverfahren wird die Zeit gemessen, die eine Person braucht, um von einem Stuhl mit Armlehnen aufzustehen, drei Meter zu gehen, sich umzudrehen, zurück zum Stuhl zu gehen und sich wieder zu setzen (Logerstedt, Zeni, & Snyder-Mackler, 2014; Marmon, Zeni, & Snyder-Mackler, 2013; Mizner et al., 2011; Steffen, Hacker, & Mollinger, 2002). Entwickelt wurde dieser Test für den Einsatz in klinischen Settings zur Beurteilung des Gleichgewichts bei älteren Personen (Steffen et al., 2002).

6-Minute Walk Test (6MW)

Beim 6MW wird die Distanz gemessen, die eine Person in 6 Minuten zurücklegen kann. Dieser Test ist eine modifizierte Version des 12 Minuten Cooper-Test und wird u.a. zur Beurteilung der Funktionsfähigkeit von Patienten mit Herzerkrankungen (Logerstedt et al., 2014; Marmon et al., 2013; Steffen et al., 2002) oder bei therapeutischen Interventionen von Patienten mit Lungenerkrankungen eingesetzt (Enright, 2003).

Stair Climbing Task (SCT)

Bei diesem Test wird das Herauf- und Heruntersteigen von 12 Stufen dokumentiert. Dabei soll der Patienten diese Stufen so schnell und so sicher wie möglich absolvieren (Logerstedt et al., 2014; Mizner et al., 2011).

Die soeben beschriebenen Testverfahren TUG, 6MW, SCT sowie KOS-ADL (Knee Outcome Survey – Activities of Daily Living Scale) sowie der PCS (physical compo-

ment scores of the Medical Outcomes Study Short Form - 36) sind u.a. Bestandteile des Delaware Osteoarthritis Profile, welcher zur Bewertung der Funktionalität von Totalendoprothesen des Kniegelenks sowohl prä- als auch postoperativ herangezogen wird (Logerstedt et al., 2014; Marmon et al., 2013; Mizner et al., 2011).

Berg Balance Scale (BBS)

Der BBS dient der Beurteilung des Gleichgewichts bei älteren Personen (Steffen et al., 2002). Die Aufgaben umfassen u.a. einfache Bewegungsübungen wie freihändiges Stehen oder schwierige Übungen wie das Durchführen eines Tandem-Stands, eines Einbeinstands oder einer Drehung von 360°. Die Testausführung wird auf einer Skala von 0-4 bewertet. Je höher die Gesamtzahl am Ende der Testausführung, umso sicherer konnten die Testaufgaben ausgeführt werden (Steffen et al., 2002).

Range of Motion Test (ROM)

Die klinische Vermessung des Bewegungsumfangs (Range of Motion) eines Gelenks ist ein fundamentales Verfahren in der physikalischen Therapie (Gajdosik & Bohannon, 1987). Dieses Verfahren wird häufig genutzt, da es einfach zu verstehen ist und eine direkte Vermessung des Gelenkzustandes darstellt (Miner, Lingard, Wright, Sledge, & Katz, 2003). Der ROM hat eine bedeutende Aussagekraft und stellt daher einen wichtigen Part in verschiedenen Knie-Bewertungs-Systemen dar (Yamakado et al., 2003).

2.5.5 Ganganalyse zur Identifikation von Gangauffälligkeiten in der orthopädischen Rehabilitation

Zur Verdeutlichung der Bedeutung von Ganganalysen in der orthopädischen Rehabilitation, erfolgt in der nachfolgenden Grafik eine Darstellung eines typischen Gangbildes einer Patientin nach Hüft-TEP (vgl. Abbildung 19).

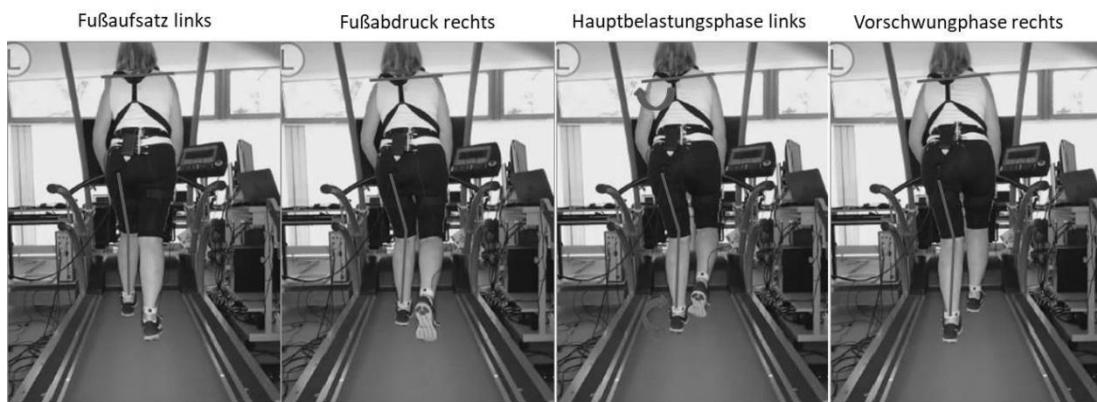


Abbildung 19: Beispielhaftes Gangbildes einer Hüft-TEP-Patientin, Darstellung des linken Beins vom Fußaufsatz bis zur Hauptbelastungsphase links, Operationsseite links

In der Abbildung 19 ist deutlich zu erkennen, dass vom Fußaufsatz links bis zur Hauptbelastungsphase links eine Belastungsverlagerung über das linke Bein mit Oberkörperverlagerung erfolgt. Weiterhin ist eine Einwärtsrotation des linken Fußes zu erkennen. Was anhand dieser Bilder nicht eindeutig zu erkennen ist, im dazugehörigen Video jedoch deutlich wird, dass mit gleichzeitiger Oberkörperverlagerung nach links eine Anteversion der linken Schulter stattfindet. Ebenfalls ist in dieser Darstellung die Beckenkippung nach dorsal bzw. die Beckenaufrichtung bedingt durch eine reduzierte Hüft- Extension beim Fußabdruck links nicht erkennbar.

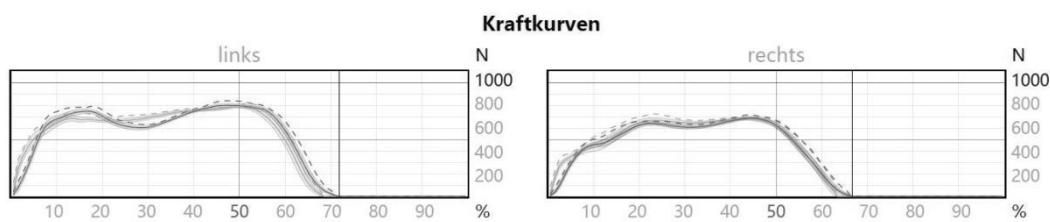


Abbildung 20: beispielhafte Kraftkurven des linken und rechten Beins

Anhand von Kraft-Zeit-Kurven sind ebenfalls Defizite nach endoprothetischem Gelenkersatz erkennbar (vgl. Abbildung 20). Diese beispielhaften Kraftkurven verdeutlichen, einen verzögerten Fußaufsatz rechts. Weiterhin liegen bei deutlich reduzierter

Dynamik reduzierte Kraftmaxima sowohl beim Fußaufsatz (bei ca. 10-20% des Gangzyklus) als auch –abdruck (bei ca. 50% des Gangzyklus) rechts vor.

Nicht nur postoperativ, wie in dieser beispielhaften Darstellung, ist mit einer Ganganalyse die Aufdeckung individueller Defizite und Ausgleichsbewegungen möglich. Präoperativ scheint ebenso die Durchführung einer Ganganalyse sinnvoll. Eine Langzeitstudie mit Kniepatienten hat gezeigt, dass anhand der initialen Standphase nachweisbare Bewegungsmuster zu erkennen sind, die auf eine mediale Gonarthrose hindeuten bzw. zurückzuführen sind. Innerhalb von fünf Jahren waren altersabhängige Veränderungen anhand von kinematischen und kinetischen Parameter im Kniegelenk zu erkennen (Chehab, Favre, Erhart-Hledik, & Andriacchi, 2014). Nach Ansicht der Autoren können Ganganalysen zur Abschätzung der Prognose bei einer Gonarthrose beitragen. Darüber hinaus weisen die Autoren darauf hin, dass durch Ganganalysen Gangpathologien erkannt werden können und somit Rückschlüsse auf z.B. den Beginn einer Arthrose zulassen (Chehab et al., 2014).

Nach Gelenkersatz, besonders anhand des beispielhaften Gangbildes nach Hüft-TEP in der Abbildung 19 zu erkennen, sind postoperativ noch deutliche Defizite im Gangbild vorhanden. Wie in Kapitel 2.4.5 bereits detailliert erläutert, bestehen diese Defizite nicht nur am Ende der 3-wöchigen Rehabilitation, sondern teilweise liegt auch mehrere Jahre postoperativ noch ein gestörtes Gangbild vor. Aufgrund dessen bestand Handlungsbedarf, der zu dem nachfolgend beschriebenen Projekt führte.

2.6 Projekt – Zurück zum normalen Gang

Das Ziel des Projekts *Zurück zum normalen Gang* mit dem Hauptfokus *Wiederherstellung des normalen Gangs nach endoprothetischem Gelenkersatz* war die Entwicklung einer Methode zur Wiederherstellung und vor allem nachhaltigen Sicherung des individuell normalen Gangbildes bei Patienten in der orthopädischen Rehabilitation.

Eine Grafik zum zeitlichen Verlauf und der explorativen Vorarbeiten des Projekts befindet sich im Kapitel 2.8.2.1. Eine Übersicht über alle Studien, die im Rahmen dieses Projekts durchgeführt wurden und zum Aufbau des Projekts ist im Kapitel 3.1

zu finden. Das Studiendesign, welches für alle Studien des Projekts identisch ist, wird in Kapitel 3.2 näher erläutert.

Dieses Projekt ist mit der Identifizierung der Schlüsselpараметer durch Jöllenbeck et al. (2010) gestartet.

2.6.1 *Wesentliche Gangparameter - Schlüsselpараметer*

„Schlüsselpараметer des Ganges sind relativ überdauernde Fehlbewegungen oder Fehlbelastungen, die zur Vermeidung von Folgeschäden unbedingt weitestgehend korrigiert werden sollten“ (Jöllenbeck, 2015a, S. 27).

Jöllenbeck et al. (2010) haben bereits 2010 in Ihrer Arbeit wesentliche Parameter, die zur Beurteilung des individuell normalen, gleichmäßigen und sicheren Gangbildes nach einer endoprothetischen Gelenkersatzoperation dienen, separieren können. Nach Jöllenbeck et al. (2010) kann eine Unterteilung in temporäre (kurzfristige) und überdauernde (langfristige) Parameter vorgenommen werden. Eine Auflistung der einzelnen Parameter erfolgt in der Abbildung 21.

temporäre Parameter	überdauernde Parameter
Gangparameter: Schrittänge, Doppelschrittänge, Standphase, Doppelstandphase, Schwungphase, Kadenz	Gelenkwinkel & Bodenreaktionskräfte

Abbildung 21: temporäre und überdauernde Parameter

2.6.2 *temporäre Parameter*

Als temporäre Parameter werden Gangparameter angesehen, die von kurzer zeitlicher Relevanz sind. Dazu zählen u.a. die Schrittänge, die Standphase und die Kadenz. Temporäre Parameter verbessern sich über den Zeitraum der Rehabilitation, nähern sich denen gesunder Probanden an, bleiben jedoch am Ende der Rehabilitation noch defizitär.

2.6.3 überdauernde Parameter

Als überdauernde Parameter werden die Parameter verstanden, die auch mehrere Jahre postoperativ und somit langfristig defizitär bleiben. Wie in Kapitel 2.4.5 bereits beschrieben und durch mehrere Studien schon belegt, zeigen sich auch mehrere Jahre postoperativ noch deutliche Defizite in verschiedenen Gangparametern.

Als überdauernde Parameter gelten die Bodenreaktionskräfte und die Gelenkwinkel.

Bodenreaktionskräfte als Ausdruck des Gesamtergebnisses aller Aktivitäten des Körpers stellen eine Folge der Gelenkbewegung dar (Jöllenbeck, 2015a). Eine Ansteuerung der Bodenreaktionskräfte ist daher nicht nur schwer realisierbar, sondern auch nicht zielführend, um Gelenkwinkel zu beeinflussen. Aufgrund dessen sind als wesentliche Parameter nicht die Bodenreaktionskräfte, sondern die Gelenkwinkel anzusehen, die es anzusteuern gilt, um das Gangbild der Patienten nach endoprothetischem Gelenkersatz langfristig und nachhaltig zu verändern. Folgend werden die Gelenkwinkel als Schlüsselparameter bezeichnet.

Als Schlüsselparameter zur Optimierung des Gangverhaltens ist demnach primär die Normalisierung der Hüftbewegung nach Hüft-TEP und Kniebewegung nach Knie-TEP anzustreben.

Nach Jöllenbeck (2015a) ist bei Patienten nach *Hüft-TEP* daher der wesentliche Schlüsselparameter:

- eine reduzierte *Flexions-Extensions-Bewegung* im operierten Hüftgelenk in der Standphase

Bei Patienten nach *Knie-TEP* sind Jöllenbeck (2015a) zufolge die wesentlichen Schlüsselparameter:

- eine nahezu komplett fehlende *Flexions-Extensions-Bewegung* im operierten Kniegelenk in der Standphase

2.7 Lösungsansätze

Mögliche Strategien zur Ansteuerung der Schlüsselparameter und zur Optimierung des Gangverhaltens nach Gelenkersatz stellen Feedbackverfahren dar.

Einfachste Feedbackverfahren wie z.B. die Spiegeltherapie werden seit Jahren in der Neurorehabilitation u.a. nach Schlaganfall zur Behandlung von Hemiparesen eingesetzt (Dettmers, Nedelko, & Schoenfeld, 2012; Hamzei, Laible, & Hören, 2010). Zwar wird von Foucher und Freels (2015) bereits beschrieben, dass Feedbacksysteme zur Verbesserung der postoperativen Ergebnisse bei Hüft-TEP-Patienten sowie zur Verbesserung der Gangsymmetrie beitragen können. Eine Einzelfallstudie mit einer Patientin nach Knie-TEP in der postoperativen Rehabilitation, die sich auf die Wiederherstellung symmetrischer Bewegungsmuster und progressiver Muskelkräftigung konzentrierte, konnte nach McClelland et al. (2012) positive Auswirkungen eines Biofeedbacks belegen. Ein dauerhaft therapeutischer Einsatz von systemgestützten Feedbacksystemen zur Optimierung des Gangverhaltens in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz findet aktuell jedoch nicht statt.

In dem Projekt *Zurück zum normalen Gang* sind verschiedene Feedbackverfahren zur Ansteuerung der Schlüsselpараметer auf ihre Effektivität hin untersucht worden. Im anschließenden Kapitel werden Feedbackverfahren daher detaillierter erläutert.

2.7.1 Feedback & Feedbackverfahren

Zum besseren Verständnis wird in diesem Kapitel ein Überblick über verschiedene Feedbackverfahren gegeben. Der Hauptfokus dieser Arbeit liegt auf dem auditiven Feedback bzw. der Sonifikation, sodass dieses Unterkapitel ausführlicher behandelt wird. Zunächst erfolgt jedoch eine Einführung in die Thematik Feedback u.a. mit Beschreibung der Wortbedeutung, bevor verschiedene Feedbackverfahren vorgestellt und kurz erläutert werden.

Feedback

„Der Begriff Feedback stammt aus der Kybernetik [...]“ und „[...] bezeichnet ursprünglich die Rückmeldung oder Rückkoppelung von Informationen“ (Fengler, 2010, S. 6). Die Funktionen von Feedback sind vielfältig, denn u.a. steuert Feedback

Verhalten, hilft dabei zielgerichtet zu arbeiten und bei der Fehlersuche, fördert persönliche Lernprozesse, hebt die Motivation und bewirkt eine engere Verbindung mit der Aufgabe (Fengler, 2010). Aufgrund dessen hat sich Feedback in der Sozialwissenschaft als auch im Alltag fest etabliert (Fengler, 2010). Bamberg (2010) beschreibt sogar, dass Feedback in unterschiedlichsten Lebenslagen von zentraler Bedeutung und Teil unseres zentralen Alltagshandelns ist und gezielt in Interventionen eingesetzt wird. Unumstritten ist nach Bamberg (2010) die Notwendigkeit und Sinnhaftigkeit von Feedback, besonders da Lernprozesse ohne Feedback nicht gesteuert werden können.

Der Begriff Feedback wird mittlerweile in vielen unterschiedlichen Wissenschaftsdisziplinen wie z.B. der Pädagogik, der Soziologie, der Psychologie, der Biologie als auch der Elektrotechnik, oftmals verbunden mit erklärenden Ergänzungen z.B. als Spontanfeedback, als Individualfeedback, als System-Feedback oder kollegiales Feedback verwendet (Buhren, 2015).

London (2003) definiert Feedback hingegen wie folgt: „Feedback is the information people receive about their performance“ (S.11) und bezieht sich somit eher auf die Informationen, die Personen durch ihre Performanz bzw. durch ihre Leistung und ihre Handlungen erhalten (Buhren, 2015). Die Definition von London entspricht in etwa der Definition von Feedback, wie sie im sportwissenschaftlichen Kontext Verwendung findet. Denn in dieser Wissenschaftsdisziplin wird Feedback als eine Rückmeldung von Informationen verstanden, „[...] die sich auf gelungene oder fehlerhafte Aspekte bereits ausgeführter Bewegungen bezieht“ (Olivier & Rockmann, 2003, S.184; Olivier, Marschall, & Büsch, 2008, S.188). In diesem Zusammenhang wird Feedback oftmals als wirkungsvolle Variable angesehen, die das Lernen motorischer Fähigkeiten positiv beeinflussen kann (Huber, 2010; Kadlec & Gröger, 2016; van Dijk, Jannink & Hermens, 2005). Nach Sigrist, Rauter, Riener und Wolf (2013) kann Feedback weiterhin hinsichtlich der Feedbackstrategien unterteilt werden. Feedback, welches während der Ausführung der Aufgabe übermittelt wird, kann als Online- bzw. Echtzeit-Feedback klassifiziert werden (Sigrist et al., 2013). Erfolgt ein Feedback im Anschluss an die Bewegungsausführung, so ist dieses ein terminales Feedback. Über die Vor- und Nachteile dieser Feedbackstrategien wird nach Sigrist et al. (2013) kontrovers diskutiert.

Fading-Feedback

Bei einem Fading-Feedback werden große Informationshäufigkeiten zu Beginn der Lernphase kontinuierlich verringert (Olivier & Rockmann, 2003). Das Fading – Prinzip basiert auf abgesicherten Befunden, dass nicht bei jeder Bewegungsausführung Fremdinformation gegeben werden muss (Olivier & Rockmann, 2003). Dauerhafte 100%ige Rückmeldungen der Bewegungsausführung scheinen zu Beginn der Bewegungsausführung schnelle Aneignungsleistungen zu zeigen. Langfristig hingegen führen diese nicht selten zu schlechteren oder ähnlichen Behaltensleistungen, wie bei einer verringerten z.B. 50%-igen Rückmeldung der Bewegungsausführung (Olivier & Rockmann, 2003, 2003; Winstein & Schmidt, 1990). Miles, Pop, Watt, Lawrence und John (2012) begründen dieses damit, dass, wenn der Lernende zu häufig Feedback erhält, er davon eine Abhängigkeit entwickelt und damit die Verarbeitung wichtiger intrinsischer sensorischer Rückmeldungen, die für die Fehlererkennung und -korrektur erforderlich sind, ignoriert. Die Leistung leidet, wenn kein Feedback verfügbar ist (Miles et al., 2012). Die Vermeidung von negativem Training kann dadurch unterstützt werden, dass die Feedback-Präsentationen über den gesamten Lernzyklus hinweg schrittweise reduziert werden, um den Abhängigkeitseffekt hinsichtlich des Feedbacks zu beseitigen (Miles et al., 2012). Sigrist et al. (2013) beschreiben in ihrem Review, dass Fading-Feedback effektiv ist, wobei die optimale Rate des Fading-Feedbacks noch unbekannt ist.

Nach Sichtung der aktuellen Studienlage kann festgehalten werden, dass im sportwissenschaftlichen Kontext weitere Feedbackarten wie u.a. das augmented Feedback (Lauber & Keller, 2014; van Dijk et al., 2005), das haptische Feedback (Brewster & Murray-Smith, 2001; Stone, 2001), das somatosensorische Feedback (Clark, Christou, Ring, Williamson, & Doty, 2014; Tyler, 2015), das sensorische Feedback (Schofield, Evans, Carey, & Hebert, 2014; Sinkjaer, Andersen, Ladouceur, Christensen, & Nielsen, 2000), das vibrotaktile Feedback (Myles & Binseel, 2007; Yatani, Banovic, & Truong, 2012) und das Bandbreiten-Feedback (Agethen & Krause, 2016) zu finden sind.

Eine Kombination verschiedener Feedbackarten kann in der Literatur als multimodales Feedback gefunden werden (Cockburn & Brewster, 2005).

Übergeordnet gibt es zudem das informative Feedback, was dem Benutzer Informationen und Statistiken über seine Leistung zur Verfügung stellt, und das Guidance-Feedback, das den Benutzer darüber informiert, wie er die nächste Aktion ausführen soll (Miles et al., 2012).

2.7.1.1 visuelles Feedback

Die positiven Effekte von visuellem Feedback konnten beim Erlernen einfacher motorischer Aufgaben in Laboruntersuchungen z.B. bei einfachen Armhebelbewegungen, bei Aufgaben zur isometrischen Kraftproduktion oder bei Aufgaben zur Einhaltung von partieller Teilbelastung gezeigt werden (Sigrist et al., 2013). Im Gegensatz dazu wurden die Effekte beim Erlernen von komplexen motorischen Aufgaben, z.B. in der Therapie bei der Ausübung komplexer Mobilisationstechniken, nur als überwiegend positiv beschrieben (Sigrist et al., 2013). Dennoch halten Sigrist und Kollegen (2013) in ihrem Review fest: “In summary, it seems that the more complex a task is, the more the learner can profit from concurrent visual feedback” (S.27). Van den Heuvel et al. (2014) beschreiben zwar, dass Biofeedback ein vielversprechendes Mittel zu sein scheint, um eine Gleichgewichtstherapie zu ermöglichen, in ihrer Studie hingegen konnte gezeigt werden, dass Patienten mit Parkinson zwar sicher und praktikabel mit einem visuellen Feedbacktraining ein therapeutisches Gleichgewichtstraining absolvieren konnten, Vorzüge gegenüber einer konventionellen Therapie konnten jedoch nicht aufgezeigt werden. In Bezug auf das Training der Gleichgewichtsverteilung im Stand hat sich bei Schlaganfallpatienten visuelles Feedback als wirksame Methode herausgestellt (Walker, Brouwer, & Culham, 2000). Kinder mit Cerebralparese (CP) zeigen durch den Einsatz von visuellem Feedback nicht nur eine Verbesserung in der körperlichen Aktivität, es konnte auch eine vielversprechende Wirkung auf die Neuroplastizität bei CP-Patienten gezeigt werden (Adamovich, Fluet, Tunik, & Merians, 2009). Durch den Einsatz von visuellem Feedback in virtueller Realität (VR) können die Haltungskontrolle und das Gleichgewicht auf verschiedene Weise trainiert werden (Adamovich et al., 2009). Durch die Manipulation des visuellen Feedbacks können Konflikte zwischen visueller, somatosensorischer und vestibulärer Information erzeugt werden, um verschiedene sensorische Systeme zu trainieren (Adamovich et al., 2009).

2.7.1.2 virtuelles Feedback

Virtuelles Feedback ist in der Literatur überwiegend unter dem Begriff *virtuelle Realität* zu finden. In dieser Arbeit wird daher virtuelles Feedbacktraining mit Training in virtueller Realität gleichgesetzt.

„Das grundsätzliche Potenzial, das die virtuelle Rehabilitation [...] bietet, ist mittlerweile recht detailliert untersucht und dokumentiert“ (Schüler & Pälmke, 2010, S. 25). Eine robotergestützte Laufbandtherapie, bei dem der Patient durch seine Gangbewegungen eine virtuelle Person auf einem vor dem Laufband befindlichen Monitor steuert (Schüler & Pälmke, 2010), wird u.a. bei neurologischen Erkrankungen eingesetzt (Lünenburger, Colombo, Riener, & Dietz, 2004). Realisiert wird dieses über Orthesen, die die Bewegungen des Patienten auf den Avatar übertragen. Der Patient erhält somit ein direktes Feedback über sein Gangverhalten und kann bei Abweichungen direkt korrigieren (Schüler & Pälmke, 2010). Innerhalb der neurologischen Rehabilitation kann durch virtuelle Therapiesysteme ein Training der oberen Extremitäten erfolgen, indem das Greifen, Rotieren und Loslassen geübt wird (Schüler & Pälmke, 2010).

Virtuelles Feedback kann den Ergebnissen der Studie von Mercier & Sirigu (2009) zufolge Phantomschmerzen bei Patienten mit Amputationen reduzieren. Nach 16 Trainingseinheiten berichten Patienten über eine durchschnittliche Reduzierung der Begleitschmerzen um 38% (Mercier & Sirigu, 2009).

Lohse, Hilderman, Cheung, Tatla, und van der Loos (2014) konnten in ihrer Studie mit Patienten nach Schlaganfall zeigen, dass eine Virtual-Reality-Therapie im Vergleich zu einem herkömmlichen Training einen signifikant moderaten Vorteil bei den Ergebnissen der Körperfunktion und -aktivität hat.

Rose, Brooks und Rizzo (2005) befürworten den Einsatz virtueller Realitäten (VR) in der kognitiven Rehabilitation, denn diese haben den Vorteil, verschiedenste Situationen simulieren zu können. VR bietet zudem die Möglichkeit, die Komplexität der Aufgabe sowie die Art und das Muster des Feedbacks leicht zu modifizieren und entsprechend auf die Beeinträchtigungen des Patienten anzupassen (Rose et al., 2005).

2.7.1.3 taktiles Feedback

Die Wirksamkeit des vibro-taktiles Feedbacks für die Rehabilitation ist in der Literatur nachgewiesen (Alahakone & Senanayake, 2009). Vibro-taktiles Feedback kann zur Verringerung von Instabilitäten bei Patienten mit Gleichgewichtsstörungen beitragen (Alahakone & Senanayake, 2009). Zudem kann ein vibro-taktiles Feedback bei der Erkennung einer Hyperextension im Kniegelenk bei Patienten mit zerebrovaskulären Schäden in der Gangtherapie während des Gangtrainings eingesetzt werden (Alahakone & Senanayake, 2009).

In der Studie von Karime, Al-Osman, Gueaieb und El Saddik (2011) konnte ein interaktives Rehabilitationssystem, welches ein vibro-taktiles Feedback der Handbeweglichkeit über einen Handschuh erzeugt, den Heilungsprozess bei Armparesen nach Schlaganfall unterstützen.

Erste Ergebnisse einer Pilotstudie von McKinney et al. (2014) deuten darauf hin, dass Patienten mit peripherer Neuropathie durch den Einsatz von Einlegesohlen in der Lage sind, das taktile Feedback zu lokalisieren. Zusätzlich konnten in dieser Studie substanzielle Verbesserungen klinisch bedeutsamer Gangparameter wie Gehgeschwindigkeit und Schrittänge durch den Einsatz des taktilen Feedbacks aufgezeigt werden (McKinney et al., 2014).

Die Integration von vibro-taktilem Feedback in virtuelle Umgebungen bzw. Realitäten für die Rehabilitation hat in den letzten Jahren zugenommen (Alahakone & Senanayake, 2009). So kann durch den Einsatz von vibro-taktiler Stimulation bei Patienten mit Halbseitenlähmung nach einem Schlaganfall in Kombination mit einem virtuellen Training das Übersteigen von Hindernissen geübt werden. Sollte es zu einer Kollision mit einem virtuellen Objekt kommen, wird ein Stimulus an das entsprechende Bein gesendet (Alahakone & Senanayake, 2009). Popescu, Burdea, Bouzit und Hentz (2000) haben zudem ein VR-basiertes System zur Anwendung in der orthopädischen Rehabilitation bei Handverletzungen entwickelt, welches ein Kraft-Feedback gibt. In VR ermöglichen haptische Technologien verschiedene Formen der Bewegungswahrnehmung und ermöglichen ein taktiles Feedback, wodurch der Benutzer mit der Umgebung besser interagieren und somit einfacher in die VR eintauchen kann (Miles et al., 2012).

Taktiles Feedback über ein Expander-System

Durch den Einsatz eines Expandersystems im gangtherapeutischen Setting wurde der Einfluss auf verschiedene Zugrichtungen und Applikationsorte und deren Auswirkungen auf das Gangbild untersucht (Schulze, Lauenroth, Delank, & Schwesig, 2019). Basierend auf den Ergebnissen von Schulze et al. (2019) kann davon ausgegangen werden, dass ein „[...] Expanderzug einen relevanten Einfluss auf das Gangbild und die am Gang beteiligten neuromuskulären Funktionseinheiten ausübt“ (S.124). Beeinflusst wird das Gangbild jedoch vom Applikationsort und der Zugrichtung der Expander (Schulze et al., 2019).

2.7.1.4 auditives Feedback & Sonifikation

Im folgenden Kapitel wird versucht, einen Einblick in das Themengebiet des auditiven Feedback und der Sonifikation zu gewähren, da dieser Themenkomplex ein wichtiges Teilgebiet dieser Arbeit darstellt. Die nachfolgende Grafik vom Cover des *The Sonification Handbook* verdeutlicht die Komplexität dieses Themengebietes anhand der Vielzahl der abgebildeten Begriffe (Hermann, Hunt, & Neuhoff, 2011). Ein größerer Einblick in dieses Themengebiet und dessen Zusammenhänge würde den Rahmen dieser Dissertation deutlich überschreiten. Aufgrund dessen werden die grundlegendsten Inhalte dargestellt, die für das weitere Verständnis dieser Arbeit wichtig sind.



Abbildung 22: Das Themengebiet der Sonifikation (Hermann et al., 2011)

2.7.1.4.1 Definition Sonifikation

Eine der ersten offiziellen Definitionen von Sonifikation wurde 1989 auf der Conference on Human Factors in Computing Systems (CHI) in Austin, Texas von William Buxton gegeben (Dubus & Bresin, 2013, S. 1):

“The use of sound for data representation [, being] the auditory counterpart of data visualization.”

Im Jahr 1997 wurde auf der International Conference on Auditory Displays (ICAD) Sonifikation offiziell neu definiert. Die genaue Definition von Sonifikation lautet wie folgt:

“Sonification is defined as the use of nonspeech audio to convey information. More specifically, sonification is the transformation of data relations into perceived relations in an acoustic signal for the purposes of facilitating communication or interpretation” (Dubus & Bresin, 2013, S. 2).

Dayé, Campo und Egger de Campo (2006) haben diese Definition wie folgt übersetzt:

„Sonifikation bezeichnet grundlegend den Einsatz nicht-sprachlicher Audiosignale zur Repräsentation von Daten oder Information; anders gesagt ist Sonifikation die Transformation von Datenstrukturen in durch das Gehör wahrnehmbare Strukturen mit dem Zweck der Interpretation von Daten bzw. Kommunikation von Information“ (S.42).

Sonifikation wird nach Hermann et al. (2011) als Kernkomponente der *Auditory Display* verstanden, welche sich mit der Technik der Wiedergabe von Sound als Reaktion auf Daten und Interaktionen befasst. Demnach wird *Auditory Display* als eine Art Überbegriff verstanden, der alle Aspekte des Systems der Mensch-Maschinen-Interaktion umfasst. Hierbei sind sowohl die Einrichtung, die Lautsprecher oder Kopfhörer sowie jede technische Lösung für die Erfassung und Verarbeitung, um den Sound als Antwort auf die Daten zu erhalten, eingeschlossen. Jedoch beschreibt

ben Hermann et al. (2011) gleichzeitig auch, dass: „Sonification is clearly a subset of auditory display, but it is not clear, in the end, where the exact boundaries should be drawn“ (S. 12).

Sonifikation kann aus informatorischer Sicht auch folgend definiert werden:

„*Aus informatorischer Sicht geht es in der Sonifikation darum, gegebene zeitabhängige Eingangsdaten in akustische Ausgangsdaten umzuwandeln*“

(Kurth, 2006, S. 52)

Nach Hermann (2008, S. 1) und Kramer et al. (2010, S. 3) lautet die kürzeste anerkannte Definition für Sonifikation:

„Sonification is the use of non-speech audio to convey information“.

Sonifikation versucht nach Dayé et al. (2006) „[...] die Stärken des Ohrs bewusst zu nützen“ (S.41). Numerische Daten werden in Klangereignisse transformiert, sodass die in den Daten enthaltene Informationen erhört werden können (Dayé et al., 2006). Vereinfacht wird Sonifikation oftmals auch als eine „[...] Verklanglichung von Daten [...]“ beschrieben und bildet somit „[...] ein akustisches Pendant zur Visualisierung“ (Basse, 2015, S. 1). Die Unterscheidung von Audifikation und Sonifikation kann nach Kurth (2006) durch den Einsatz von Klanggeneratoren erfolgen: „Werden die eventuell aufbereiteten Eingangsdaten unmittelbar akustisch wiedergegeben, spricht man von Audifikation. Schaltet man hingegen einen Klanggenerator vor die Ausgabe, spricht man von Sonification (erster Ordnung)“ (Kurth, 2006, S. 52).

2.7.1.4.2 Entwicklung der Sonifikation

„Sonifikation bezeichnet seit etwa 20 Jahren eine zunächst nur naturwissenschaftliche Methode der Darstellung von Daten in Klängen“ (Basse, 2015, S. 1). In den letzten zwei Jahrzehnten hat Sonifikation in weiten Teilen der Wissenschaft als auch des alltäglichen Lebens Anwendung gefunden (Brock, Schmitz, Baumann, & Effenberg, 2012).

Der Zusammenhang von Klängen und Daten ist jedoch keine Erfindung der Neuzeit, denn schon Pythagoras stellte im 6. Jhd. v. Chr. fest, dass „[...] zwischen den Tönen und den Zahlen eine Gesetzmäßigkeit besteht“ (Basse, 2015, S. 2). Auch bei Galilei waren Klänge im Experiment zur schiefen Ebene direkt mit im Erkenntnisprozess eingebunden (Basse, 2015; Dayé et al., 2006). Im 18. Jhd. fand die Verklanglichung ebenfalls in der Medizin als diagnostische Methode bereits Anwendung. Durch das Abklopfen der Haut und der Eigenresonanz waren Rückschlüsse über den Zustand der darunterliegenden Organe möglich (Basse, 2015). Eine Weiterentwicklung dieser Methode stellt das Stethoskop dar, welches 1816 von René Laënnec erfunden wurde (Basse, 2015; Dubus & Bresin, 2013). Von der ersten Verwendung eines auditiven Geigerzählers wurde 1917 berichtet, um die Hörbarkeit der elektrischen Impulse aufgrund der Ionisierung des Gases abzuhören (Dubus & Bresin, 2013).

Derzeitig findet Sonifikation in verschiedenen Gebieten und unterschiedlichen Kontexten erfolgreich Anwendung, beispielsweise zum Monitoring komplexer Prozesse in der Medizin- und Luftfahrttechnik.

2.7.1.4.3 Anwendungsfelder der Sonifikation

Die folgende Abbildung ermöglicht einen Überblick über die Fachgebiete in denen die Sonifikation derzeitig erfolgreich Anwendung findet.

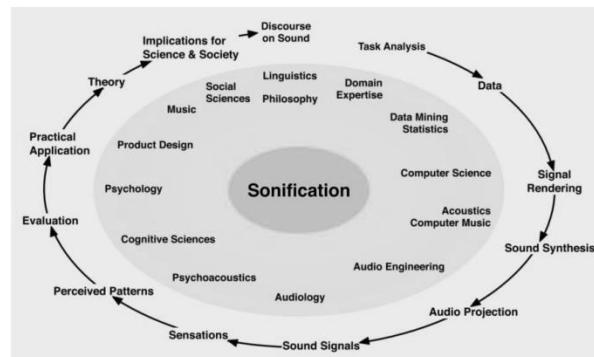


Abbildung 23: Anwendungsfelder der Sonifikation
(aus *The Sonification Handbook* von Hermann et al., 2011, S. 2)

Hermann et al. (2011) weisen darauf hin, dass die Anwendungsgebiete der Sonifikation eine sehr hohe Interdisziplinarität aufweisen, sodass in der aufgeführten Grafik (Abbildung 23) aufgrund der stetigen Weiterentwicklung in diesem Bereich mit Sicherheit einige Anwendungsfelder fehlen bzw. derzeit noch nicht aufgeführt sind.

Kramer et al. (2010) beschreiben ebenfalls, dass „[...] the field of sonification is interdisciplinary, integrating concepts from human perception, acoustics, design, the arts, and engineering“, was ebenfalls die Komplexität dieser Thematik beschreibt (S.3).

Aufgrund der hohen Interdisziplinarität von Sonifikation und Auditory Display ist es schwierig, den Fokus auf isolierte Disziplinen zu lenken, denn wie auch in anderen interdisziplinären Forschungsgebieten gibt es in der Forschung von Sonifikation und Auditory Displays bestehende Hürden, welche die Arbeit in diesem Themenbereich erschweren (Hermann et al., 2011). Andererseits fügen Hermann et al. (2011) auch an, dass der interdisziplinäre Dialog wiederum entscheidend für die Weiterentwicklung von *Auditory Display* und *Sonifikation* und somit unumgänglich ist.

Einordnung der Sonifikation in die Welt des Sounds

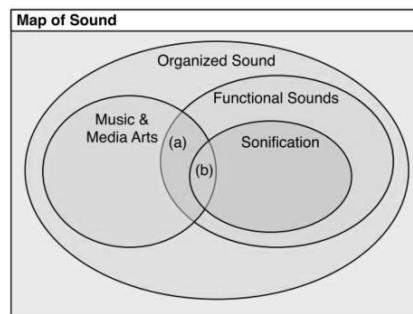


Abbildung 24: *Map of Sound* (Hermann, 2008, S.)

Auf höherer Ebene wird nach Hermann (2008) zwischen organized (geordnetem /organisiertem) und unorganized (nicht geordnetem / nicht organisiertem) Sound unterschieden. Nach Hermann (2008) werden geordnete Klänge von zufälligen bzw. anderweitigen komplexen strukturierten Klängen separiert (Abbildung 24). Geordnete Klänge zeichnen sich dadurch aus, dass ihr Auftreten und ihre Struktur durch eine Intention geprägt ist (Hermann, 2008). Im Bereich der geordneten Klänge gibt es zwei sich überlappende Bereiche, den der Musik und der funktionellen Sounds bzw. Klänge, wobei sich der Bereich der Musik ebenfalls in verschiedenen Ebenen organisiert und durch akustische Signale auszeichnet.

Geordnete Klänge zeichnen sich jedoch dadurch aus, dass sie eine bestimmte Funktion, eine Motivation für ihre Entstehung und ihr Nutzen haben, oder einem bestimmten Ziel dienen (Hermann, 2008). Signaltöne wie das Klingeln eines Telefons,

eine Türklingel oder ein Warnsignal können als Funktionsgeräusche angesehen werden (Hermann, 2008). Überschneidungen beider Bereiche sind dadurch bedingt, dass Musik ebenfalls funktionale Aspekte erfüllen kann wie z.B. bei der Verwendung in Supermärkten, um die Stimmung beim Einkaufen zu lenken (Hermann, 2008).

Sonifikation ist nach Hermann (2008) als Teilmenge von funktionellen Klängen anzusehen, da es Klänge gibt, die einer Funktion dienen, jedoch weder als Sonifikation noch als Musik angesehen werden können. Die Überschneidung von Musik mit Sonifikation erklärt sich dadurch, dass Daten verwendet werden, um Aspekte von musikalischen Darbietungen zu steuern (Hermann, 2008). Hermann (2008) hält jedoch auch fest, dass Musik und Sonifikation zwar organisierte Klänge sind und Sonifikation eben auch als Musik klingen und wahrgenommen werden kann, dass aber wichtige Unterschiede diesbezüglich in der Definition von Sonifikation nicht manifestiert sind.

2.7.1.4.4 Funktionen der Auditory Display und der Sonifikation

Die Funktion von Auditory Display kann - ergänzt durch Hermann et al., (2011) - in vier Hauptkategorien unterteilt werden:

1. *Alarmsignale, Warnhinweise, Warnungen*
2. *Status-, Prozess- und Überwachungsmeldungen*
3. *Datenerforschung*
4. *Kunst, Unterhaltung, Sport und Bewegung*

Zur Verdeutlichung der Funktionen erfolgt im Folgenden eine Zuordnung von einzelnen Beispielen in den Hauptkategorien. Betrachtet man die Verklanglichung von Daten im alltäglichen Leben, so wird deren Bedeutung vollends verdeutlicht, wenn der Einsatz von Tönen in den Vordergrund gerückt wird. Dieses geschieht auf vielfältige Weise, welches in den folgenden Beispielen näher dargestellt wird.

1. *Alarmsignale, Warnhinweise und Warnungen*

Alarmsignale und Warnhinweise sind Geräusche, die eine besondere Dringlichkeit haben, da sie eine sofortige Reaktion oder Aufmerksamkeit erfordern, wie der Ein-

satz eines Signalhorns bei der Feuerwehr (Hermann et al., 2011). Jedoch bleibt hier anzumerken, dass diese Geräusche keine Informationen übermitteln. Man erfährt z.B. nicht, wo das Feuer ist oder in welcher Schwere es vorliegt. Ähnlich verhält es sich beim Katastrophenschutz z.B. zur Tsunamiwarnung (Hermann et al., 2011).

Warnungen beziehen sich auf den Sound, der anzeigen soll, dass etwas eingetreten ist oder der Zuhörer auf die Umgebung achten soll, da etwas eintreten könnte (Hermann et al., 2011). So piept beispielsweise die Mikrowelle und signalisiert somit, dass die Zeit abgelaufen ist, jedoch nicht das Essen fertig ist (Hermann et al., 2011). Oder ein Türklingeln vermittelt, dass jemand an der Tür ist, es verrät jedoch nicht, wer an der Tür ist (Hermann et al., 2011).

2. Status-, Prozess- und Überwachungsmeldungen

Wenngleich in einigen Fällen Geräusche oder Töne eine wichtige Warnfunktion darstellen, so werden für andere Umstände Töne oder Geräusche mit vermehrter Detailinformation benötigt, um dem Zuhörer einen aktuellen oder laufenden Status oder Prozess zu vermitteln. Die Fähigkeit des Zuhörers wird angesprochen, kleinste Veränderungen in den auditiven Ereignissen wahrzunehmen und dann ggf. zu handeln (Hermann et al., 2011). Hierzu zählt z.B. die Patientenüberwachung im Krankenhaus durch die Überwachung des Blutdrucks (Hermann et al., 2011).

3. Datenforschung

Bei der Datenforschung wird versucht, Informationen über einen ganzen Datensatz oder relevante Aspekte des Datensatzes zu kodieren und zu vermitteln (Hermann et al., 2011). Auditive Graphen für die Repräsentation von Arbeiten oder die Forschung an modellbasierter Sonifikation sind typische Anwendungsfelder in der Datenforschung (Hermann et al., 2011).

4. Kunst, Unterhaltung, Sport und Bewegung

Für den Einsatz bei Freizeit- und Fitnessaktivitäten werden auditive Schnittstellen derzeitig erforscht sowie Prototypen eingesetzt. Im Bereich der Computerspiele finden auditive Formate bereits Verwendung (Hermann et al., 2011). Nach Basse (2015) hat die Sonifikation auch Eingang in die Künste gefunden, kann hier aber am

ehesten im Bereich der Musik wahrgenommen werden, jedoch wird sie nicht nach den Gesetzmäßigkeiten der klassischen Instrumental- oder Vokalmusik klassifiziert. Hermann et al. (2011) sehen ein eindeutiges Potential in den auditiven Displays, um z.B. in Freizeit- und Wettkampfsportarten ein nützliches Feedback zu geben.

Weitere alltägliche Beispiele der Sonifikation

Zu weiteren alltäglichen Beispielen der Sonifikation zählen u.a. die Signale einer Park-Distance-Control beim Einparken eines Autos zur Überprüfung der Distanz oder das Piepen neuerer Kühlschränke, welches darauf hinweist, dass die Kühlzentralkühlung zu lange geöffnet ist und ein Unterbrechen der Kühlkette verhindert werden sollte.

2.7.1.4.5 Wissenschaftliche Studien zum Einsatz der Sonifikation

Aufgrund der Einordnung dieser Arbeit in den sportwissenschaftlichen und rehabilitativen Kontext wird dieser Themenbereich ausführlicher dargestellt. Nachfolgend wird der aktuelle Stand zum Einsatz von Sonifikation und auditivem Feedback zunächst mit Bezug zur Rehabilitation und anschließend zur Sportwissenschaft aufgezeigt.

Einsatz der Sonifikation in der Rehabilitation

In der neurologischen Rehabilitation konnte der Einsatz von Sonifikation als auditorisches Feedback bei Patienten mit Cerebralparese positive Effekte zeigen (Baram & Lenger, 2012). In der Studie von Baram und Lenger (2012) konnte eine Verbesserung der Ganggeschwindigkeit, jedoch nicht eine Verbesserung der Schrittlänge verzeichnet werden. Auffällig war, dass besonders ältere Patienten größere Verbesserungen durch auditorisches Feedback im Vergleich zu jüngeren Patienten verzeichnen konnten (Baram & Lenger, 2012).

Scholz et al. (2014) konnten ebenfalls in der neurologischen Rehabilitation bei Patienten nach Schlaganfall zeigen, dass Sonifikation eine geeignete Strategie zur Rehabilitation darstellt. In dieser Studie wurde in einem 2D-Experiment an gesunden älteren Probanden Lerneffekte untersucht, inwiefern eine Bewegung durch musikalische Unterstützung zu optimieren ist. Scholz et al. (2014) konnten wie in anderen

Studien von Bood, Nijssen, van der Kamp und Roerdink (2013) und Croom (2012) ebenfalls feststellen, dass Sonifikation eine kreative, hochmotivierende und sehr auffordernde Methode darstellt, um Bewegungen mit Klängen zu verbinden, und dies für den Einsatz in der Rehabilitation geeignet zu sein scheint.

Brock et al. (2012) beschreiben, dass mit Hilfe von Inertialsensoren und einem Bewegungserfassungssystem alltägliche Bewegungen erfasst werden konnten, um die Rotation des Arms oder das Greifen und Trinken im rehabilitativen Umfeld durch eine auditives Feedback erlernen zu können.

Die Ergebnisse der Studie von Thielman (2010) deuten darauf hin, dass Patienten nach einem Schlaganfall mit mäßigen oder schweren Armbeeinträchtigungen unter Einbezug eines auditiven Feedbacktrainings Verbesserungen aufzeigen. Durch die in das auditiv sensorische Feedback integrierte Rumpfbewegung konnte eine verbesserte Beweglichkeit und ein funktioneller Einsatz des hemiparetischen Arms erzielt werden (Thielman, 2010).

Brodie et al. (2015) konnten durch den Einsatz von auditiven Signalen zeigen, dass bei Menschen mit Morbus Parkinson eine Verbesserung in der Gangstabilität erzielt wird, was ein geringeres Risiko von Stürzen impliziert.

In einem Projekt von Knieling et al. (2015) wurde eine Sensoreinlage für den Schuh entwickelt, um dem Träger dieser Einlage über die plantare Druckverteilung akustische Signale zu vermitteln, die bei der Optimierung der Gang- und Laufbewegung helfen soll. Die aufgearbeiteten Messdaten sollen mittels Parameter-Mapping sonifiziert werden, so dass über das akustische Feedback die Bewegung angesteuert werden kann und eine Anpassung der Bewegungsausführung erfolgt (Knieling et al., 2015). Die ersten Testversuche mit kabelgebundenen Sensoreinlagen zeigten Erfolge. Weitere kabellose Sensoreinlagen für längeren Gebrauch sowie Feldversuche an Patienten sind den Autoren zufolge in Arbeit (Knieling et al., 2015).

Mit dem SONlgait wurde in der Studie von Horsk et al. (2016) ein Prototyp für die Vertonung der räumlich-zeitlichen Gangparameter entwickelt. Über eine Sensoreinlage im Schuh wurden Kraftdaten während der gesamten Standphase für beide Füße gleichzeitig erfasst und über ein akustisches Feedback ausgegeben. Verschiedene Sonifikationsmethoden und deren Veränderung auf das Gangmuster wurden untersucht. Den Autoren zufolge stellt die Echtzeit-Sonifikation mit dem SONlgait eine

effektive Methode zur Veränderung der Gangparameter dar. Jedoch konnte unabhängig von der Sonifikationsmethode ausschließlich eine reduzierte Kadenz und Geschwindigkeit im Vergleich zum Gehen ohne Sonifikation gefunden werden. Aufgrund dessen sollte den Autoren zufolge die klinische Implikation des Einsatzes der Sonifikation in der Gangrehabilitation weiter untersucht werden.

Reh, Hwang, Michalke und Effenberg (2016) konnten durch eine Gangsonifikation unter Verwendung der Bodenkontaktzeit und der Knieextension in einer Studie mit 12 Hüft-TEP-Patienten zeigen, dass ein Gangtraining mit Echtzeit-Sonifikation eine wirksame Methode darstellt, die Erholung von der Hüftendoprothetik signifikant zu beschleunigen. Betrachtung fanden hierbei die Gehgeschwindigkeit, die Variabilität und Symmetrie der Schrittänge (Reh et al., 2016).

Einsatz der Sonifikation im sportwissenschaftlichen Kontext

In einer Pilotstudie von Höner, Hermann und Grunow (2005) wurde Sonifikation als Hilfsmittel zur Taktikanalyse im Handball eingesetzt. Mit Hilfe eines Sollwert-Modells wurde das Auftreten eines signifikanten Fehlverhaltens, z.B. durch das Überschreiten eines Grenzwertes, den Spielern akustisch mitgeteilt, indem die im Vorfeld individuell zugeordneten Musikinstrumente angeschlagen wurden. Eine Aufmerksamkeitslenkung erfolgte somit auf relevantes, ballnahe Fehlverhalten (Höner et al., 2005).

Tibiale Stressfrakturen zählen zu den häufigsten Stressfrakturen bei Läufern, sodass in der Studie von Wood und Kipp (2014) versucht wurde, mittels auditivem Biofeedback die positive Spitzen-Beschleunigung (PPA, Peak-Positive-Aceleration) zu reduzieren. Es konnte gezeigt werden, dass nach einem 5-minütigen Echtzeit-Biofeedback eine Reduktion der PPAs vorlag (Wood & Kipp, 2014). Aufgrund der Ergebnisse sind Wood und Kipp (2014) der Ansicht, dass diese Methode geeignet ist, um ein Lauftraining durchzuführen oder in Umschulungen den Laufstil bei Läufern zu modifizieren. Wood und Kipp (2014) beschreiben zudem, dass ein Echtzeit-Biofeedback als praktikable Methode in der Verletzungsprävention und in Rehabilitationseinrichtungen eingesetzt werden kann.

In einer Pilotstudie beim Tischtennis konnten Boyer, Bevilacqua, Phal und Hanneton (2013) festhalten, dass Töne geeignet sind, dem Spieler während des Übens wichti-

ge Informationen in Echtzeit zu übermitteln. Die Kombination von Bewegungsanalyse und der Sonifikation kann den Spielern direkte Informationen zur Selbsteinschätzung der eigenen Schlagqualität oder Informationen zur Absicht des Gegners liefern (Boyer et al., 2013).

Effenberg (2006) hat einen „[...] Nachweis der Wirksamkeit der Sonifikation zur Effizienzsteigerung von Bewegungswahrnehmung, -beurteilung und Nachvollzug auf Basis gemessener externer Kräfte (Bodenreaktionskräfte beim Hock-Streck-Sprung)“ erbracht (S.48).

In einer Pilotstudie von Godbout und Boyd (2010) wurde beim Speed-Skating mit einem Echtzeit Audio-Feedback-System zur Verbesserung der Skating-Technik gearbeitet. Zur Einschätzung der Bewegung wurde mit einem Bewegungsmodell gearbeitet. Erfolgte eine Abweichung der Bewegung des Skaters vom Modell, wurde dieses dem Skater mitgeteilt. Mit Hilfe dieser Möglichkeit konnte der Skater seine im Vorfeld fehlerhaft entwickelte Technik verbessern (Godbout & Boyd, 2010).

Beim Rudern wird Sonifikation ebenfalls eingesetzt, um den Schlagrhythmus der Ruderer zu koordinieren (Bood et al., 2013) und das Bewusstsein für die Bewegungskoordination zu verbessern (Schaffert, Mattes, Barras, & Effenberg, 2009).

Der Einsatz von akustischer Informationsgabe zur Optimierung des Bootsdurchlaufes und die Überprüfung der Wirksamkeit im Wassertraining als auch im 2000-m-Ruderrennen wurde in der Studie von Mattes und Schaffert (2010) untersucht. Dabei konnte gezeigt werden, dass durch die „Nutzung des akustischen Informationsweges [...] genügend Ressourcen für die Bewegungsausführung und die Verarbeitung des intrinsischen Feedbacks [...] verbleiben“, sodass „[...] eine gesteigerte Bootsgeschwindigkeit und eine veränderte innerzyklische Bootsbewegung in ihrer zeitlich-dynamischen Struktur“ das Resultat dieser Studie waren (Mattes & Schaffert, 2010, S. 244). Weiterhin konnte gezeigt werden, dass sich der Einsatz der Sonifikation „[...] bei der Unterstützung des Wassertrainings und zur Ansteuerung charakteristischer Merkmale im Beschleunigungsverlauf grundsätzlich bewährt [...]“ hat und vom Trainer- und Athletenteam akzeptiert wurde (Mattes & Schaffert, 2010, S. 245).

Optimierung der Lernprozesse durch Sonifikation

Der Lernprozess von Bewegungstechniken basiert vorwiegend nach Brock et al. (2012) auf visuellen Lernstrategien. Auch Effenberg (2006) bestätigt, dass beim motorischen Lernen in Sport und Rehabilitation visuelle und verbale Informationen dominieren. Auditives Feedback ist jedoch als eine sehr effektive Methode bei motorischer Kontrolle und motorischem Lernen angesehen (Brock et al., 2012). Im Gegensatz zum visuellen Feedback, welches hinreichend untersucht wurde, gibt es nach Brock et al. (2012) bisher wenige Studien, die untersucht haben, inwiefern sich Bewegungen in auditorisches Feedback transformieren lassen, sodass es bisher noch unklar ist, wie sich erhobene Bewegungsdaten effizient und akkurat vertonen lassen.

Effenberg (2008) beschreibt ebenfalls, dass in einer Studie die Effizienz motorischer Lernprozesse durch den Einsatz der Sonifikation sowie die Auswirkung auf die Qualität der Bewegungstechnik beim Rudern untersucht wurden. Besonders im Fokus standen dabei die Effizienzsteigerung des Lernprozesses im Nachwuchsbereich durch die Verkürzung der Lernzeit als auch der Präzisierung der Bewegungstechnik (Effenberg, 2008). Es konnte gezeigt werden, dass eine höchste Wirksamkeit im Lernzusammenhang für die audiovisuelle Information auf Basis der Bewegungssonifikation vorliegen (Effenberg, 2008). Effenberg (2006) erläutert zudem, dass „Mit dem Einsatz zusätzlicher bewegungskustischer Informationen [...] eine Effizienzsteigerung motorischer Lernprozesse und eine Optimierung koordinativ-motorischer Prozesse angezielt“ wird (S. 46).

Musikalischer Einsatz zur Leistungssteigerung:

Dass Musik einen auffordernden Charakter hat und bereits im Sport eingesetzt wird, zeigen populäre Sportarten wie Spinning und Zumba (Bood et al., 2013). Der Einsatz im Spinning wird zur Bestimmung der Geschwindigkeit oder als Variation des Tempos als eine Art externer *Pacemaker* genutzt (Bood et al., 2013). Karageorghis und Terry (2011) konnten jedoch nicht nur feststellen, dass Musik einen auffordernden Charakter besitzt, sondern dass Athleten begleitet von Musik härter und länger trainieren. Gleichermaßen konnte ebenfalls von Bood et al. (2013) festgestellt werden. Läufer konnten mit akustischen Stimuli im Durchschnitt 2 Minuten länger laufen als unter

Kontrollkondition ohne Stimuli. Gleicher Effekt konnte auf einem Radergometer verzeichnet werden. Die Trittfrequenz war deutlich effizienter. In einer Studie von Bacon, Myers und Karageorghis (2012) konnte gezeigt werden, dass beim Radsport die Übungen effizienter ausgeführt werden, wenn sie synchron mit der Musik durchgeführt werden, als wenn das musikalische Tempo langsamer ist als die Rate der zyklischen Bewegung.

Vertonung des Fußdrucks als Anreiz zu vermehrter Bewegung

In dem Projekt *Piano Stairs* von Volkswagen wurden Messstreifen auf Stufen zur Erfassung des Fußdrucks angebracht. Zusätzlich wurden die Stufen optisch als Tastatur eines Klaviers gestaltet. Beim Betreten der Stufen wurden entsprechende Töne ausgegeben, sodass das Herauf- und Herabsteigen der Stufen vertont wurde. Untersucht wurde, ob durch die Vertonung das Verhalten der Menschen beeinflusst werden kann. Dem Experiment zufolge wurde durch die Vertonung beim Betreten der Stufen die Treppe 66% häufiger genutzt im Vergleich zur Rolltreppe. Eine Bewegungsvertonung scheint demzufolge einen sehr hohen Aufforderungscharakter zu haben.



Abbildung 25: Piano stairs

(Zugriff am 15.09.2019 unter: <https://www.youtube.com/watch?v=2lXh2n0aPyw>)

2.7.1.4.6 Klanggestaltung und Klangeigenschaften

Nach Dayé et al. (2006) gibt es eine Vielzahl von grundlegendsten Klangeigenschaften, die bei der Sonifikation als Darstellungsmöglichkeiten genutzt werden können. Abhängig von der Forschungsfrage und den verklanglichten Inhalten gilt es, den Dateneigenschaften Klangeigenschaften zuzuordnen. Im Folgenden werden die grundlegendsten Klangeigenschaften zum besseren Verständnis tabellarisch aufgelistet.

Tabelle 4: Klangeigenschaften der Sonifikation (mod. nach Dayé et al., 2006))

Nr.	Klangeigenschaften
1.	Lautstärke und Tonhöhe
2.	Klangdauer und Anschlagrate
3.	Kontinuum links-rechts
4.	Kontinuum Nähe-Ferne
5.	Sinuswelle
6.	Sägezahnwelle
7.	Puls quelle
8.	Inharmonische Wellenform
9.	Gradueller Übergang vom Rauschen zu Tonhöhenwahrnehmung
10.	Kontinuum hell-dunkel (Klangfarbe)
11.	Lineare Steigerung der Frequenz ≠ empfundener Steigerung der Tonhöhe.
12.	Exponentielle Steigerung der Frequenz → linearer Steigerung der Tonhöhe.
13.	Abhängigkeit von Tonhöhe und Lautstärke
14.	Kontrollierte Senkung der Amplitude bei steigender Tonhöhe

2.7.1.4.7 Informationserfassung über das Ohr

Trotz frühzeitiger Erkenntnisse im Bereich der Sonifikation verstärkte sich die technologische Entwicklung im Allgemeinen aber auch besonders in der westlichen Kultur als die Kultur des Auges, des Sehens, des Lebens, der Schrift und der Zahlen auf den Vorrang des Sehsinns, sodass die Sonifikation in Europa lange Zeit unbemerkt blieb (Dayé et al., 2006).

Das Ohr, so beschreiben Dayé et al. (2006), könnte als das genaueste Messinstrument des menschlichen Körpers zählen und kann trotz modernster technischer Mittel aufgrund der kombinierten Zeit-Frequenz-Auflösung nur schwer nachgebaut werden. „Der menschliche Gehörsinn hat sich im Laufe der Evolution zum Messinstrument entwickelt, das in seiner Genauigkeit, Adaptionsfähigkeit, Fehlertoleranz und hierarchischen Strukturierungsfähigkeit jedes technischen System in den Schatten stellt“ (Dayé et al., 2006, S. 41). Neben der Aufgabe der Orientierung in der Umgebung, der Wahrnehmung von differenzierten Klangeigenschaften auf Mikroebene ist das Ohr „[...] in der Lage, vielschichtige klangliche Änderungen zu registrieren [...]“ (Dayé et al., 2006, S. 41). Das Ohr ist ebenfalls in der Lage, Tonhöhen im Bereich 20 – 20,000 Hz wahr zu nehmen (Dayé et al., 2006). Weitere Stärken des Gehörs liegen u.a. darin, den Aufmerksamkeitsfokus zuverlässig zu steuern und mehrere Informationen parallel verarbeitet zu können (Höner et al., 2005). „Da das Gehör besser als das Auge in der Lage ist, komplexen Ereignissen zu folgen, steigt bei guten Sonifikationen auch die Genauigkeit, mit der die hörende Forscherin leichte Änderungen in der Datenstruktur auch bei hoher Komplexität des Datenmaterials identifizieren kann“ (Dayé et al., 2006, S. 44). Aufgrund der Empfindlichkeit des Ge-

hörs bei unbewusster Signalverarbeitung eignet sich dieses zum unbewussten Erlernen neuer Bewegungsabfolgen (Knieling et al., 2015). Lupberger (2011) erläutert, dass das Ohr zwar das Instrument ist, „[...] das akustische Reize aufnimmt, aber deren Interpretation, Einordnung und Bedeutungsgebung [...]“ erfolgt in unserem Gehirn (S.12).

2.7.1.4.8 Auditive vs. visuelle Informationsverarbeitung

Das folgende Kapitel gibt einen groben Überblick über die Neurophysiologie des Hörens und des Sehens über die grundlegenden sensorischen Verarbeitungsprinzipien und nachfolgenden Verarbeitungspfaden. Da diese Thematik nicht zum Hauptfokus dieser Arbeit zählt, sondern nur als Randthematik aufgegriffen wird, wird der Umfang dieser Thematik sehr kurz gehalten.

Über die Sinnessysteme sind Menschen in der Lage, Informationen aus Ihrer Umwelt aufzunehmen (Müsseler & Rieger, 2017). „Reize der Umwelt werden in verschiedenen Systemen des Gehirns (z. B. dem visuellen, auditiven oder taktilen) aufgenommen und interpretiert“ (Pöppel, 2002, S. 432). Als wichtigster Sinn wird das Sehen gewertet, wobei das Hören ein ebenso wichtiger Sinn ist, der in der Entwicklung der Menschheit in Vergessenheit geraten ist (Müsseler & Rieger, 2017).

Auditive Informationsverarbeitung

„Die auditive Wahrnehmung ist nicht nur das Hören an sich, sondern vielmehr ein Prozess des in der Hörbahn Verarbeiteten und die Weiterleitung an die höheren Zentren“ (Lupberger, 2011, S. 13). Beim Hören wandelt das auditive Sinnessystem Schwingungen einer bestimmten Wellenlänge innerhalb des hörbaren Frequenzbereichs 16 Hz – 20 kHz in neuronale Aktivierungsmuster um (Müsseler & Rieger, 2017). „Die Schallwellen werden zunächst vom Außen- und Mittelohr gebündelt und verstärkt [...]“ und treffen dann im Innenohr im Inneren der Hörschnecke, der Cochlea, auf das Corti-Organ auf der Basilarmembran (Müsseler & Rieger, 2017, S. 53). Die sich dort befindenden Haarzellen fungieren als Rezeptoren des auditiven Systems und leiten die Informationen weiter. Die Eigenschaften des Schallsignals

werden nachfolgend im aufsteigenden auditiven Verarbeitungspfad zwischen der Cochlea und dem primär auditiven Cortex weiterverarbeitet.

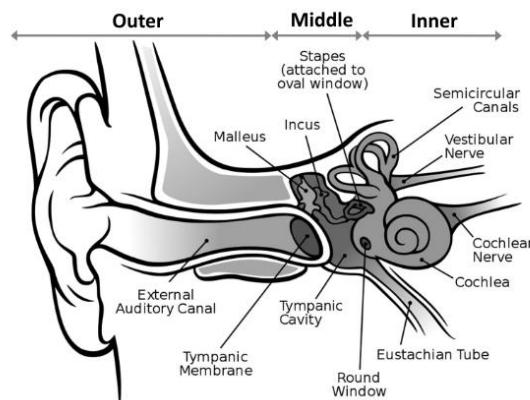


Abbildung 26: auditive Reizaufnahme und -verarbeitung
(Hermann et al., 2011, S. 43)

Der auditive Verarbeitungspfad besitzt eine hohe Anzahl an verschiedenen Schaltstellen. Ehe die Information den Cortex erreicht, wird diese erst über den Nucleus cochlearis, der Oliva superior, dem Lemniscus lateralis im Hirnstamm und dem Colliculi inferiores sowie dem Corpus geniculatum mediale als Teil des Thalamus zum Cortex transportiert (Müsseler & Rieger, 2017). Diese Vielzahl an Schaltstellen beim Hören zwischen Peripherie und Cortex deutet auf ein hohes Ausmaß an Vorverarbeitungsprozessen hin. Der auditive Cortex setzt sich aus dem primären auditiven Cortex sowie aus mehreren sekundären und Assoziationsarealen, die sich in den benachbarten Gebieten der anterioren und posterioren superioren temporalen Ebene befinden, zusammen (Müsseler & Rieger, 2017). Ähnlich dem visuellen System wird auch vom primär auditiven Cortex aus angenommen, dass für die auditive Verarbeitung zwei Verarbeitungspfade vorliegen. Der ventrale Pfad hat die Funktion der Erkennung und Identifizierung von Schallsignalen, wohingegen dem dorsalen Pfad die Funktion der Lokalisierung von Schallquellen zugeschrieben wird (Müsseler & Rieger, 2017). Während der Informationsweiterleitung treffen die Signale des linken und rechten Ohrs in verschiedenen Regionen aufeinander, sodass dieses einen Austausch der empfangenen Signale beider Ohren ermöglicht.

Visuelle Informationsverarbeitung

Beim Sehen werden elektromagnetische Wellen aufgenommen (Müsseler & Rieger, 2017). Die visuellen Reize treffen über die Linse auf die Retina und werden dann vom Sehnerv weiter über das Chiasma opticum, wo die nasalen Retinahälften die Hemisphäre kreuzen, zum Corpus geniculatum laterale, „[...] einer Struktur unterhalb des eigentlichen Thalamus [...]“ bzw. dem Colliculus superior, in dem ausschließlich 10% des Sehnervs enden, zum primär visuellen Cortex im Okzipitallappen geleitet (Müsseler & Rieger, 2017, S. 17). Die Verarbeitungskomplexität visueller Informationen ist sehr hoch, sodass ausgehend vom primär visuellen Cortex der visuelle Informationsfluss nicht strikt seriell verläuft, sondern in einem temporalen (ventralen) und einem parietalen (dorsalen) Pfad verarbeitet werden (Müsseler & Rieger, 2017). Dem temporalen Pfad wird die Funktion der Objekterkennung, dem parietalen Pfad die Funktion der Objektlokalisation zugeschrieben (Müsseler & Rieger, 2017).

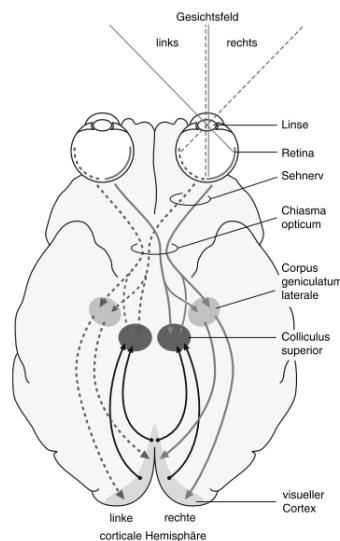


Abbildung 27: visuelle Reizaufnahme und -verarbeitung

(Müsseler & Rieger, 2017, S. 17)

Unterschiede in der visuellen und auditiven Informationsverarbeitung

Wie soeben beschrieben werden bei der Informationsverarbeitung beim Hören eine Vielzahl von Schaltstellen zwischen Peripherie und Cortex benötigt. Beim Sehen hingegen fungiert der Thalamus bzw. der Corpus geniculatum laterale als einzige Schaltstelle bei der Informationsweiterleitung. Bei der Betrachtung der Areale, die

im Gehirn für die auditive und visuelle Informationsverarbeitung zuständig sind, fällt auf, dass diese unterschiedlich im Gehirn lokalisiert sind (Abbildung 28).

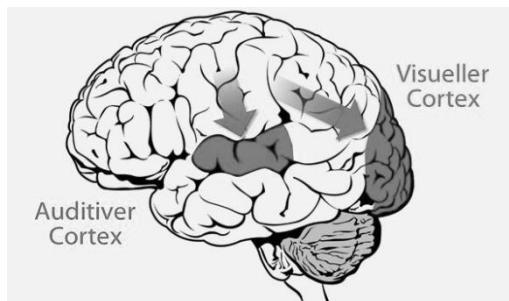


Abbildung 28: Auditiver und Visueller Cortex (Lamprecht, 2012)

2.7.1.5 Zukunft der Sonifikation

„Da das Gehör besser als das Auge in der Lage ist, komplexen Ereignissen zu folgen, steigt bei guten Sonifikationen auch die Genauigkeit [...], mit der „[...] leichte Änderungen in der Datenstruktur auch bei hoher Komplexität des Datenmaterials [...] identifiziert werden können (Dayé et al., 2006, S. 44). Brock et al. (2012) sind der Ansicht, dass die Bewegungsvertonung bzw. die Bewegungssonifikation in der Zukunft eine unterstützende Anwendung bezüglich des motorischen Trainings in den Bereichen Sport und Rehabilitation sein wird.“

2.8 Zusammenfassung der vorliegenden Erkenntnisse

Ausgehend von den in Kapitel 2.1 - 2.7 erläuterten theoretischen Grundlagen zum menschlichen Gang, den medizinischen und anatomischen Gegebenheiten, der Endoprothetik, der orthopädischen Rehabilitation, der Ganganalyse als auch zu den Feedbackverfahren und der Sonifikation wurde versucht, die Komplexität und Zusammenhänge, mit denen sich diese interdisziplinären Arbeit befasst, darzustellen.

Der menschliche Gang in seiner Komplexität kann nach einem Hüft- oder Kniegelenkersatz im Rahmen einer stationären Rehabilitation nicht vollends wiederhergestellt werden. Auch mehrere Jahre postoperativ sind noch deutliche Defizite, nicht nur im operierten Gelenk, sondern auch in anderen Gelenken und in verschiedenen Gangparametern erkennbar. Aufgrund der gleichbleibend hohen Operationszahlen, der reduzierten Verweildauer im Krankenhaus- und in den Rehabilitationseinrichtungen

sowie der möglichen Folgeerkrankungen aufgrund eines dauerhaft gestörten Gangbildes besteht Behandlungsbedarf in der nachhaltigen Wiederherstellung des normalen Gangbildes nach Gelenkersatz. Gangschulungen und Gangtrainings nehmen im Rahmen der Rehabilitation nicht nur einen untergeordneten Stellenwert ein, sie scheinen auch nicht zielführend zu sein, um die hoch automatisierten, falsch angeeigneten Bewegungsmuster nachhaltig zu verändern.

2.8.1 Herausarbeitung der Forschungslücke

Aufgrund dessen wurde durch den Einsatz von Feedbackverfahren, deren Potential bereits in der Neurorehabilitation und im sportwissenschaftlichen Kontext bestätigt wurde, versucht sich der Problematik der Ansteuerung der Schlüsselpараметer zu nähern. Limitierungen in technischen Verfügbarkeiten und Technologien machten es erforderlich, sich der Problematik und den möglichen Lösungsansätzen in mehreren Schritten anzunähern. Übergeordnetes Ziel des Projekts *Zurück zum normalen Gang* war die direkte Ansteuerung der überdauernden Schlüsselpараметer. Das Vorhaben bestand zunächst jedoch darin, über die Ansteuerung der temporären Parameter (erster Schritt) eine indirekte Beeinflussung und dadurch bedingt Veränderungen bzw. Verbesserungen der überdauernden Schlüsselpараметer zu erzielen (vgl. Abbildung 29).

Im Verlauf des Projekts und der zahlreichen explorativen Vorarbeiten wurde versucht sich der direkten Ansteuerung der überdauernden Schlüsselpараметer (zweiter Schritt), anzunähern (vgl. Abbildung 29).

Aufgrund erster positiver Effekte im Rennrudern durch die Bewegungsvertonung der Ruderbewegung wird davon ausgegangen, dass mit einer auditiven Feedbackgabe der sonifizierten Hüft- und Kniegelenksbewegungen eine direkte Ansteuerung der Schlüsselpараметer möglich ist.

Im Entwicklungsprozess konnte gezeigt werden, dass mit Weiterentwicklung der Technik sukzessiv dem langfristigen Ziel näher gekommen wurde.

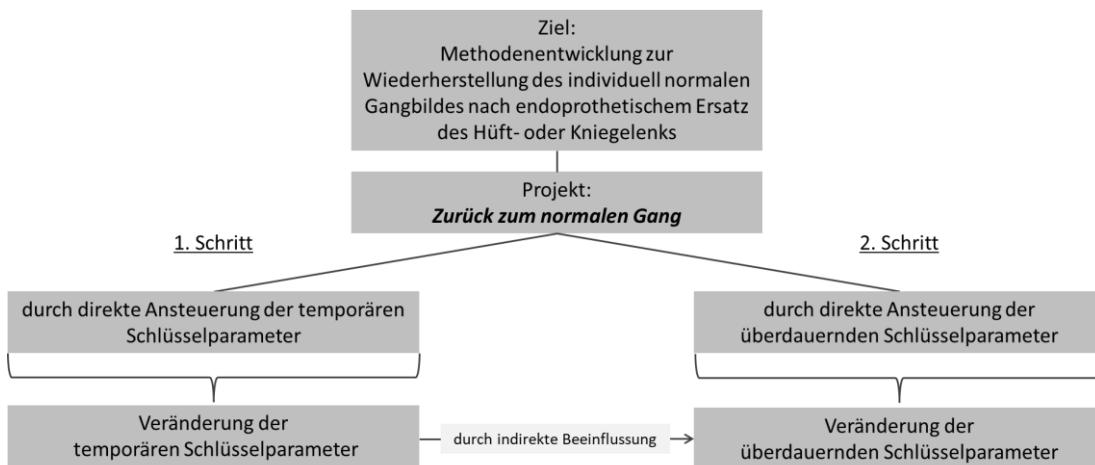


Abbildung 29: Beeinflussung der Schlüsselparame...

Für ein besseres Verständnis des Entwicklungsprozesses werden folgend die explorativen Vorarbeiten kurz erläutert.

2.8.2 Explorative Vorarbeiten

2.8.2.1 Zeitlicher Verlauf der explorativen Vorarbeiten

Die Entwicklung einer Methode zur Wiederherstellung und vor allem nachhaltigen Sicherung des individuell normalen Gangbildes umfasst einen mehrjährigen Entwicklungsprozess. An diesem Entwicklungsprozess zur Erreichung des langfristigen und übergeordneten Ziels waren eine Vielzahl von verschiedensten Studien-, Projekt-, Abschluss- sowie Institutsarbeiten integriert (vgl. Abbildung 30). Eine kurze Darstellung dieser Arbeiten erfolgt in den nachfolgenden Kapiteln.

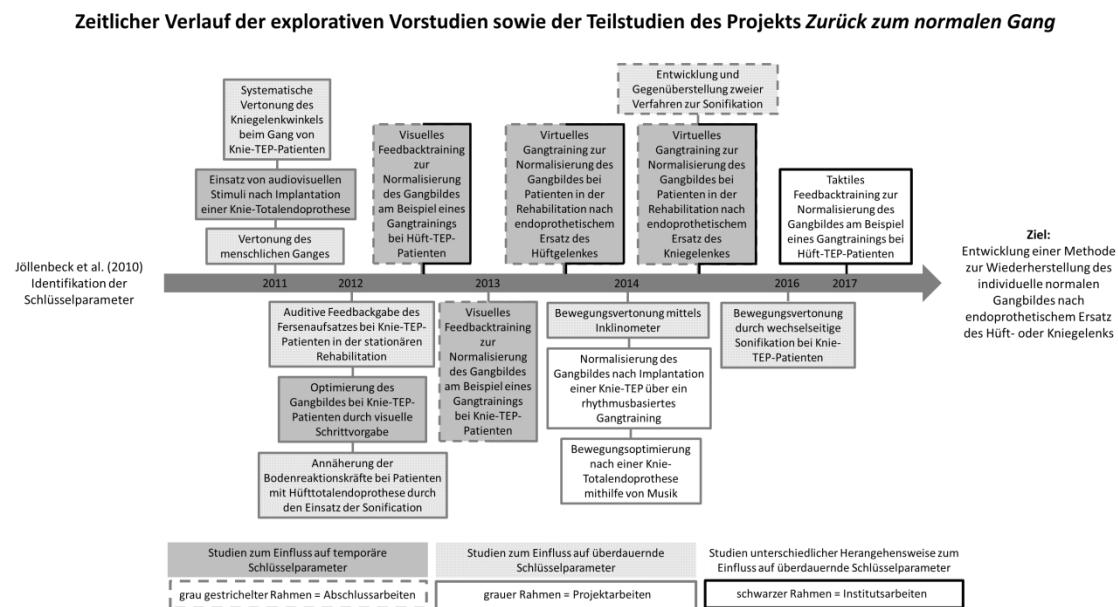


Abbildung 30: Zeitlicher Verlauf der explorativen Vorarbeiten und Teilstudien des Projekts *Zurück zum normalen Gang*

Auf die Darstellung der Studien zur Erhebung der Kontroll- und Referenzgruppen, die im selben Zeitraum stattgefunden haben, wurde an dieser Stelle verzichtet. Eine Darstellung hierzu befindet sich in Kapitel 3.1. (vgl. Abbildung 34).

2.8.2.2 Einfluss auf temporäre Parameter

Im folgenden Kapitel erfolgt eine kurze chronologische Darstellung aller explorativen Vorarbeiten, mit denen Einfluss auf die temporären Schlüsselparame... genommen wurde (vgl. Abbildung 30).

Alle explorativen Vorarbeiten fanden in einem Prä-Post-Test-Design statt. Die Interventionen der verschiedenen Studien umfasste ein Training auf dem Laufband mit unterschiedlicher Einflussnahme auf die Patienten.

Einsatz von audiovisuellen Stimuli nach Implantation einer Knie-Totalexoprothese

In dieser Projektarbeit erfolgte ein visuelles Feedback der Körperschwerpunktlinie, die während des Gehens auf einem vor dem Laufband befindlichen Monitor abgebildet wurde, sowie eine Vertonung der Standphase über in den Schuh eingelegte Drucksensoren. In dieser Studie wurden drei Knie-TEP Patienten untersucht. Es

konnten keine Verbesserung hinsichtlich temporärer Parameter erzielt werden. Eine Visualisierung der Körperschwerpunktlinie zur Angleichung der Schrittlänge und eine Vertonung der Bodenreaktionskräfte zur Verbesserung des Gangrhythmus schienen keine Relevanz zu haben.

Optimierung des Gangbildes bei Knie-TEP-Patienten durch visuelle Schritt vorgabe

Über das Vorblenden der individuellen Fußabdrücke der Patienten auf das Laufband realisiert über einen Projektor in Kombination mit der Vertonung des Kniewinkelverlaufs, welcher über ein Goniometer erhoben wurde, wurde Einfluss auf das Gangverhalten von vier Patienten genommen. Es wurde der Fragestellung nachgegangen, ob ein Goniometer zur Bestimmung des Kniewinkelverlaufs geeignet ist und inwiefern eine Veränderung des Kniewinkelverlaufs über eine visuelle Schritt vorgabe möglich ist. Eine positive Veränderung des Kniegelenkwinkels über 6 Trainingseinheiten scheint möglich. Ob Goniometer zur Erfassung des Kniewinkelverlaufs geeignet sind, muss in Folgestudien geklärt werden.

Visuelles Feedbacktraining zur Normalisierung des Gangbilds am Beispiel eines Gangtrainings bei Knie-/Hüft-TEP-Patienten

Diese Studie ist eine Teilstudie des Projekts *Zurück zum normalen Gang* und wird daher im Kapitel 3.3.1 detaillierter beschrieben.

Virtuelles Gangtraining zur Normalisierung des Gangbildes bei Patienten in der Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz des Knie- /Hüftgelenkes

Diese Studie ist eine Teilstudie des Projekts *Zurück zum normalen Gang* und wird daher im Kapitel 3.3.2 detaillierter beschrieben.

2.8.2.3 Einfluss auf überdauernde Parameter

Nachfolgend werden in chronologischer Abfolge, die Studien beschrieben, in denen die Einflussmöglichkeiten auf die überdauernden Schlüsselparameter untersucht wurden.

Systematische Vertonung des Kniegelenkwinkels beim Gang von Knie-TEP-Patienten

Eine Kombination aus auditivem und visuellem Feedback wurde an sieben Knie-TEP-Patienten getestet. Auf einem vor dem Laufband positionierten Monitor erfolgte eine visuelle Darstellung des auditiven Feedbacks der Gelenkwinkelkurven. Zu Beginn jeder Untersuchung erfolgte, zur Gewöhnung an das Feedback, eine Vertonung des nicht operierten Beins. Veränderungen im Gangbild und der überdauernden Parameter konnten jedoch nicht erzielt werden.

Vertonung des menschlichen Gehens

Mit Hilfe von Gonio- und Inklinometern erfolgte über die Konstruktion eines Modulschaltbildes einer Programmiersoftware die Vertonung des Gangbildes. In der Intervention zur Vertonung des Gangbildes wurde mit vier unterschiedlichen Ausprägungen eines Feedbacks (akustisches Feedback, akustisch-optisches Feedback, akustisch-visuelles Feedback sowie mit einem modifizierten akustischen Feedback) gearbeitet. Diese Intervention wurde an drei Knie-TEP-Patienten getestet. Erste Verbesserungen hinsichtlich der Knie- und Hüftextension konnten ermittelt werden, wobei die Messtechnik auch hier als limitierender Faktor angesehen wurde.

Auditive Feedbackgabe des Fersenaufsatzes bei Knie-TEP-Patienten in der stationären Rehabilitation

Bei einem 5-maligen Gangtraining mit vier Knie-TEP-Patienten wurde versucht, über die Rückmeldung des Fersenaufsatzes (tiefe Tonhöhe = fester Fersenaufsatz, hohe Tonhöhe = sanfter Fersenaufsatz) eine Angleichung der Bodenreaktionskräfte des operierten an das nicht operierte Bein zu bewirken. Positive Auswirkungen auf den Bewegungsumfang im Kniegelenk konnten am Ende dieser Untersuchung nicht gezeigt werden.

Annäherung der Bodenreaktionskräfte bei Patienten mit Hüfttotalendoprothese durch den Einsatz der Sonifikation

Mit Hilfe von Drucksensoren in den Schuhen erfolgte eine auditive Wiedergabe der Bodenreaktionskräfte des operierten und nicht operierten Beins. Die Idee bestand darin, dass die Probanden über den Unterschied der wiedergegebenen Töne eine

Anpassung der defizitären Bodenreaktionskräfte des operierten Beins an das nicht operierte Bein vornehmen können. Veränderungen im Gangbild und im Bewegungsumfang waren bei vier Probanden nach viermaligem Training nicht erkennbar.

Bewegungsvertonung mittels Inklinometer

Die Oberschenkelneigung wurde mit Hilfe eines Inklinometers erfasst und über die Tonhöhe der Neigungswinkel wiedergegeben. Lag eine senkrechte Ausrichtung des Oberschenkels sowie eine Extension im Kniegelenk vor, so wurde eine tiefe Tonhöhe wiedergegeben. Bei Veränderung des Neigungswinkels in eine waagerechte Position, Flexion im Hüftgelenk, erfolgt eine Erhöhung des wiedergegebenen Tons. Die fünf Hüft-TEP-Patienten sollten eine Angleichung vom operierten an das nicht operierte Bein vornehmen. Eine Verbesserung des Bewegungsumfangs im Hüftgelenk konnte dokumentiert werden. Ziel dieser Studie war eine erste Annäherung an ein auf Sonifikation basierendes Gangtraining.

Entwicklung und Gegenüberstellung zweier Verfahren zur Sonifikation

Die Vertonung des individuellen Gangbildes erfolgte mittels Goniometer über zwei unterschiedliche Verfahren. Ein verlaufsorientiertes und ein stufenbasiertes Vertonungsverfahren wurden einander gegenübergestellt. Beim verlaufsorientierten Verfahren erfolgte eine Ausgabe des Kniegelenkwinkels als kontinuierlicher Ton. Beim stufenbasierten Verfahren erfolgt die Vertonung des kleinsten bzw. größten Kniewinkels in der Bewegung. Der Vertonungsalgorithmus sowie die Echtzeitausgabe der vertonten Gelenkwinkel wurden mit der Software DASYLab (Version 10) realisiert. In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass das verlaufsorientierte Verfahren hinsichtlich der Akzeptanz der Patienten dem stufenbasierten Verfahren überlegen ist. Kurzzeiteffekte hinsichtlich einer Gangbildveränderung konnten dokumentiert werden.

Bewegungsvertonung durch wechselseitige Sonifikation bei Knie-TEP-Patienten

Durch den Einsatz eines Inertialsensoren-basierten Systems erfolgte die Vertonung des Kniegelenkwinkels bei drei Knie-TEP-Patienten. Die Tonfolge der Gelenkbewegung der nicht operierten Seite wurde in einer dreiminütigen Eingewöhnungsphase erhoben und aufgezeichnet. Im Anschluss erfolgte ein Gangtraining mit der Verto-

nung der Gelenkbewegung des operierten Beins. Die Aufzeichnung der Gelenkwinkelvertonung des nicht operierten Beins wurde ebenfalls gleichzeitig vorgespielt. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, die beiden vertonten Bewegungen aneinander anzupassen. Trends hinsichtlich einer Verbesserung der überdauernden Schlüsselpараметer wurden ersichtlich. Geringfügige positive Veränderungen in der Extensions-Flexions-Bewegung konnten dokumentiert werden.

2.8.2.4 Weitere Ansätze zur Beeinflussung der überdauernden Parameter

Nachfolgend wird eine kurze chronologische Darstellung weiterer differenzierter Ansätze zur Beeinflussung der Schlüsselpараметer aufgezeigt.

Normalisierung des Gangbildes nach Implantation einer Knie-TEP über ein rhythmusbasiertes Gangtraining

In einer weiteren Projektarbeit wurde ein rhythmusbasiertes Gangtraining absolviert. Die Intervention beinhaltete ein 20-minütiges Gangtraining, bei dem nach dem Fading-Prinzip der entsprechende Gangrhythmus orientiert an der individuellen Kadenz der Probanden den Probanden rückgemeldet wurde. Das 20-minütige Training unterteilt sich in 2x10 Minuten, wobei die Rückmeldung des Rhythmus mit fortschreitender Zeit abnahm. Die Probanden wurden dahingehend instruiert, ihren Gang gleichmäßig im vorgegebenen Rhythmus einzuhalten. Der Rhythmus wurde mittels Metronom den Probanden vorgespielt. An dieser Vormessung haben sechs ausschließlich weibliche Probanden teilgenommen. Bei diesem kleinen Probandenkollektiv wurden jedoch bereits geringfügige Verbesserungen hinsichtlich der temporären und überdauernden Parameter gefunden.

Bewegungsoptimierung nach einer Knie-Totalendoprothese mithilfe von Musik

Mit Hilfe von Musik wurde versucht, Einfluss auf die Schlüsselpараметer zu nehmen. Den Probanden wurden einmalig drei verschiedene Musikstücke angeboten, aus denen der Proband seinem Geschmack entsprechend ein Musikstück wählen konnte. Es erfolgte eine Orientierung an der Beats-per-minute (bpm)-Zahl. Das gewählte Musikstück wurde entsprechend der vorgegeben Schrittzahl des Probanden und der daraus errechneten bpm-Zahl angepasst und dem Probanden vorgespielt. Das Vorspielen der Musik erfolgte in einem zweiminütigen Rhythmus. Die

Probanden wurden instruiert, den Gang der Musik anzupassen und diesen auch in der musikfreien Zeit beizubehalten. Es konnte gezeigt werden, dass ein musikbegleitendes Training positive Effekte auf das Gangbild hat. Eine geringfügige Veränderung der überdauernden Schlüsselparameter konnte mit dieser Studie erzielt werden. Ein signifikanter Trend ist zu erkennen.

Vergleich des Gangbildes zwischen einer jungen Gruppe und einer Gruppe im hohen Alter

In einer einmaligen Untersuchung wurde ein Vergleich einer jungen, gesunden Probandengruppe mit einer altersadäquaten Vergleichsgruppe vorgenommen, um altersabhängige Veränderungen im Gangbild zu dokumentieren.

Studie zur Reliabilität der Videorasterstereografie

In einer Messung zu verschiedenen Wirbelsäulenparametern bei jungen, gesunden Probanden erfolgte eine Überprüfung der Parameter am Folgetag, um Aussagen zur Reliabilität der Messung bei identischer Vorgangsweise vornehmen zu können. Diese Projektarbeit diente als Vorstudie zur Überprüfung des Messverfahrens, um in Folgestudien Auswirkungen totalendoprothetischer Gelenkversorgung auf die Wirbelsäule zeigen zu können.

Veränderung der Wirbelsäulenparameter bei Knie-TEP-Patienten

In einem 14-tägigen Prä-Post-Test-Design ohne zusätzliche Intervention wurden verschiedene Wirbelsäulenparameter bei sechs weiblichen Knie-TEP-Patienten erhoben, um Veränderungen dieser im Rehabilitationsprozess aufzeigen zu können. Es konnte gezeigt werden, dass allein durch den Rehabilitationsprozess u.a. positive Veränderungen in der Wirbelsäulenrotation, der Kyphose und Lordose und Seitneigung zu erkennen sind, was auf eine Normalisierung des Gangbildes hindeutet.

2.9 Herleitung der allgemeinen Forschungshypothesen

Durch die Ergebnisse der explorativen Vorstudien und durch die technische Weiterentwicklung konnte sich dem zweiten Schritt, der direkten Ansteuerung der überdauernden Schlüsselparameter durch ein auditives Feedbacktraining sukzessiv angenähert werden.

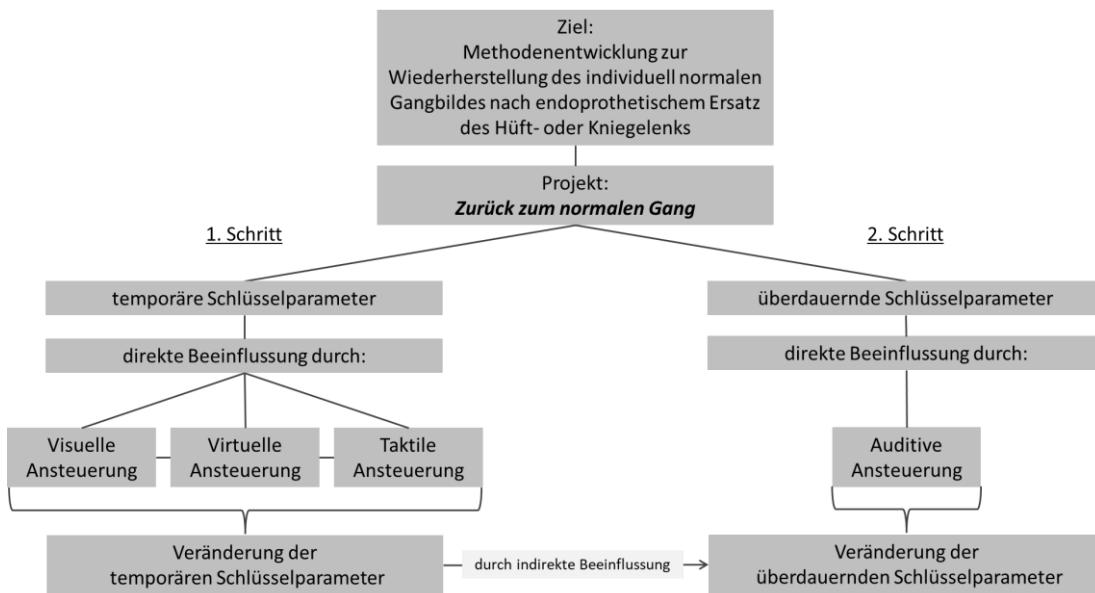


Abbildung 31: Ansteuerung Schlüsselparameter nach Forschungslücke

Aufgrund der in den Vorstudien erlangten Erkenntnisse kann folgende allgemeine Forschungshypothese abgeleitet werden.

Allgemeine (übergeordnete) Forschungshypothese:

Eine Intervention innerhalb der stationären orthopädischen Rehabilitation führt zu einer Normalisierung des Gangbildes bei Patienten nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks.

Daraus ergeben sich folgende zwei Forschungshypothesen (FH):

Erwartet wird

(FH 1): *eine Verbesserung aller Parameter sämtlicher Gruppen über den Zeitraum der Intervention durch allgemeine Heilungsprozesse und übliche therapeutische Maßnahmen*

(FH 2): *eine Überlegenheit eines auditiven Feedbacktrainings gegenüber anderen Interventionen.*

3 Methodik

Im folgenden Kapitel wird die methodische Vorgehensweise des Projekts *Zurück zum normalen Gang* erläutert und das Studiendesign aller Teilstudien sowie der im Fokus dieser Arbeit stehenden Hauptstudie beschrieben.

Zunächst wird jedoch der zeitliche Verlauf der explorativen Vorstudien erläutert, um den Gesamtumfang des Projekts sowie dessen Entwicklungsstufen zu verdeutlichen. Darauf aufbauend werden die Teilstudien näher beschrieben. Anschließend wird auf die Methodik der Hauptstudie detailliert eingegangen.

3.1 Studienübersicht des Projekts *Zurück zum normalen Gang*

Die vorliegende Arbeit beschreibt das Projekt *Zurück zum normalen Gang*. Der Fokus der vorliegenden Arbeit liegt auf der Studie zum auditiven Feedbacktraining nach endoprothetischem Gelenkersatz, sodass diese in der folgenden Grafik als Hauptstudie bezeichnet wird. In dieser Hauptstudie soll eine neue Methode auf ihre Effektivität, zur Wiederherstellung des normalen Gangs nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks hin, überprüft werden. Mit dem auditiven Feedbacktraining wird ein direkter Einfluss auf die überdauernden Schlüsselparameter genommen, um eine Veränderung dieser zu bewirken (vgl. Abbildung 32.).

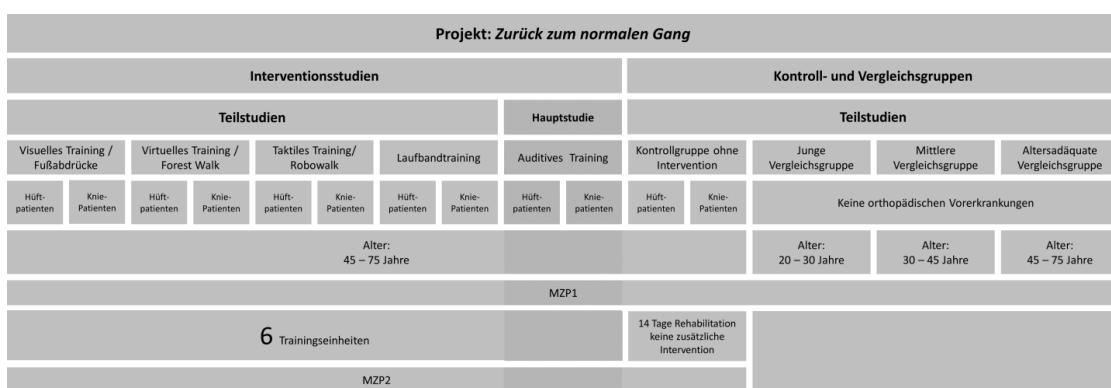


Abbildung 32: Einordnung aller Studien in das Projekt – *Zurück zum normalen Gang*

Die Hauptstudie ist in Aufbau und Untersuchungsablauf identisch zu den anderen Interventionsstudien des Projekts *Zurück zum normalen Gang* (in der Abbildung 32 als *Teilstudien* bezeichnet). In dieser Arbeit werden jedoch nicht alle Fragestellungen des Projekts behandelt, da dieses den Umfang deutlich überschreiten würde. Zur besseren Verständlichkeit wird jedoch das gesamte methodische Vorgehen im Projekt sowie in den Teilstudien erläutert. An entsprechenden Stellen wird darauf hingewiesen, dass einige Fragestellungen in der Arbeit nicht untersucht und daher nicht weiter berücksichtigt werden. Ein detaillierterer Studienaufbau (vgl. Abbildung 220) sowie die interventionsgruppenspezifischen Instruktionen befinden sich im Anhang.

3.2 Studiendesign

Bei diesem Projekt handelt es sich um RCT-Studien im Prä-Post-Test-Design (vgl. Abbildung 33).



Abbildung 33: Prä-Post-Test-Design

Nach einem Informationsgespräch und der Einwilligung der Probanden zur Teilnahme an der Studie wurden die Probanden indikationsspezifisch und randomisiert den verschiedenen Interventionsgruppen (IG) einschließlich der Kontrollgruppe (KG) zugewiesen. Zu Beginn der Studie wurde das Einverständnis der Probanden über eine Erklärung eingeholt, die von jedem Probanden unterschrieben wurde. Anschließend wurde eine ausführliche Anamnese erhoben, sowie das aktuelle Schmerzempfinden der Probanden über eine 10-stufige visuelle Analogskala (VAS, 1 = keine Schmerzen, 10 = unerträgliche Schmerzen) erfasst. Die Probandeninformation als auch der Anamnesebogen sind im Anhang zu finden. Alle IGs sowie die KGs hatten an den Messzeitpunkten (MZH1 und MZH2) einen identischen Untersuchungsablauf. Das Training war interventionsgruppenabhängig, umfasste jedoch bei allen IGs max. 20 Minuten plus einer dreiminütigen Eingewöhnungsphase. Das Training durfte jederzeit beendet werden.

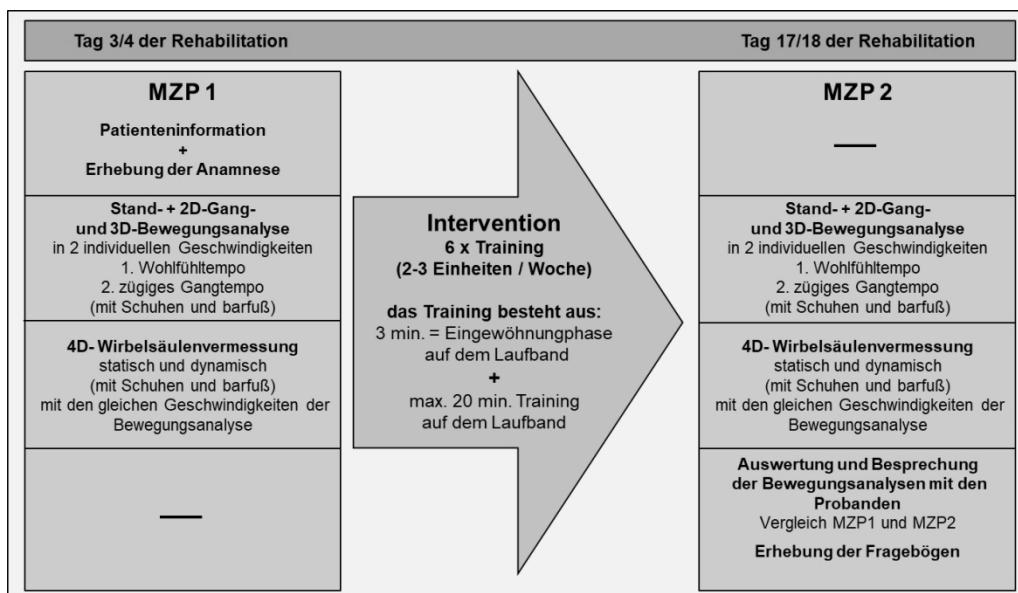


Abbildung 34: Studiendesign – Ablauf + Messdurchführung

Über einen Zeitraum von 14 Tagen wurden insgesamt acht Termine, bestehend aus einem Messzeitpunkt eins (MZP1/ Prä-Test), sechs Trainingseinheiten als Intervention sowie einem zweiten Messzeitpunkt (MZP2 / Post-Test), benötigt (vgl. Abbildung 34). An den beiden MZPs wurde je eine umfassende 3D-Bewegungsanalyse sowie eine 2D-Ganganalyse in zwei verschiedenen und individuell frei wählbaren Geschwindigkeiten zur Erfassung der Unterschiede im Erhebungszeitraum durchgeführt. Im Anschluss daran erfolgte die Durchführung einer 4D-Wirbelsäulenvermessung sowohl statisch als auch dynamisch in den zuvor gewählten Geschwindigkeiten in einem separaten Raum, welcher aus messtechnischen Gründen verdunkelt wurde. Zwischen beiden MZPs erfolgt mit Ausnahme der KG in regelmäßigen Abständen (alle zwei bzw. drei Tage) ein 6-maliges Gangtraining mit entsprechender Intervention auf einem instrumentierten Laufband. Zum Abschluss der Studie wurde von den Probanden ein Fragebogen zur Studie ausgefüllt (siehe Anhang). Zudem wurde an MZP2 mit allen Probanden eine ausführliche Besprechung (30-45min) der ganganalytischen Befunde mit einem Vergleich zwischen MZP1 und MZP2 vorgenommen. Die Reports der Ganganalysen wurden allen Patienten ausgehändigt.

Mit Ausnahme der Referenzgruppen befanden sich alle Probanden, die an dieser Studie teilgenommen haben, im Rahmen der AR bzw. der AHB in einer stationären Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks.

3.2.1 Ein-/ und Ausschlusskriterien

Für Probanden nach Implantation einer TEP

Voraussetzung zur Teilnahme an der Studie war die Implantation einer Hüft- oder Knie-TEP sowie die Vorgabe der Vollbelastung des operierten Gelenks seitens des Operateurs.

Ein weiteres Kriterium war, dass die Patienten sich in der Lage fühlten, sicher auf einem Laufband und möglichst ohne Festhalten zu gehen. Patienten des Jahrgangs 1950 und älter wurden nicht in die Studie aufgenommen. Erfahrungsgemäß ist ein Gehen auf dem Laufband in hohem Alter koordinativ sehr anspruchsvoll, was oftmals zu Problemen bei der Ausführung eines Laufbandtrainings führt (Perry, 2003). Ein Ausschlusskriterium war das Vorhandensein einer weiteren Hüft- oder Knie-TEP sowie neurologische Erkrankungen oder Begleiterkrankungen, die ebenfalls gegen ein Laufbandtraining sprachen.

Für die Probanden der Referenzgruppen

Die Probanden der Referenzgruppen (JVG, MVG und AVG, weitere Details hierzu in Kapitel 3.3.6) sollten keine orthopädischen Erkrankungen der unteren Extremitäten aufweisen. Neurologische Erkrankungen waren ebenfalls ein Ausschlusskriterium.

3.2.2 Stand-, Gang- und Bewegungsanalyse

Die Stand-, 2D-Gang- und 3D-Bewegungsanalyse wurde auf einem instrumentierten Laufband (h/p/cosmos sports & medical GmbH, Nussdorf-Traunstein, Deutschland; Laufbandmodell: h/p/cosmos quasar med 4.0; Lauffläche: 170 x 65cm;) durchgeführt. Die Erfassung der bewegungsspezifischen kinetischen und kinematischen Parameter erfolgte zum einen über das markerbasierte System CMS-HS (CMS = coordinate measuring system, Ultraschall, Software: WinGait Version 3.1.46 der Firma zebries Medical GmbH, Isny im Allgäu, Deutschland). Zum anderen wurden gleichzeitig mittels eines kamerabasierten Systems in Kombination mit einer im Laufband integrierten Druckmessplatte (zebris FDM Version 1.18.40, zebries Medical GmbH; Sensorfläche: 135,5cm x 54,1cm; Messbereich: 1-120N/cm²; Sensorenanzahl: 10,240 \pm 1,4 Sensoren / cm²; Abtastrate: 120Hz) (zebris medical GmbH, 2017) verschiedenste Gangparameter erhoben. Videoaufnahmen wurden von dorsal getätigt

und ausschließlich zur Auswertung der ganganalytischen Befunden mit den Probanden genutzt.

Zunächst wurde eine Standanalyse auf dem Laufband durchgeführt, die Patienten wurden gebeten, möglichst ruhig zu stehen und nach vorn zu schauen. Die Dauer der Standanalyse betrug 10 Sekunden.

Anschließend wurde eine 2D-Gang- + 3D-Bewegungsanalyse auf dem Laufband durchgeführt. Nach angemessener Eingewöhnungszeit von drei Minuten erfolgte die Analyse des Gangbildes, über einen Zeitraum von 20 Sekunden. Die Probanden wurden gebeten, zunächst ein individuelles Wohlfühltempo und im Anschluss ein zügiges Gangtempo, abhängig vom aktuellem Befinden, selbst einzustellen. Das Display des Laufbandes war hierbei abgedeckt, um einen möglichen Leistungs- oder Steigerungsdruck zwischen MZP1 und MZP2 auszuschließen. Die 3D-Bewegungsanalyse wurde aus messtechnischen Gründen ausschließlich mit Schuhen durchgeführt. Die 2D-Ganganalyse wurden ebenfalls barfuß (aus hygienischen Gründen mit Socken) bei selbigen zuvor gewählten Geschwindigkeiten durchgeführt. Hintergrund ist die klinische Relevanz des Barfußgehens, da hierbei das Fußgewölbe sichtbar wird und somit auf eine mögliche Einlagenversorgung Bezug genommen werden kann. Zudem können Unterschiede zwischen dem Gang mit Schuhen als auch barfuß gesehen werden.

Es wurden ausschließlich die 2D-Gang- und 3D-Bewegungsanalysen bei zügiger Geschwindigkeit, die mit Schuhen durchgeführt wurden, zur Auswertung herangezogen.

Alle Probanden wurden für die Zeit der Stand-, Gang- und Bewegungsanalyse auf dem Laufband mit einem Brustgeschirr über ein Sicherungsseil an einem Sicherheitsbügel gesichert (vgl. Abbildung 35, Nr. 4).



Abbildung 35: Aufbau der Messtechnik im Institut für Biomechanik der Klinik Lindenplatz; 1.) Laufband der Firma h/p/cosmos sports & medical GmbH mit integrierter Druckmessplatte (zebris FDM); 2.) 3D –Bewegungsanalysesystem CMS-HS der Firma zebris Medical GmbH; 3.) abgedeckte Laufbandsteuerung; 4.) Sicherungsseil 5.) Robowalk System der Firma h/p/cosmos für das taktile Feed-backtraining, 6.) Bildschirm für das virtuelle Feedbacktraining

Für die 3D- Bewegungsanalyse wurden nach folgendem Schema 15 aktive Marker am Probanden angebracht (vgl. Abbildung 36).

15 Markers	Marker	Ort
	1-3	Linker Mittelfuß
	4-6	Linker Oberschenkel
	7-9	Rechter Mittelfuß
	10-12	Rechter Oberschenkel
	13-15	Sacrum

Abbildung 36: Markerpositionierung bei der 3D-Bewegungsanalyse
(zebris medical GmbH, 2007)

3.2.3 4D-Wirbelsäulenvermessung

An beiden MZPs wurde zudem im Anschluss an die Stand-, Gang- und Bewegungsanalyse auch eine Wirbelsäulenanalyse zur Erfassung der statischen und dynamischen Wirbelsäulenparameter durchgeführt (Diers formetric 3D/4D, DIERS International GmbH, Schlangenbad, Deutschland). Mittels des formetric 3D/4D System ist eine berührungslose und hochauflösende optische Vermessung der Wirbelsäule möglich. Durch die s.g. Videorasterstereographie sind u.a. Analysen der Körperstatik, der Körperhaltung als auch Verlaufskontrollen möglich. Die aus messtechnischen Gründen, da Notwendigkeit eines abgedunkelten Raums sowie Entkleidung der Probanden, separat durchzuführende Wirbelsäulenanalyse wurde mit denselben Tempi der Ganganalyse ebenfalls zuerst mit Schuhen und anschließend barfuß durchgeführt.

Die Auswertung der Parameter der 4D- Wirbelsäulenanalyse wird nicht im Rahmen dieser Arbeit erfolgen, da dieses den Umfang der Arbeit deutlich übersteigen würde.



Abbildung 37: 4D- Wirbelsäulenanalyse formetric 3D/4D der Firma Diers International GmbH (Diers Biomedical Solutions, 2018)

3.2.4 *Trainingsdurchführung und Instruktionen der Interventionsgruppen*

Bei allen Interventionsgruppen wurde zu Beginn jeder Trainingseinheit zunächst über die 10-stufige visuelle Analogskala das aktuelle Schmerzempfinden der Probanden erfasst. Im Anschluss erhielten die Probanden eine standardisierte gruppen-spezifische Instruktion (siehe Anhang). Dabei wurden die Probanden gebeten, in einer 3-minütigen Eingewöhnungsphase ein dem aktuellen individuellen Befinden entsprechendes Wohlfühltempo einzustellen, das sie glaubten, über 20 Minuten aufrechterhalten zu können. Das Training konnte jederzeit beendet werden. Die Probanden wurden darauf hingewiesen, dass das vorzeitige Beenden des Trainings nicht mit einem Trainingsabbruch gleichzusetzen ist. Eine zusätzliche Drucksituation für die Probanden sollte somit vermieden werden. Das Display des Laufbandes war über den Trainingszeitraum abgedeckt, um einen möglichen Leistungs- oder Steigerungsdruck innerhalb der sechs Trainingseinheiten auszuschließen.

Alle Probanden wurden für die Zeit des Gangtrainings auf dem Laufband mit einem Brustgeschirr über ein Sicherungsseil an einem Sicherheitsbügel gesichert (vgl. Abbildung 35, Nr. 4).

3.2.5 *Terminierung des Trainings*

Das Gangtraining wurde in die klinikinterne Terminierung (30-minütige Taktung aller Anwendungen) integriert.

3.3 **Teilstudien des Projektes – Zurück zum normalen Gang**

Im Projekt *Zurück zum normalen Gang* sind auf Basis der Erkenntnisse aus den explorativen Vorarbeiten mehrere Teilstudien durchgeführt worden (vgl. Abbildung 32). In den folgenden Unterkapiteln werden die Teilstudien erläutert sowie die eingesetzten Systeme ausführlich beschrieben. Im darauffolgenden Kapitel erfolgt dann die Erläuterung der Hauptstudie.

Alle Teilstudien sowie die Hauptstudie wurden mit identischem Studiendesign durchgeführt. Weiterhin wurden alle Studien sowohl mit Hüft- als auch Kniepatienten durchgeführt.

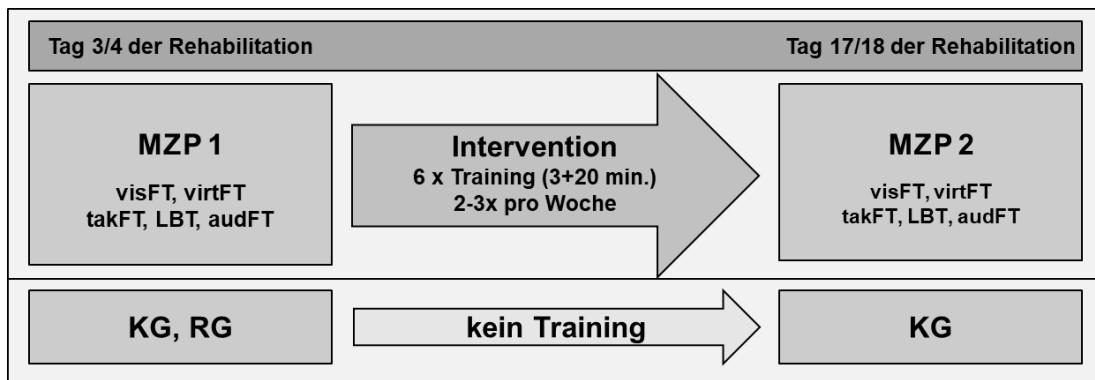


Abbildung 38: Überblick über alle Teilstudien sowie die Hauptstudie des Projekts *Zurück zum normalen Gang*, visFT = visuelles Feedbacktraining, virtFT = virtuelles Feedbacktraining, takFT = takiles Feedbacktraining, LBT = Laufbandtraining, audFT = auditives Feedbacktraining, KG = Kontrollgruppe, RG = Referenzgruppen, eine weitere Erklärung zu den Interventions-/Kontroll-/Referenzgruppen erfolgt in den nachfolgenden Kapiteln

3.3.1 Visuelles Feedbacktraining – Fußabdrücke

Das visuelle Feedbacktraining (visFT) wurde über das Rehawalk®System der *Firma Zebris Medical GmbH* realisiert. Das System fand zum Zeitpunkt der Studiendurchführung nur in der neurologischen Rehabilitation zur Behandlung von Gangstörungen Anwendung. Über einen vor dem Laufband justierten Beamer konnte über die Projektion der individuellen Fußabdrücke auf die Lauffläche des Laufbandes eine adaptive visuelle Stimulation erfolgen (zebris medical GmbH, 2019; vgl. Abbildung 39). Die Projektion der Fußabdrücke zeigt die tatsächliche Form der Fußabdrücke. Durch eine im Vorfeld durchgeführte 2D-Ganganalyse konnten die individuellen Gangparameter erfasst und der Zielvorgabe angepasst werden, sodass über die Trainingsdauer von 20 Minuten konstant mit den gleichen Werten trainiert werden konnte. Die Zielvorgabe war eine gleichlange Schrittlänge. Diese wurde unabhängig von operierter (OP) oder nicht operierter Seite (NOP) an die jeweils größere Schrittlänge angepasst. Die Patienten wurden instruiert, ihre eigenen auf das Laufband projizierten Fußabdrücke zu treffen. Die Anpassung der Schrittlänge erfolgte ohne Kenntnis der Patienten. Die Patienten wurden an MZP2 darüber informiert.

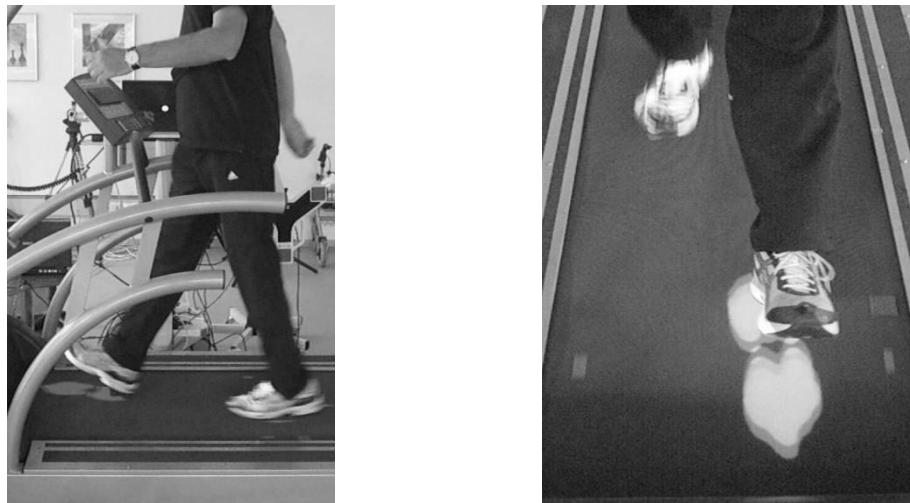


Abbildung 39: Proband beim visuellen Feedbacktraining – Fußabdrücke

3.3.2 *Virtuelles Feedbacktraining – ForestWalk*

Das virtuelle Feedbacktraining (virtFT) wurde ebenfalls über das Rehawalk®System der Firma zebris Medical GmbH realisiert. Das Rehawalk®System beinhaltet die Möglichkeit, sowohl ein visuelles (vgl. Kapitel 3.3.1) als auch ein virtuelles Feedback-training, einzeln oder in Kombination durchzuführen.

Beim diesem Training wird über eine vor dem Laufband befindliche Bildschirmeinheit eine virtuelle zweidimensionale Laufumgebung erzeugt, in der sich der Patient bewegt (zebris medical GmbH, 2019). Bei diesem Training sollen die Patienten virtuelle Hindernisse übersteigen, auf Steinen oder Holzstegen balancieren, Pfützen übersteigen oder herabstürzenden Felsen ausweichen. Gleichzeitig werden die individuellen Fußabdrücke in der Bildschirmeinheit eingeblendet (zebris medical GmbH, 2019); vgl. Abbildung 40). Der Patienten wurden instruiert, den Waldweg abzuschreiten und den virtuellen Hindernissen bestmöglich auszuweichen, ohne stehen zu bleiben. Alle Patienten sind den identischen Waldweg gelaufen und erhielten in gleicher Abfolge die gleichen Hindernisse. Die Dauer des Trainings betrug max. 20 Minuten.



Abbildung 40: Probandin beim Virtuellen Feedbacktraining - Forestwalk

3.3.3 *Taktiles Feedbacktraining – Robowalk*

Das taktile Feedbacktraining (takFT) h/p/cosmos robowalk® expander ermöglicht ein Training mit elastischen Expanderkabeln. Die Expanderkabel werden mit Hilfe verschiedener Manschetten aus verschiedenen Zugrichtungen an den Beinen der Patienten befestigt, sodass der Patient während des Gangtrainings auf dem Laufband konstant einen Widerstand erfährt. Der robowalk® expander wurde als Gangtraining zur Verbesserung des Gangbildes bei orthopädischen als auch neurologischen Patienten sowie als ein Kraft- und Koordinationstraining konzipiert (h/p/cosmos, 2017; h/p/cosmos sports & medical GmbH, 2018).

Nach einer 3-minütigen Eingewöhnungsphase auf dem Laufband ohne Expander, in der eine angenehme Geschwindigkeit gewählt wurde, folgte ein 15-minütiges taktiles Expandertraining auf dem Laufband. Der Patient erhält unmittelbar über den Zug der Expander eine taktiler Rückmeldung über sein Gangbild u.a. über das Bewegungsausmaß bzw. die Gelenkamplitude. Mit diesem Feedback ist der Patient in der Lage, direkt im Training eine Bewegungskorrektur auszuführen. Die Patienten wurden instruiert, sich auf ihr Gangbild zu konzentrieren. Anschließend erfolgte ein 5-minütiges Laufbandtraining ohne Expander und ohne taktiles Feedback.

Die Anbringung der Expander war wie folgt: a) eine Manschette am Becken mit Zug von dorsal, b) eine Manschette pro Bein auf Höhe Mitte des Oberschenkels, mit Zug

von frontal und c) eine Manschette pro Bein auf Höhe des Sprunggelenks mit Zug von dorsal (vgl. Abbildung 41, Abbildung rechts). Die Anbringung der Expander am Becken mit Zug von dorsal soll zur Aufrichtung der Patienten beitragen. Der Expander auf Höhe des Oberschenkels mit Zugrichtung von frontal soll zu einer verbesserten Hüftflexion beim Fußaufsatz bzw. einer Stärkung der Oberschenkelmuskulatur bzw. der Glutealmuskulatur führen. Der Expander auf Sprunggelenkshöhe soll eine Verbesserung der Hüft- bzw. Knieextension in der Abdruckphase bewirken und die daran beteiligte Muskulatur stärken.

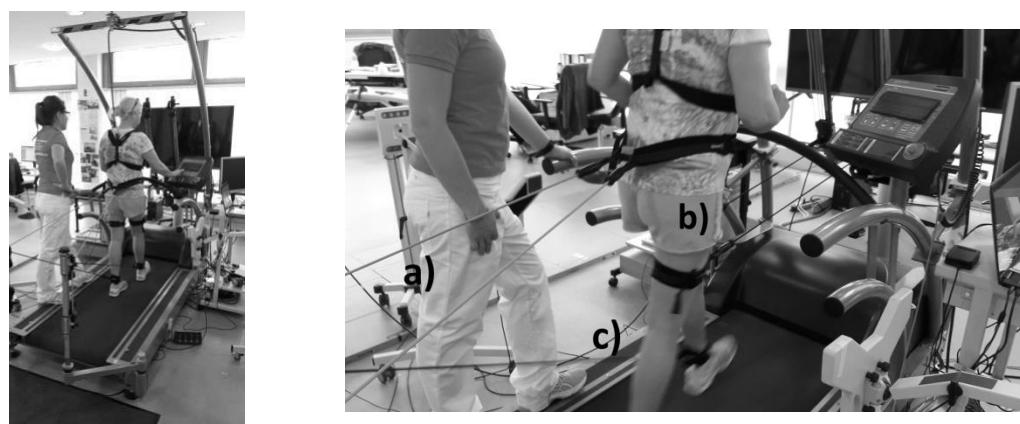


Abbildung 41: Probandin beim taktilen Feedbacktraining - Robowalk

3.3.4 *Laufbandtraining*

Das Laufbandtraining (LBT) erfolgte ohne zusätzliche Feedbackgabe. Die Interventionsgruppe Laufband dient zur Einschätzung der Effektivität eines zusätzlichen Laufbandtrainings ohne Feedbackgabe sowie zur Einschätzung von Interventionen mit Feedbackgabe.

Das Training beinhaltete eine 3-minütige Eingewöhnungsphase sowie ein 20-minütiges Laufbandtraining. Die Patienten wurden instruiert, sich auf ihr Gangbild zu konzentrieren und möglichst einheitlich und rhythmisch zu gehen.

3.3.5 *Kontrollgruppe*

Zur Einschätzung der Effektivität der verschiedenen Interventionsstudien bzw. der Teil- und Hauptstudie wurde eine Kontrollgruppe (KG) für Hüft- als auch für Knie-TEP-Patienten erhoben. Mit den KGs wurden ausschließlich die beiden Messzeitpunkte in einem Abstand von 14 Tagen durchgeführt. Die Kontrollgruppen erhielten keine zusätzliche Intervention zu den normalen therapeutischen Anwendungen im Rahmen der Rehabilitation. Zum Abschluss wurde ebenfalls eine Auswertung der Ganganalysen von MZP1 und MZP2 vorgenommen.

3.3.6 *Referenzgruppen*

Im Rahmen des Projekts erfolgte weiterhin die Erhebung von Referenzgruppen. Zu Vergleichszwecken wurden einmalig eine junge (JVG), eine mittlere (MVG) und eine altersadäquate Vergleichsgruppe (AVG) erhoben. Allgemein werden diese drei Gruppen als Referenzgruppen (RG) bezeichnet. Alle Referenzgruppen haben nach gleichem Design des MZP1 eine Stand-, 2D-Gang und eine 3D-Bewegungsanalyse sowie 4D- Wirbelsäulenvermessung erhalten. Im Vorfeld wurden alle Probanden der RGs ebenfalls über den Zweck der Untersuchung aufgeklärt, eine Einverständniserklärung eingeholt und eine ausführliche Anamnese durchgeführt. Bei der Rekrutierung der Probanden wurde darauf hingewiesen, dass Probanden gesucht werden, die keine orthopädischen Vorerkrankungen im Bereich der unteren Extremitäten aufweisen. Es wird davon ausgegangen, dass bei den meisten der Probanden ein alterstypischer bzw. normaler beschwerdefreier Gelenksverschleiß vorliegt. Für die JVG wurden Probanden gesucht, die zum Erhebungszeitpunkt zwischen 18 und 30 Jahre alt waren. Für die MVG wurden Probanden zwischen 31- 45 Jahren rekrutiert. Für die AVG wurden Daten von Probanden zwischen 46 und 75 Jahren erhoben. Die Daten der JVG und MVG werden in der statistischen Auswertung nicht berücksichtigt. Zur statistischen Auswertung wird nur die AVG herangezogen.

3.4 Hauptstudie des Projekts – Zurück zum normalen Gang - Auditives Feedbacktraining

Beim Gangtraining mit auditivem Feedback (audFT) haben die Probanden die Aufgabe, auf einem Laufband zu gehen und die Ihnen als Feedback gegebenen Informationen instruktionsspezifisch umzusetzen.

Mit Hilfe der Sonifikation als *Melodie der Bewegung* soll eine Angleichung der Bewegung des operierten an die des nicht operierten Beins erfolgen. Der Patient soll akustisch wahrnehmen bzw. hören, dass unterschiedliche Bewegungen zwischen beiden Beinen vorliegen. Der Patient erhält die Instruktion, eine Anpassung des operierten Beins an das nicht operierte Bein vorzunehmen.

3.4.1 Ergänzende Ein-/ und Ausschlusskriterien

Für die Interventionsgruppen des auditiven Feedbacktrainings lag als weiteres Ausschlusskriterium das Vorhandensein eines Hörgeräts vor, da andernfalls nicht gewährleistet werden konnte, dass eine optimale Wahrnehmung der vertonten Gelenkwinkel möglich ist.

3.4.2 Auditive Feedbacktraining mit Sonifikation

Die Wiedergabe des auditiven Feedbacks erfolgte in dieser Studie über Kopfhörer (Sennheiser, HD201). Dabei werden die Vertonung des linken Beins auf dem linken Ohr und die Vertonung des rechten Beins auf dem rechten Ohr wiedergegeben.



Abbildung 42: Wiedergabe des auditiven Feedbacks über Kopfhörer

Das auditive Feedback wurde mittels Inertialsensoren und der Software *IMU Smart Motion Analyzer Mobile Body 3.0* (wie im Kapitel 3.4.3 beschrieben) realisiert. Die Wiedergabe des auditiven Feedbacks wurde nach dem Fading-Prinzip gestaltet (vgl. Abbildung 43).

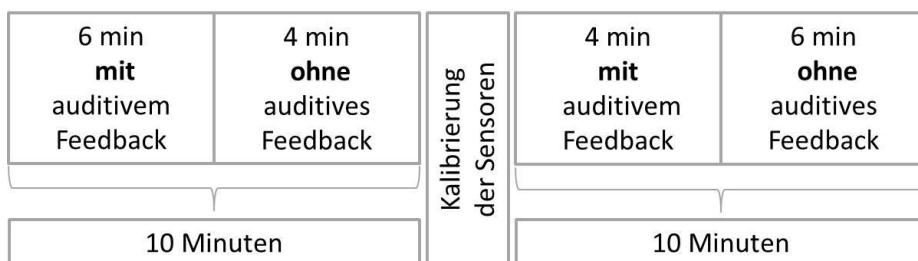


Abbildung 43: Feedbackgabe nach Fading-Prinzip

Mit Hinblick darauf, dass die Patienten nach Gelenkersatz in einem selbstlernenden Prozess wieder lernen sollen, richtig zu gehen, wurde die Feedbackgabe nach dem Fading-Prinzip ausgewählt.

Die Probanden haben somit über den Trainingszeitraum kein 100%iges Feedback, sondern nur eine Rückmeldung der Bewegungsausführung über ein kurzes Zeitintervall, von vier bzw. sechs Minuten, erhalten. Die Idee der Integration des Fading-Prinzips in die Intervention bestand darin, dass der Proband lernt, eine eigenständige Anpassung des Gangbildes bzw. der reduzierten Flexions-Extensions-Bewegung vorzunehmen. Das Fading-Prinzip soll somit den Lernprozess unterstützen und langfristig dazu führen, dass eine Anpassung des Gangbildes auch ohne auditives Feedback möglich ist.

3.4.3 Sensorsystem

Im Rahmen dieser Arbeit standen grundsätzlich zwei verschiedene Sensorsysteme zur Verfügung. In Zusammenarbeit mit der Firma BesB Berlin wurde ein kabelgebundenes Sensorsystem entwickelt, um eine Vertonung der Gelenkwinkel zu ermöglichen. Anhand erster Testversuche hat sich gezeigt, dass dieses inertialsensorbasierte System verwendbare Messdaten liefert. Die PC-basierte Datenerfassung erfolgte über eine USB-Schnittstelle. Die Handhabung eines kabelgebundenen Systems hat sich jedoch nach kurzer Zeit, besonders mit Hinblick auf die Arbeit mit Patienten und auf die Störanfälligkeit durch die vorhandenen Kabel, als nicht praktika-

bel herausgestellt. Die Positionierung als auch die Kalibrierung der Sensoren hat enorme Zeit beansprucht, so dass beschlossen wurde, dieses System über die ersten Testversuche hinaus nicht weiter zu verwenden (vgl. Abbildung 44).

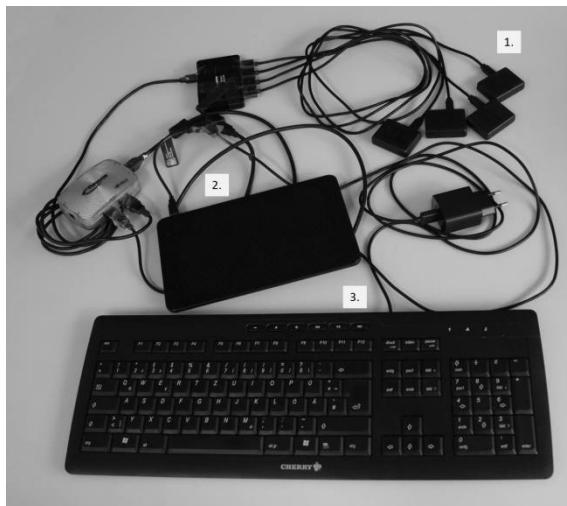


Abbildung 44: Kabelgebundene Sensoren der Firma BesB. Nr.1. Sensoren; Nr. 2. Tablet für die Datenaufnahme; Nr. 3. Tastatur zur Beschriftung der erhobenen Daten

Aufgrund der Problematik mit dem kabelgebundenem System wurde mit der Firma ITBB (ITBB GmbH, Neukirchen-Vluyn, Deutschland) und der Universität Duisburg-Essen, Lehrstuhl Mechanik und Robotik unter der Regie von Dr. Geu Flores eine Software entwickelt, die sich zur Ver-tonung von Gelenkwinkeln eignet. Diese Software arbeitet mit den kabellosen Inertialsensoren der Firma menios (ehemals my-on).

Die Inertialsensoren der Firma menios (menios GmbH, Ratingen, Deutschland) kommunizieren über ein proprietäres Übertragungsprotokoll mit einer Empfängerbox, die mit einer USB-Schnittstelle mit einem PC verbunden wird (vgl. Abbildung 45). Das System aus Sensoren und Empfängerbox ist ein 16 Kanal-System, so dass Signale von bis zu 16 Sensoren gleichzeitig empfangen werden können. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Daten von vier Sensoren aufgezeichnet.

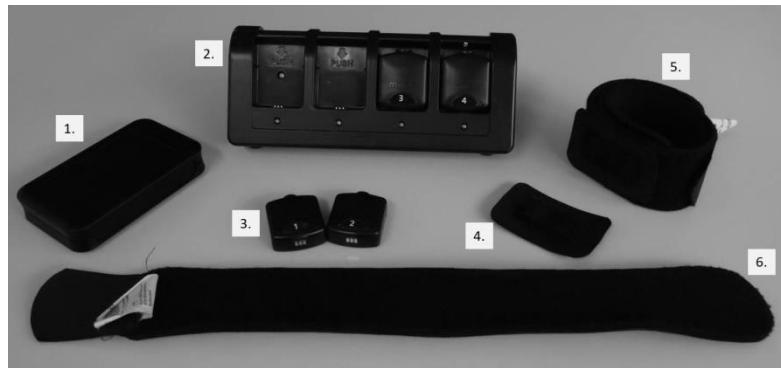


Abbildung 45: Sensorsystem *m400* der Firma menios: Nr. 1. Empfängerbox; Nr. 2. Ladestation; Nr. 3. Sensoren 1 und 2 (Sensoren 3 und 4 befinden sich in der Ladestation); Nr. 4. Klettetasche; Nr. 5 u. 6. Neopren-Klettband

Inertialsensoren liefern im Allgemeinen Informationen über die Winkelgeschwindigkeit, mit Hilfe eines Gyroskops, Daten zur spezifischen Kraft (Summe der Beschleunigung und der Erdbeschleunigung) mittels eines Accelerometers und Informationen zum Erdmagnetfeld (Luinge, 2002). Die Sensoren der Firma menios liefern darüber hinaus Informationen über Orientierungen, die mit Hilfe von Einheitsquaternionen parametrisiert sind. Die Orientierungen können aus den Winkelgeschwindigkeiten mittels numerischer Integration berechnet werden. Allerdings kommt es hierbei aufgrund der numerischen Integration und vor allem durch ein Rauschen der Messsignale zu immer größer werdenden Ungenauigkeiten in den gerechneten Verdrehungen, was als Drift bezeichnet wird. Mit Hilfe der Berechnung der spezifischen Kraft und/ oder der Einbeziehung des Magnetfeldes kann der Drift, zumindest kurzweilig über mehrere Minuten, umgangen werden. Es wird davon ausgegangen, dass die Erdbeschleunigung sowie das Erdmagnetfeld eine konstante Richtung aufweisen, sodass diese Informationen jederzeit zur Korrektur herangezogen werden können. Werden die spezifische Kraft und das Magnetfeld zur Korrektur verwendet, spricht man von einer nine-axes-fusion. Wird entweder die spezifische Kraft oder das Magnetfeld zur Korrektur verwendet, spricht man von einer six-axes-fusion. Die menios Sensoren arbeiten auf Basis der six-axes-fusion, d.h. sie nehmen Korrekturen basierend auf die spezifische Kraft (Beschleunigung + Erdbeschleunigung) vor.

Die Aufzeichnung der Daten erfolgt mit einer Abtastrate von 200 Hz sowie einer konstanten Latenzzeit von 16 ms. Die Reichweite zwischen Sensoren und Empfängerbox beträgt max. 30m. In dieser Studie betrug der Abstand zwischen Sensoren

und Empfängerbox max. 1m. Die Einstellung der Sensoren ist variabel wählbar, beim Accelerometersensor (Beschleunigungssensor, der die Beschleunigung über die Trägheitskraft misst) auf +/- 2,4,8 oder 16 g und beim Gyroskopsensor (Sensor zur Berechnung der Winkelgeschwindigkeit auf Basis der Drehimpulserhaltung) auf +/- 250, 500, 1000 oder 2000 Grad pro Sekunde (°/s). Im Rahmen dieser Studie wurden folgende Einstellungen gewählt:

- Accelerometer: +/- 8 g
- Gyroskop: +/- 2000 °/s

Ein Sensor hat das Abmaß (3,5cm x 4,4cm x 1,3cm) und wiegt 17g. Jeder Sensor besitzt einen Akku. Die Akkulaufzeit beträgt ca. 8h. Innerhalb von 30 – max. 90 Minuten sind die Sensoren über eine entsprechende Ladestation wieder vollständig geladen. Die Sensoren werden mit Hilfe einer passenden Kletttasche auf einem elastischen Neopren-Klettband befestigt (vgl. Abbildung 45).

3.4.4 Software zur Vertonung

Die Vertonung der Gelenkwinkel erfolgte über die Software *IMU Smart Motion Analyzer der Firma ITBB*. Für die Vertonung des Knie- und des Hüftgelenkwinkels wurden zwei verschiedene Softwareapplikationen verwendet.

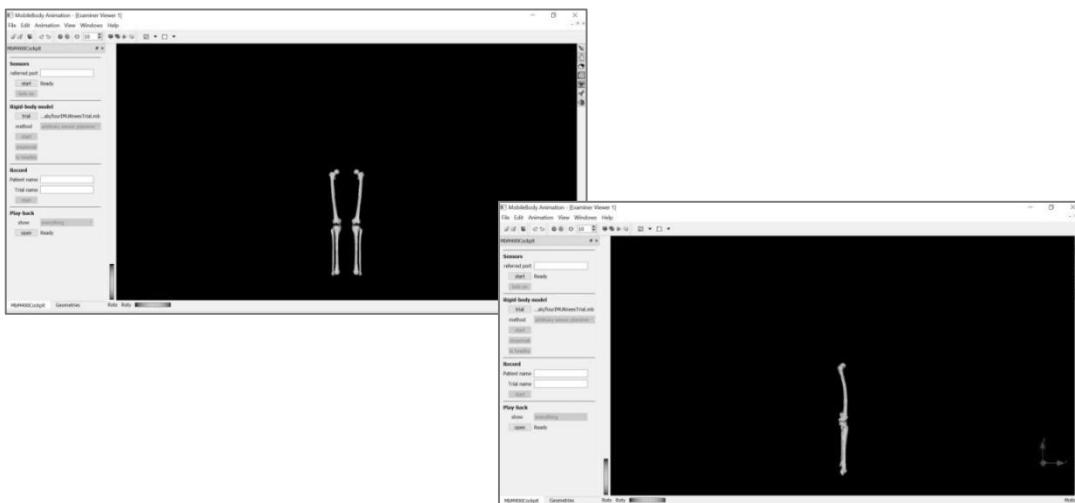


Abbildung 46: MobileBody 3.0; Softwareapplikation zur Vertonung des Kniegelenkwinkels, frontale (links) und laterale Ansicht (rechts)

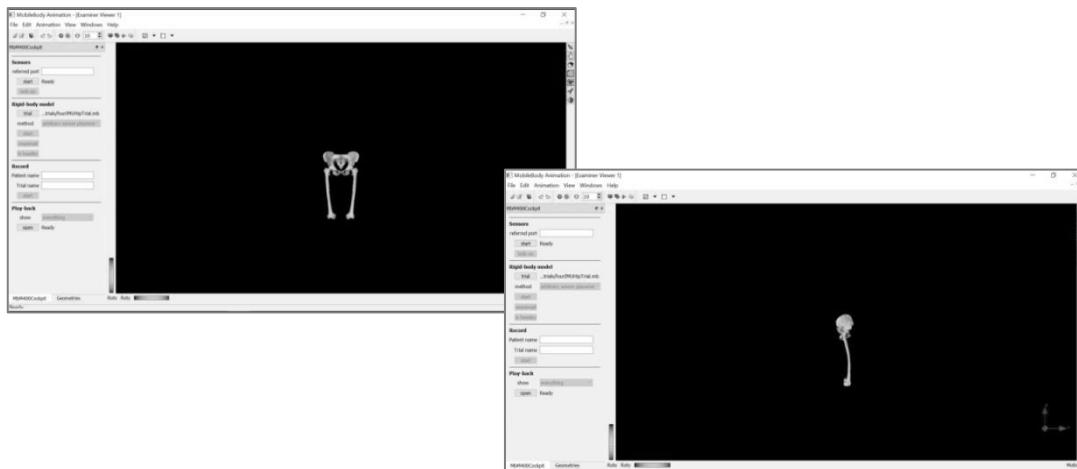


Abbildung 47: MobileBody 3.0: Softwareapplikation zur Vertonung des Hüftgelenkwinkels, frontale (links) und laterale Ansicht (rechts)

3.4.5 Berechnungsgrundlage zur Vertonung der Gelenkwinkel

Jeder IMU-Sensor umfasst eine inertiale Messeinheit (IMU - inertial measurement unit) bestehend aus drei Accelerometern und drei Gyroskopen, welche die spezifische Kraft und die Winkelgeschwindigkeit des Sensors misst (Luinge, 2002). Die inertiale Messeinheit ist mit einem chipinternen Algorithmus - dem sogenannten *sechsachsigen Datenfusionsalgorithmus* - ausgestattet, der die Verdrehung des Sensors bezüglich einer am Anfang der Messung definierten Initialorientierung aus den gemessenen Daten berechnet und sie in Form von Einheitsquaternionen (Altmann, 2005) ausgibt. Der Algorithmus integriert die gemessenen Winkelgeschwindigkeiten numerisch und korrigiert den sich dabei ergebenen Fehler mithilfe einer Schätzung der Erdbeschleunigung. Wenn diese Schätzung genau ist - z.B. wenn die Körperbeschleunigung viel kleiner ist als die Erdbeschleunigung – dann ist die Korrektur der Sensororientierung bis auf ihre vertikale Komponente ebenfalls genau. Die vertikale Komponente des verbleibenden Orientierungsfehlers wächst allerdings unbegrenzt. Aus dem Grund können IMU-Sensoren mit einem sechsachsigen Datenfusionsalgorithmus ohne weitere Daten und/oder Nachbearbeitungsansätze nur bei relativ kurzen Messungen von drei bis vier Minuten zuverlässig eingesetzt werden.

Die Software *IMU Smart Motion Analyzer* bearbeitet die von jedem IMU berechneten Orientierungen online nach, um:

1. den Orientierungsfehler anwendungsgemäß zu minimieren
2. die Gelenkwinkel zu berechnen
3. die berechneten Winkel zu vertonen.

In dieser Arbeit erfolgte die Minimierung des Orientierungsfehlers durch eine intelligente Nullung der vertikalen Komponenten (Eliminierung der Z-Achse) der gelieferten Verdrehungen. So waren Berechnungen von zuverlässigen Flexionswinkeln sogar bei Gangmessungen von acht Minuten auf dem Laufband möglich. Die Gelenkwinkel werden mithilfe eines biomechanischen Modells des menschlichen Unterkörpers aus den nachbearbeiteten Orientierungen berechnet.

Die Vertonung jedes Winkels erfolgt durch eine lineare Abbildung der Winkelwerte in Frequenzen eines Sinustons, der mithilfe herkömmlicher Soundbibliotheken erzeugt wird.

Der Benutzer kann individuelle Schwellenwerte angeben, außerhalb dessen die Amplitude des Sinustons genullt wird. Somit können nur bestimmte Bereiche des Winkelablaufes vertont werden.

Die Berechnung zur Vertonung der Gelenkwinkel sieht wie folgt aus:

1. Jeder Sensor liefert die Orientierung eines Segmentes, dargestellt als Quaternion.
2. Die Software *IMU Smart Motion Analyzer* berechnet (a) die relative Verdrehung zwischen den Segmenten, um daraus (b) die Parametrisierung dieser Verdrehung in Eulerwinkel darzustellen.

Die Drehreihenfolge des Eulerwinkels ist in der Softwareapplikation MobileBody 3.0 einprogrammiert und entspricht der Drehreihenfolge vom Plug-In-Gait Modell.

3. Jeder relevante Winkel q (z.B. Kniestreckung rechts) wird in einem Sinuston als Funktion der Zeit t nach Gleichung (1) abgebildet. A_0 wird hierbei als die Grundlautstärke des Tons, f_0 als die Grundfrequenz des Tons verstanden, $\frac{1}{D}$ stellt eine Propor-

tionalitätskonstante dar, u q_{min} und q_{max} beschreiben die benutzerdefinierten Schwellenwerte.

$$f(t) = S A_0 \sin \left[2 \pi \left(1 + \frac{q}{D} \right) f_0 t \right] \quad (1)$$

$$\text{für } q < q_{min}: \quad S = e^{-c(q-q_{min})^2} \quad (2)$$

$$\text{für } q > q_{max}: \quad S = e^{-c(q-q_{max})^2} \quad (3)$$

$$\text{für } q_{min} < q < q_{max}: \quad S = 1 \quad (4)$$

Der wiedergegebene Ton hat eine vom Benutzer definierte Lautstärke A_0 und eine vom Winkel q linear abhängige Frequenz, solange der Winkel q sich innerhalb des Definitionsbereiches q_{min} und q_{max} befindet. Für $q = 0$ hat der Ton die Grundfrequenz f_0 für $q = D$ hat der Ton die Frequenz $2f_0$, und für $q = -D$ die Frequenz $0f_0$. Außerhalb des Definitionsbereiches wird die Amplitude über S sanft genutzt.

Die Grundeinstellung der Software *IMU Smart Motion Analyzer* sah folgende Werte vor:

f_0	440 Hz
D	180°
q_{min}	-90°
q_{max}	90°
c	10

3.4.6 Vertonung des Kniegelenkwinkels

Für die Vertonung des Kniegelenkwinkels werden vier Sensoren, zwei pro Körperseite, benötigt. Dazu wird jeweils ein Sensor am Oberschenkel (auf der Hälfte des Oberschenkels) und einer am Unterschenkel (auf Höhe des Sprunggelenks) an jedem Bein mit Hilfe der Kletttaschen auf dem Neopren-Klettband befestigt

(Abbildung 48). Ein einfaches Verrutschen der Sensoren war aufgrund der Anti-Rutsch-Eigenschaft des Neoprens nicht möglich.

Anbringung der Sensoren bei den Knie-TEP-Patienten



Abbildung 48: Positionierung der Sensoren zur Vertronung des Kniegelenkwinkels am Oberschenkel und Sprunggelenk

Wie bereits beschrieben, können mit der Softwareapplikation benutzerdefinierte Schwellenwerte angeben werden, so dass nur bestimmte Bereiche des Winkelablaufes vertont werden. Zur Vertronung der defizitären Flexions-Extensions-Bewegung in der Standphase nach Knie-TEP wurde für die Vertronung des Kniegelenkwinkels folgende Einstellungen gewählt (vgl. Abbildung 49):

$$q_{min} = -15^\circ$$

$$q_{max} = 15^\circ$$

Die Knie-TEP-Patienten haben eine Vertronung von ± 15 Grad der Kniebewegung erhalten, um die nicht relevante aber deutliche größere und überlagernde Flexionsbewegung in der Vorschwungphase zu eliminieren.

Die folgende schematische Darstellung visualisiert den Kniewinkelverlauf:

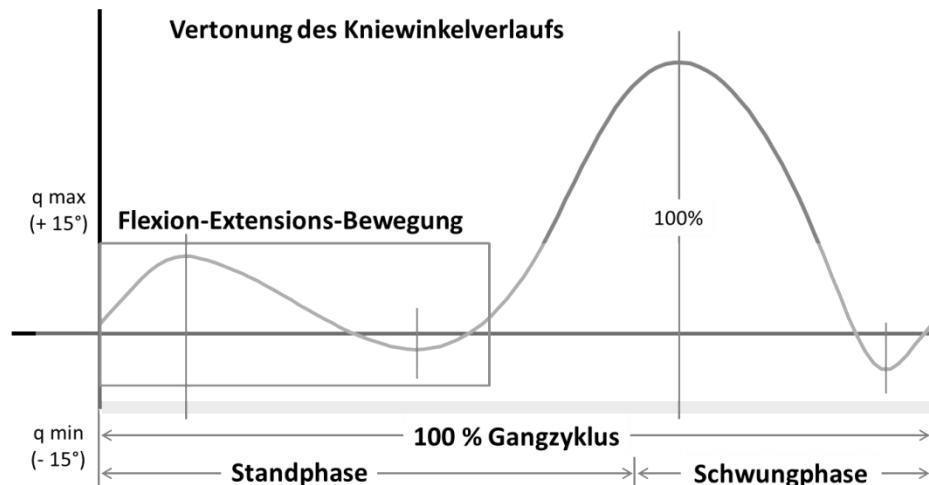


Abbildung 49: Schematische Darstellung des Kniewinkelverlaufs

3.4.7 Vertonung des Hüftgelenkwinkels

Für die Vertonung des Hüftgelenkwinkels werden drei Sensoren benötigt. Es wird jeweils ein Sensor am Oberschenkel (auf der Hälfte des Oberschenkels) an jedem Bein befestigt. Weiterhin wird ein Beckensensor mittig befestigt. Die Positionierung der Sensoren erfolgt ebenfalls über die Kletttaschen auf dem Neopren-Klettband (Abbildung 50).

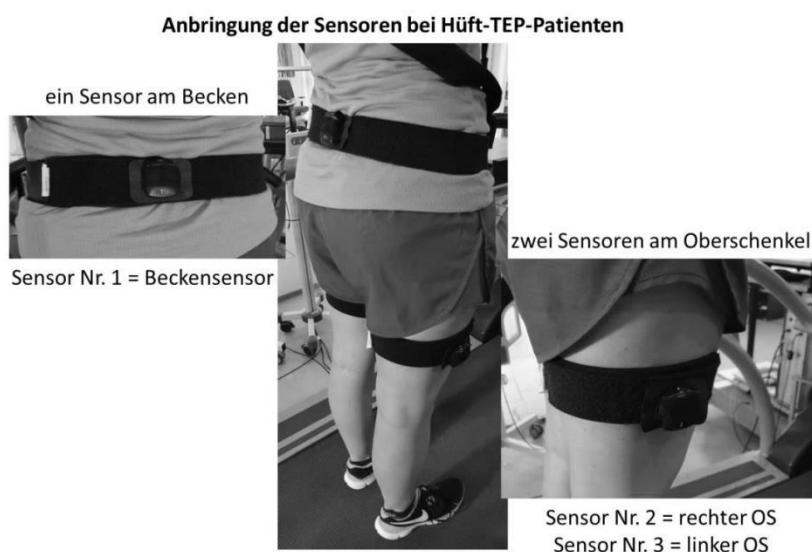


Abbildung 50: Positionierung der Sensoren zur Vertonung des Hüftgelenkwinkels an Oberschenkel und Becken

Unter Berücksichtigung der belastungsrelevanten Phase wird die gesamte Flexions-Extensions-Bewegung im Hüftgelenk nach Hüft-TEP adressiert.

Daraus ergeben sich für die Vertonung des Hüftgelenkwinkels folgende Einstellungen:

$$q_{min} = -90^\circ$$

$$q_{max} = 90^\circ$$

Die folgende schematische Darstellung visualisiert den Hüftwinkelverlauf:

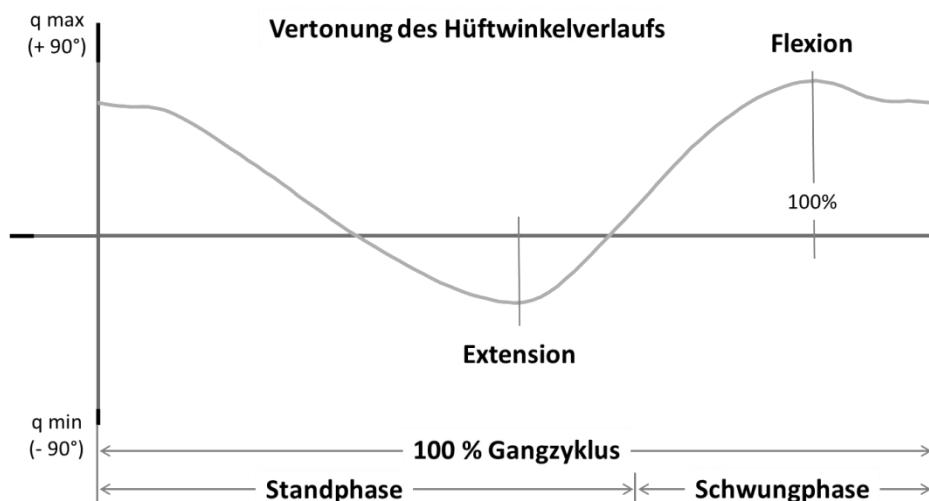


Abbildung 51: Schematische Darstellung des Hüftwinkelverlaufs

3.4.8 Besonderheit der Gelenkwinkelvertonung

Im Vergleich zu anderen Studien, in denen Sonifikation angewandt wurde, besteht die Besonderheit der Vertonung der Hüft- und Kniegelenkwinkel darin, dass zwei Bewegungen synchron vertont werden. Aufgrund der Bewegungscharakteristik des Gehens erfolgt die Vertonung gleichzeitig jedoch für jedes Bein zeitlich versetzt.

3.5 Probandendaten

3.5.1 Hüft-TEP-Patienten

Tabelle 5: Daten Hüft-TEP-Patienten

Hüft - TEP	Anzahl der VPN	♂	♀	Alter	Gewicht [in kg]	Größe [in cm]	BMI	OP-Seite links	OP-Seite rechts	Laufband-erfahrung	
										Ja	Nein
KG	36	15	21	57,1 ± 6,0	82,2 ± 12,4	173,3 ± 8,4	27,8 ± 4,1	15	21	25	11
LBT	17	9	8	56,8 ± 4,3	86,1 ± 12,6	177,9 ± 7,1	27,1 ± 2,9	12	5	9	8
visFT	17	8	9	56,3 ± 7,6	82,5 ± 13,8	176,6 ± 10,5	26,5 ± 4,6	11	6	8	9
virtFT	19	10	9	58,2 ± 8,4	82,0 ± 14,4	171,7 ± 8,4	27,8 ± 4,1	11	8	6	13
audFT	21	9	12	55,1 ± 5,9	84,7 ± 18,7	173,9 ± 8,3	27,9 ± 5,4	10	11	11	10
takFT	20	8	12	53,2 ± 8,3	82,4 ± 18,2	172,9 ± 8,4	27,5 ± 5,6	12	8	8	12
insgesamt	130	59	71	56,1 ± 6,8	83,3 ± 15,0	174,4 ± 8,5	27,4 ± 4,4	71	59	67	63

In der Tabelle 5 sind die Daten der Hüft-TEP-Patienten aller Interventions- sowie der Kontrollgruppe dargestellt. Die Hauptstudie des auditiven Feedbacktrainings ist straffiert dargestellt.

3.5.2 Knie-TEP-Patienten

Tabelle 6: Daten Knie-TEP-Patienten

Knie- TEP	Anzahl der VPN	♂	♀	Alter	Gewicht [in kg]	Größe [in cm]	BMI	OP-Seite links	OP-Seite rechts	Laufband-erfahrung	
										Ja	Nein
KG	25	9	16	57,6 ± 7,0	90,6 ± 13,8	173,1 ± 10,3	30,4 ± 4,8	11	14	14	11
LBT	22	7	15	59,6 ± 4,7	87,2 ± 15,7	169,3 ± 10,6	30,4 ± 4,3	7	15	11	11
visFT	15	7	8	59,4 ± 7,3	89,6 ± 19,0	170,9 ± 9,8	30,8 ± 6,5	7	8	9	6
virtFT	19	8	11	57,8 ± 6,6	87,7 ± 17,5	169,1 ± 8,7	30,4 ± 4,3	8	11	8	11
audFT	22	3	19	56,8 ± 5,7	94,2 ± 20,1	170,5 ± 8,1	32,4 ± 6,8	14	8	15	7
takFT	22	6	16	57,5 ± 5,6	84,3 ± 14,2	169,5 ± 8,8	29,3 ± 4,0	13	9	17	5
Insgesamt	125	40	85	58,1 ± 6,2	88,9 ± 16,7	170,4 ± 9,4	30,6 ± 5,1	60	65	74	51

In der Tabelle 6 sind die Daten der Knie-TEP-Patienten aller Interventions- sowie der Kontrollgruppe dargestellt. Die Hauptstudie des auditiven Feedbacktrainings ist straffiert dargestellt.

3.5.3 Referenzgruppe

Tabelle 7: Probandendaten der altersadäquaten Vergleichsgruppe

Referenzgruppe	Anzahl der VPN	♂	♀	Alter	Gewicht [in kg]	Größe [in cm]	BMI	Laufbanderfahrung	
								Ja	Nein
AVG	43	22	21	54,3 ± 7,0	73,6 ± 12,3	174,0 ± 8,5	24,2 ± 3,2	24	19

In der Tabelle 7 sind die Daten der AVG dargestellt. Diese Daten werden als Referenzdaten zur Einschätzung der Effektivität der verschiedenen Interventionen herangezogen.

3.6 Ethikvotum

Ein Ethikvotum wurde bei der Ethikkommission der Ärztekammer Westfalen-Lippe und der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster eingeholt. Seitens der Ethikkommission liegen keine grundsätzlichen Bedenken ethischer und rechtlicher Art vor. Ein positives Ethikvotum wurde erteilt.

3.7 Gütekriterien

Im Folgenden werden die klassischen Testgütekriterien Objektivität, Reliabilität und Validität näher erläutert. Die Objektivität stellt eine Voraussetzung für die weiteren Gütekriterien Reliabilität und Validität dar (Mehrholz, Thomas, & Elsner, 2016).

Objektivität:

„Testergebnisse sind immer dann objektiv, wenn unabhängig vom Untersucher, von seinen Einstellungen, seinen Vorstellungen und Betrachtungen getestet wird“ (Mehrholz et al., 2016, S. 62).

In dieser Arbeit liegt eine objektive Datenerfassung verschiedenster Parameter durch ein Bewegungsanalysesystem vor. Aufgrund der hohen Standardisierung z.B. bei der Durchführung der Ganganalyse, wie bereits in Kapitel 3.2.2 beschrieben, bei der klar definierte Körperfunktionen eingelesen wurden, ist die Durchführungsobjektivität

tät gegeben. Die Genauigkeit ist daher durch das Messsystem begrenzt. Das ebenfalls immer gleiche Vorgehen (gleiche Ansprache, Vorlesen der Instruktionen etc.), unabhängig vom Untersucher, gewährleistet ebenfalls die Objektivität in dieser Arbeit. Die Messergebnisse wurden immer auf die gleiche Weise neutral ausgewertet, sodass die Auswertobjektivität ebenfalls gegeben ist.

Reliabilität:

„Reliabilität bezeichnet die Verlässlichkeit von Messungen und ist somit ein Maß dafür, wie weit Messergebnisse zuverlässig wiederholbar sind“ (Mehrholz et al., 2016, S. 63).

Wie Westhoff et al. (2004) bereits beschrieben haben, weist die instrumentelle Ganganalyse ein sehr hohes Reliabilitätslevel auf, sodass es für die Analyse von Bewegungen hervorragend geeignet ist. Auch Portscher et al. (2000) weisen in ihrer Studie auf eine gute Reproduzierbarkeit kinematischer Messungen hin.

Validität

„Validität bedeutet kurzum, ob ein Test das misst, was er messen soll“ (Mehrholz et al., 2016, S. 65)

Die Validität des verwendeten Bewegungsanalysesystems ist gegeben, denn (Portscher et al., 2000) schreiben: „In der klinischen Anwendung hat sich das System zebritis CMS zur objektiven, 3-dimensionalen Erfassung von Funktionsstörungen an der Lenden- und Brustwirbelsäule etabliert“. Nach Wegener et al. (2013) können Artefakte hingegen ein limitierender Faktor für die Validität der Messdaten darstellen, die durch Hautverschiebung und Weichteilgewebe entstehen können.

Aufgrund klarer Richtlinien sind die Gütekriterien in dieser Arbeit plausibel gegeben, sodass an dieser Stelle nicht weiter auf diese Thematik eingegangen wird.

3.8 Datenaufbereitung / -verarbeitung

Wie bereits in Kapitel 3.2.2 beschrieben, wurden ausschließlich die Daten der zügigen Geschwindigkeit (mit Schuhen) in die Datenauswertung mit einbezogen.

Zur Datenverarbeitung wurden zunächst die Rohdaten über den Datenexport in den jeweiligen Programmen (Win Gait und Win FDMT) exportiert. Zur Datenaufbereitung wurde ein Programm (Eigenprogrammierung, Prof. Dr. Thomas Jöllenbeck, Institut für Biomechanik) genutzt. Die Weiterverarbeitung der Daten erfolgte mit Microsoft Excel (Version 2010).

3.9 Parameter

Im folgenden Kapitel werden die erhobenen sowie die ausgewählten Parameter beschrieben. Zudem erfolgt eine genaue Definition der ausgewählten Parameter.

3.9.1 *Erhobene Parameter*

Folgende Parameter wurden über die im Laufband befindliche Druckmessplatte gemessen bzw. aus den Messdaten berechnet:

Gangparameter:

- Fußrotation, Schrittweite, Schrittlänge, Schrittzeit, Standphase, Stoßdämpfungsphase, mittlere Standphase, Abstoßphase, Schwungphase, Doppelstandphase, Doppelschrittlänge, Doppelschrittzeit, Kadenz, Geschwindigkeit

Schwerpunkt-Parameter:

- Länge der Ganglinie, mittlere Standphase, Position anterior/posterior, Variabilität anterior / posterior, seitliche Verlagerung, seitliche Variabilität

Bodenreaktionskräfte:

- Maximalkraft 1, Maximalkraft 2
- Impuls / Gewicht
- Kraft (Zeit % Gangzyklus, 0-100)

Folgende Parameter wurden mit der 3D-Bewegungsanalyse erhoben:

Winkel (Maxima und Minima):

- Beckenschiefstand, Beckenrotation, Beckenkippung, Hüftflexion, Hüftadduktion, Hüftrotation, Knieflexion, Sprunggelenksflexion, Fußrotation

Gangparameter:

- Doppelschrittänge, Kadenz, Geschwindigkeit, Anzahl der Schritte, Doppelstützphase, Schrittänge

Bewegungsverläufe:

- Beckenschiefstand, Beckenrotation, Beckenkippung, Hüftflexion, Hüftadduktion, Hüftrotation, Knieflexion, Sprunggelenksflexion, Fußrotation

3.9.2 *Ausgewählte Parameter*

Zur Beantwortung der Forschungsfragen sind nicht alle erhobenen Parameter notwendig.

Zur Einschätzung der temporären Parameter werden die über die Druckmessplatte des Laufbandes erhobenen Gangparameter ausgewertet: Schrittänge, Standphase, Stoßdämpfungsphase, Mittlere Standphase, Doppelschrittänge, Doppelstandphase, Kadenz und Geschwindigkeit.

Auf die Auswertung der Abstoß- und der Schwungphase kann verzichtet werden, da die Abstoßphase identisch zur Stoßdämpfungsphase der Gegenseite ist. Ähnlich verhält es sich bei der Schwungphase, diese ist umgekehrt proportional zur Standphase. Die Ergebnisse dieser zwei Parameter sind daher redundant.

Weiterhin werden über die Bodenreaktionskräfte der Kraft-Zeit-Verlauf bzw. die Dynamik ausgewertet.

Mit Hinblick auf die überdauernden Schlüsselparameter werden der Bewegungsumfang und der Bewegungsverlauf des Beckens, des Hüft-, des Knie- als auch des Sprunggelenks in der Sagittalebene ausgewertet.

Es erfolgt ebenfalls eine Berechnung der 1. Ableitung der Bewegungsverläufe sowie die Berechnung eines Symmetrie-Index zwischen dem operierten und nicht operierten Bein hinsichtlich der Gangparameter, der Dynamik und der Bewegungsumfänge. Zur Untermauerung der Hypothesen werden zusätzlich die Trainingsdauer & das Schmerzempfinden ausgewertet.

Zudem erfolgt eine Betrachtung des gesamten Bewegungsverlaufs im Gangtraining über die IMU-Sensordaten und eine Auswertung des nach der Studie eingesetzten Fragebogens.

3.9.3 *Parameterdefinition*

Die zur Beantwortung der Forschungsfrage ausgewählten Parameter werden wie folgt definiert.

Gangparameter (Weg-Zeit-Parameter):

Zur Veranschaulichung und besserem Verständnis der Gangparameter befindet sich eine Untergliederung der einzelnen Gangphasen aus Perry (2003) im Anhang (vgl. Abbildung 217). Gangparameter im Allgemeinen „[...] sind definierte, messbare Werte, die zur Beurteilung eines Gangzyklus [...]“ dienen (Lemhöfer & Glogaza, 2019, S. 11).

Schrittlänge

Ein Schritt beschreibt den Überholvorgang eines Beines (Suppé & Bongartz, 2013). „Die Schrittlänge wird vom Fersenkontakt eines Fußes zum Fersenkontakt des anderen Fußes gemessen“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 46).

Standphase

Die „[...] Standphase umschreibt den gesamten Zeitraum, in dem der Fuß auf dem Boden ruht“ (Perry, 2003, S. 1). Mit den initialen Bodenkontakt wird die Standphase eingeleitet (Perry, 2003).

Stoßdämpfungsphase

Die Stoßdämpfungsphase „[...] wird mit dem initialen Bodenkontakt eingeleitet und setzt sich fort, bis der kontralaterale Fuß zum Schwung angehoben wird“ (Perry, 2003, S. 5). Ziel dieser Phase ist die Stoßdämpfung und die Stabilität bei der Übernahme der Körperlast (Perry, 2003).

mittlere Standphase

Bei der mittleren Standphase handelt es sich „[...] um die erste Hälfte des monopeden Stehintervalls“ (Perry, 2003, S. 5). Diese Phase wird durch Abheben des kontralateralen Fußes initiiert und setzt sich bis zu Verlagerung des Körpergewichts auf den Vorfuß fort (Perry, 2003).

Doppelschrittlänge

„Der Doppelschritt entspricht einem Gangzyklus [...]“ und „[...] umfasst zwei Schritte“ (Perry, 2003, S. 3). Während eine Schrittlänge das Intervall zwischen dem initialen Bodenkontakt des einen und dem des kontralateralen Fußes beschreibt, wird die Doppelschrittlänge „[...] bis zum erneuten Bodenkontakt des selben Fußes gemessen“ (Perry, 2003, S. 3).

Doppelstandphase

Die Doppelstandphase bezeichnet eine Phase, in der beide Beine auf dem Boden sind (Runge, 1998).

Kadenz

„Die Anzahl der Schritte in einem vorgegebenem Zeitraum“ (Perry, 2003, S. 271).

Geschwindigkeit

Aus physikalischer Sicht beschreibt die Geschwindigkeit das Verhältnis von zurückgelegtem Weg zu aufgewandter Zeit (Beckers & Deckers, 1997). Bezogen auf das Gehen: „Geschwindigkeit ist die grundlegende Messgröße für den Gang. Die Ganggeschwindigkeit besagt, wie schnell eine Person sich bewegt“ (Perry, 2003, S. 270). Zudem gibt die Gehgeschwindigkeit „Auskunft über die zurückgelegte Wegstrecke pro Zeit“ (Suppé & Bongartz, 2013, S. 18).

Dynamik

Die Dynamik (D) wird nach Jöllenbeck & Pietschmann (2014, 2017) definiert:

$$D = \frac{F_{max1} - F_{min} + F_{max2} - F_{min}}{2} \quad (5)$$

Die Dynamik berechnet sich hierbei aus den relativen Bodenreaktionskräften F_{max1} , F_{max2} und F_{min} (vgl. Abbildung 52). Die relativen Bodenreaktionskräfte F berechnen sich aus den Bodenreaktionskräften K bezogen auf die Gewichtskraft des Körpergewichts m_{kg} der Probanden (Gleichung (6)).

$$F = \frac{K}{m_{kg} \times g} \times 100 [\%] \quad (6)$$

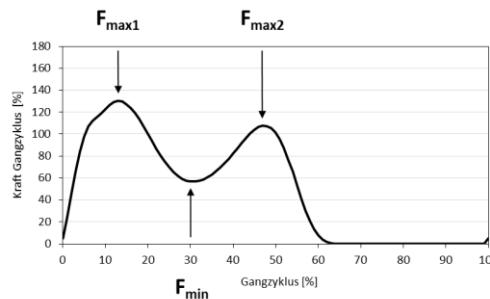


Abbildung 52: Erläuterung zur Berechnung der Dynamik

„Als wesentliche Komponente gibt die vertikale Bodenreaktionskraft die Belastungsantwort beim Fußaufsatz, die Abdruckkraft beim Fußabdruck sowie durch den Unterschied zwischen diesen beiden Maxima und dem Minimum die Dynamik des Ganges wieder“ (Jöllenbeck, 2015a, S. 28). Nach Jöllenbeck (2015a) und Jöllenbeck & Pietschmann (2017) repräsentieren die Bodenreaktionskräfte das Gesamtergebnis aller Aktivitäten des Körpers.

Bewegungsumfang

Der Bewegungsumfang (BU) errechnet sich aus dem Bewegungsmaximum (α_{\max}) und –minimum (α_{\min}) der Winkelstellungen α des Beckens (α_B), des Hüftgelenks (α_{HG}), des Kniegelenks (α_{KG}) und des Sprunggelenks (α_{SG}):

$$BU_i = \alpha_{i,\max} - \alpha_{i,\min} \quad \text{für } i = B, HG, KG, SG \quad (7)$$

Bewegungsverlauf

Der Bewegungsverlauf gibt die Winkelstellung α über den normierten Gangzyklus t_N für Becken (B), Hüft- (HG), Knie- (KG) und Sprunggelenk (SG) wieder:

$$\alpha_i = f(t_N) \quad \text{für } i = B, HG, KG, SG \quad (8)$$

Hierbei wird der Gangzyklus mit der Zyklusdauer t_Z wie folgt normiert:

$$t_N = f(t) = \frac{t}{t_Z} \times 100 [\%] \quad \text{für } 0 \leq t \leq t_Z \quad (9)$$

Zudem wird die 1. Ableitung des jeweiligen Bewegungsverlaufes berechnet.

Symmetrie-Index

Der Symmetrie-Index (SI) wird nach Herzog, Nigg, Read und Olson (1988), Karaharju-Huisnan, Taylor, Begg, Cai und Best (2001) und Schwesig, Kauert, Wust, Becker und Leuchte (2010) wie folgt definiert.

$$SI = \frac{X_L - X_R}{1/2 (X_L + X_R)} \times 100\% \quad (10)$$

X_L bezieht sich hierbei auf die Gangvariable des linken Beins, X_R auf die identische Gangvariable des rechten Beins (Herzog et al., 1988).

Ein positiver Symmetrie-Index zeigt, dass das Ausmaß von X_L größer ist als von X_R . Ein negativer Symmetrie-Index hingegen zeigt, dass das Ausmaß von X_L kleiner ist als von X_R (Herzog et al., 1988).

3.10 Statistische Verfahren

Zur statistischen Überprüfung der operationalisierten Forschungshypothesen wurden die Programme IBM SPSS Statistics (Version 24), G*Power (Version 3.1.9.4) sowie Microsoft Excel (2010) verwendet.

Folgende Lehrbücher und wissenschaftliche Abhandlungen wurden zur Auswahl und zum Einsatz statistischer Verfahren herangezogen: Backhaus, Erichson, Plinke und Weiber (2016), Bender und Lange (2001), Bortz und Schuster (2010), Eid, Gollwitzer, und Schmitt (2017), Field (2011) sowie Kuss und Watzke (2005).

Voraussetzungsüberprüfung

Viele der statistischen Verfahren, u.a. *t-Tests und Varianzanalysen*, basieren auf der Annahme, dass die Daten einer Normalverteilung entsprechen (Ghasemi & Zahedi, 2012). Nach Eid et al. (2016) stellt die Prüfung auf Normalverteilung eine Voraussetzung der varianzanalytischen Verfahren dar. Aufgrund dessen wurden zuerst alle abhängigen Variablen mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test (Anpassungstest mit Korrektur nach Lilliefors) auf Normalverteilung geprüft.

Hemmerich (2020) zufolge haben Simulationsstudien gezeigt, dass Varianzanalysen mit Messwiederholung relativ robust gegenüber Verletzungen der Normalverteilungsannahme sind, wenn zusätzlich keine weitere Annahme verletzt wurde. Hemmerich (2020) weist darauf hin, dass bei Verletzung der Normalverteilungsannahme etliche Gegenmaßnahmen u.a. eine Datentransformation oder die Verwendung von nicht-parametrischen Verfahren existieren. Auf die Verwendung einer Varianzanalyse mit Messwiederholung muss im Falle einer Verletzung der Normalverteilungsannahme dennoch nicht verzichtet werden (Hemmerich, 2020). Lag eine Verletzung der Normalverteilung vor, zog dieses eine Sichtung der Verteilung unter Berücksichtigung der Schiefe und Exzess (Kurtosis) nach sich. Da in dieser Arbeit keine kleinen Stichproben $n < 10$ vorhanden sind, werden die Daten bei Verletzung einzelner Anwendungsvoraussetzungen einer entsprechend kritischen Interpretation unterzogen.

Der Mauchly-Test auf Sphärizität, mit dem eine Überprüfung der Homogenität der Varianzen der Mittelwertdifferenzen erfolgt, ergibt für keine der Prüfungen ein sig-

nifikantes Ergebnis, so dass für keinen Test eine Greenhouse-Geisser-Korrektur der Freiheitsgrade durchgeführt werden musste (Eid et al., 2017).

Signifikanzniveau

Das Signifikanzniveau (Alpha-Level) wird den wissenschaftlichen Standards entsprechend für die inferenzstatistischen Prüfungen auf .05 festgesetzt (Universität Basel, Institut für Psychologie, 2007). Bei Ergebnissen von $p > .05$ und $p < .10$ wird in dieser Arbeit von einem signifikanten Trend bzw. einer tendenziellen Signifikanz gesprochen.

Hypothesenprüfung

Die interferenzstatistische Prüfung der Forschungshypothese erfolgte mittels einer *2-faktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung* (2-fakt. ANOVA mit Messwiederholung). In diesem Messwiederholungsdesign werden fünf Interventionsgruppen (LBT, visFT, virtFT, taktFT, audFT; sowohl für Hüft- als auch Knie-TEP-Probanden) und eine Kontrollgruppe (KG; ebenfalls für Hüft- und Knie-TEP-Probanden) als Between-Subjekt-Faktor über zwei Messzeitpunkte (MZP1 / MZP2; Zeitfaktor; Within-Subjekt-Faktor) betrachtet.

Zur Aufklärung möglicher signifikanter Interaktionseffekte werden *post-hoc t-Tests* für abhängige Stichproben gerechnet.

Zur Einordnung der Daten und zur besseren Vergleichbarkeit werden ebenfalls *a priori t-Tests* für unabhängige Stichproben für MZP1 gerechnet. Post-hoc werden diese ebenfalls zur Einordnung erneut für MZP2 durchgeführt. Es erfolgte eine einseitige Hypothesentestung.

Zur besseren Einschätzung der Effekte und zur Ergebnisabsicherung wurden zudem Effektstärken mit Hilfe von Lenhard und Lenhard (2016) und G*Power (Version 3.1.9.4) berechnet. Die Angabe von Effektstärken zur Absicherung der Signifikanztests ist in der Forschung mittlerweile üblich (Levine & Hulett, 2002). Lakens (2013) zufolge sind Effektstärken das wichtigste Ergebnis von empirischen Studien. In dieser Arbeit werden Effektstärken nicht nur bei signifikanten, sondern auch bei nicht signifikanten Ergebnissen angegeben, um Tendenzen darzustellen und interpretieren zu können. Bei der ANOVA erfolgt die Angabe der Effektstärke als partielles eta-

Quadrat (*part.* η^2). Beim *part.* η^2 „[...] wird der Anteil der Gesamtvarianz, der auf stabile Unterschiede zwischen den Personen zurückgeht, nicht mit berücksichtigt“ (Eid et al., 2017, S. 468).

Cohen (1988) hat folgende Richtwerte für die Einordnung von η^2 angegeben (Eid et al., 2017; Lakens, 2013):

kleiner Effekt	$\eta^2 = 0,01$
mittlerer Effekt	$\eta^2 = 0,06$
großer Effekt	$\eta^2 = 0,14$

Die Effektstärke *Cohen's d* wird verwendet, um den standardisierten Mittelwertunterschied eines Effekts zu beschreiben (Lakens, 2013). *Cohen's d* wird als Effektstärke bei *t-Tests* für *unabhängige Stichproben* angegeben. Die Effektgröße von Cohen ist ein statistisches Verfahren, das verwendet wird, um festzustellen, ob ein Gruppenunterschied aussagekräftig ist (Milner, 2009). Bei *abhängigen t-Tests* wird eine besondere Form der Effektstärke *Cohen's d_z* berechnet, hierbei werden die Differenzen der Mittelwerte beider Gruppen durch die Standardabweichung geteilt (Lakens, 2013).

Die Effektstärke *d* nach Cohen (1988) lässt folgende Einteilung und Interpretation zu (Bortz & Schuster, 2010; Eid et al., 2017; Lakens, 2013):

kleiner Effekt	$ d = 0,2$
mittlerer Effekt	$ d = 0,5$
großer Effekt	$ d = 0,8$

Statistische Auswertung der Verlaufskurven

Bender und Lange (2001) beschreiben, dass „[...] zur Beurteilung und zum Testen auf Unterschiede von Verlaufskurven keine einfachen statistischen Standardverfahren zur Verfügung stehen [...]“ und daher diese oftmals inadäquat ausgewertet werden (S. 45). In Abhängigkeit von der Fragestellung und vom Untersuchungsdesign kann eine „[...] angemessene Analyse von Verlaufskurven sehr komplex werden“ (Bender & Lange, 2001, S. 45). Da bei Verlaufskurven oftmals einzelne Datenpunkte uninteressant und eher die Charakteristika der Gesamtkurve relevant sind, empfehlen Bender und Lange (2001) verschiedene Kenngrößen wie die Fläche unter der

Kurve, die Steigung der Kurve oder Kurvenmaxima zu berücksichtigen. Bender und Lange (2001) geben ebenfalls zu bedenken, dass bei der statistischen Auswertung von einzelnen Datenpunkten die Problematik des multiplen Testens berücksichtigt werden sollte. Vertieft nehmen sich Bender, Lange und Ziegler (2007) dieser Thematik an.

Eine herkömmliche Auswertung der in dieser Arbeit dargestellten Verlaufskurven war mit SPSS nicht möglich. Die durchgeführte statistische Kurvenanalyse erfolgte mit Excel (2010) und orientiert sich an der vorgeschlagenen Kenngröße von Bender und Lange (2001), die Steigung von Kurven zu berücksichtigen. Daher wird in dieser Arbeit mangels geeigneter sonstiger Verfahren der Versuch einer Auswertung von Verlaufskurven unter Einbeziehung der 1. Ableitung der Verlaufskurven vorgenommen. Es wurden *abhängige t-Tests* der Verlaufskurven wie auch der zugehörigen 1. Ableitungen von MZP1 zu MZP2 und zwischen OP und NOP berechnet. Eine plausible Illustration und Beschreibung der Vorgehensweise in der Kurvenanalyse erfolgt in Teilschritten in Kapitel 5.1.3.

4 Operationalisierte Forschungshypothesen

Allgemeine (übergeordnete) Forschungshypothese:

Eine Intervention innerhalb der stationären orthopädischen Rehabilitation führt zu einer Normalisierung des Gangbildes bei Patienten nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- oder Kniegelenks.

Sichtbar wird dieses,

- a. *an der Verbesserung der Gangparameter*
- b. *an der Verbesserung der Dynamik*
- c. *in der Zunahme des Bewegungsumfanges in allen Gelenken*
- d. *in der Anpassung des Bewegungsverlaufes an den der Referenzgruppe*
- e. *an der Reduzierung von Asymmetrien zwischen der OP und der NOP-Seite*

Daraus ergeben sich folgende zwei Forschungshypothesen (FH):

Erwartet wird

(FH 1): *eine Verbesserung aller Parameter sämtlicher Gruppen über den Zeitraum der Intervention durch allgemeine Heilungsprozesse und übliche therapeutische Maßnahmen*

(FH 2): *eine Überlegenheit eines auditiven Feedbacktrainings gegenüber anderen Interventionen.*

Mit FH2 sind konkret folgende Erwartungen verbunden:

Durch den Einsatz eines auditiven Feedbacktrainings werden im Vergleich zu den anderen Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe stärkere Verbesserungen in den Gangparametern (a), der Dynamik (b), den Bewegungsumfängen (c) und den Bewegungsverläufen (d) erzielt.

Weiterhin wird erwartet, dass Asymmetrien (e) zwischen der OP und NOP-Seite reduziert werden und dass sich die Trainingsdauer und das Schmerzempfinden von Patienten eines auditiven Feedbacktrainings zu anderen Trainingsmethoden unterscheiden.

Daraus ergeben sich folgende Annahmen:

(1): Ein auditives Feedbacktraining reduziert vermehrt Asymmetrien zwischen der OP und NOP-Seite.

(2): Ein auditives Feedbacktraining wirkt motivationsfördernd. Die Trainingsdauer eines auditiven Feedbacktrainings ist gegenüber anderer Trainingsmethoden länger.

(3): Das Schmerzempfinden der Patienten eines auditiven Feedbacktrainings ist von MZP1 zu MZP2 gegenüber anderer Trainingsmethoden reduziert.

4.1 operationalisierte Forschungshypothese 1

Durch allgemeine Heilungsprozesse und [die üblichen] therapeutischen Maßnahmen erfolgt eine Verbesserung aller Parameter aller Gruppen über den Zeitraum der Intervention.

1) Die **Gangparameter** zeigen eine Verbesserung zwischen zwei Messzeitpunkten.

Für die einzelnen **Gangparameter** gilt daher:

1a) Die Schrittlängen (SL) des operierten als auch nicht operierten Beins verbessern sich d.h. die Schrittlängen nehmen zu.

$$SL_{i,k,MZP2} > SL_{i,k,MZP1} \quad (11)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1b) Die Standphasen (STPH) des operierten als auch nicht operierten Beins verbessern sich d.h. die Standphasen werden kürzer.

$$STPH_{i,k,MZP2} < STPH_{i,k,MZP1} \quad (12)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1c) Die Stoßdämpfungsphasen (STDPH) des operierten als auch nicht operierten Beins verbessern sich, d.h. die Stoßdämpfungsphasen werden kürzer.

$$STDPH_{i,k,MZP2} < STDPH_{i,k,MZP1} \quad (13)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1d) Die mittleren Standphasen (mSTPH) des operierten als auch nicht operierten Beins verbessern sich, d.h. die mittleren Standphasen nehmen zu.

$$mSTPH_{i,k,MZP2} > mSTPH_{i,k,MZP1} \quad (14)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1e) Die Doppelschrittlänge (DSL) verbessert sich, d.h. die Doppelschrittlänge nimmt zu.

$$DSL_{i,k,MZP2} > DSL_{i,k,MZP1} \quad (15)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1f) Die Doppelstandphase (DSTPH) verbessert sich, d.h. die Doppelstandphase wird kürzer.

$$DSTPH_{i,k,MZP2} < DSTPH_{i,k,MZP1} \quad (16)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1g) Die Kadenz (KD) verbessert sich, d.h. die Kadenz nimmt zu.

$$KD_{i,k,MZP2} > KD_{i,k,MZP1} \quad (17)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

1h) Die Geschwindigkeit (v) verbessert sich, d.h. die Geschwindigkeit nimmt zu.

$$v_{i,k,MZP2} > v_{i,k,MZP1} \quad (18)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

2) Die Dynamik (D) verbessert sich und nimmt von MZP1 zu MZP2 zu.

Für die **Dynamik** gilt daher:

$$D_{i,k,MZP2} > D_{i,k,MZP1} \quad (19)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

3) Die Bewegungsumfänge der operierten und nicht operierten Seite vergrößern sich.

Für die **einzelnen Bewegungsumfänge** gilt daher:

3a) Der Bewegungsumfang im Becken (BU_B) auf der operierten und nicht operierten Seite verbessert sich, d.h. der Bewegungsumfang nimmt zu.

$$BU_{B,i,k,MZP2} > BU_{B,i,k,MZP1} \quad (20)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

3b) Der Bewegungsumfang im Hüftgelenk (BU_{HG}) auf der operierten und nicht operierten Seite verbessert sich, d.h. der Bewegungsumfang nimmt zu.

$$BU_{HG,i,k,MZP2} > BU_{HG,i,k,MZP1} \quad (21)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

3c) Der Bewegungsumfang im Kniegelenk (BU_{KG}) auf der operierten und nicht operierten Seite verbessert sich, d.h. der Bewegungsumfang nimmt zu.

$$BU_{KG,i,k,MZP2} > BU_{KG,i,k,MZP1} \quad (22)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

3d) Der Bewegungsumfang im Sprunggelenk (BU_{SG}) auf der operierten und nicht operierten Seite verbessert sich, d.h. der Bewegungsumfang nimmt zu.

$$\begin{aligned} BU_{SG,i,k,MZP2} &> BU_{SG,i,k,MZP1} \\ \text{für } i = OP, NOP; k = KG, LBT, \text{visFT, virtFT, takFT} \end{aligned} \quad (23)$$

4) Die Bewegungsverläufe in den einzelnen Gelenken nähern sich durch ein auditives Feedbacktraining denen der Referenzgruppe an.

Die statistische Auswertung erfolgt anhand der Vereinigungsmenge durch die Be trachtung der Bewegungsverläufe und der 1. Ableitung. Eine detaillierte Erläuterung hierzu erfolgt in Kapitel 5.1.3.

4.2 operationalisierte Forschungshypothese 2

Ein auditives Feedbacktraining ist den anderen Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe überlegen und führt zur stärkeren Verbesserungen in allen Parametern. Dieses zeigt sich anhand der Differenz (Δ) aus MZP2-MZP1 der jeweiligen Gangparameter, der Dynamik und der Bewegungsumfänge.

$$\begin{aligned} \Delta SL_{i,audFT} &> \Delta SL_{i,k} \\ \text{für } i = OP, NOP; k = KG, LBT, \text{visFT, virtFT, takFT} \end{aligned} \quad (24)$$

$$\begin{aligned} \Delta STPH_{i,audFT} &> \Delta STPH_{i,k} \\ \text{für } i = OP, NOP; k = KG, LBT, \text{visFT, virtFT, takFT} \end{aligned} \quad (25)$$

$$\begin{aligned} \Delta STDPH_{i,audFT} &> \Delta STDPH_{i,k} \\ \text{für } i = OP, NOP; k = KG, LBT, \text{visFT, virtFT, takFT} \end{aligned} \quad (26)$$

$$\begin{aligned} \Delta mSTPH_{i,audFT} &> \Delta mSTPH_{i,k} \\ \text{für } i = OP, NOP; k = KG, LBT, \text{visFT, virtFT, takFT} \end{aligned} \quad (27)$$

$$\Delta DSL_{i,audFT} > \Delta DSL_{i,k} \quad (28)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta DSTPH_{i,audFT} > \Delta DSTPH_{i,k} \quad (29)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta KD_{i,audFT} > \Delta KD_{i,k} \quad (30)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta v_{i,audFT} > \Delta v_{i,k} \quad (31)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta D_{i,audFT} > \Delta D_{i,k} \quad (32)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta BU_{B,i,audFT} > \Delta BU_{B,i,k} \quad (33)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta BU_{HG,i,audFT} > \Delta BU_{HG,i,k} \quad (34)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta BU_{KG,i,audFT} > \Delta BU_{KG,i,k} \quad (35)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

$$\Delta BU_{SG,i,audFT} > \Delta BU_{SG,i,k} \quad (36)$$

für $i = OP, NOP; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

4.3 erhobene Sekundärparameter

Die Asymmetrien der OP und NOP-Seite werden durch den Symmetrie-Index beschrieben. *Die Symmetrie-Indizes der Gangparameter, der Dynamik und der Bewegungsumfänge reduzieren sich zwischen den zwei Messzeitpunkten.*

1. Für die **Symmetrie-Indizes** gilt daher:

$$SI_{i,k,MZP2} < SI_{i,k,MZP1} \quad (37)$$

für $i = SL, STPH, STDPH, mSTPH, D, BU_B, BU_{HG}, BU_{KG}, BU_{SG}$
 für $k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT, audFT$

Der Trainingsumfang als auch die Werte auf der Visuellen-Analog-Skala der Interventionsgruppen verändern sich über den Zeitraum der Studie. Der Trainingsumfang verlängert sich, die Werte auf der Visuellen-Analog-Skala sinken.

2. Die **Trainingsdauer (TD)** verlängert sich über die sechs Trainingseinheiten (TE). Die Trainingsdauer des audFT ist länger als die der anderen Trainingsmethoden.

$$TD_{i,audFT} > TD_{i,k}, \quad (38)$$

für $i = TE1 - TE6; k = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

3. Das **Schmerzempfinden (SE)** bei Patienten des audFT ist geringer als bei Patienten anderer Trainingsmethoden. Der Wert auf der Visuellen-Analog-Skala verringert sich von MZP1 zu MZP2.

$$SE_{audFT,MZP2} < SE_{i,MZP1} \quad (39)$$

$i = KG, LBT, visFT, virtFT, takFT$

5 Ergebnisse

Zur besseren Übersichtlichkeit werden die Ergebnisse der einzelnen Verfahrensgruppen getrennt betrachtet. Im folgenden Kapitel werden daher zunächst die Ergebnisse der Hüft-TEP-Patienten und anschließend die der Knie-TEP-Patienten dargestellt. Die Reihenfolge der Ergebnisanordnung ist in beiden Unterkapiteln gleich. Um eine ungestörte Ergebnisdarstellung zu ermöglichen und den Lesefluss nicht zu unterbrechen, werden davor zunächst in Kapitel 5.1.1 die Besonderheiten in der statistischen Berechnung und in Kapitel 5.1.2 die Ergebnisdarstellung genauer erläutert. Zur besseren Verständlichkeit der Ergebnisdarstellung der Kurvenanalyse erfolgt in Kapitel 5.1.3 eine exemplarische Darstellung der Teilschritte bis hin zur Erstellung der Ergebnisgrafik an einem Beispiel.

5.1 Vorbemerkung zu den Ergebnissen

5.1.1 Besonderheit in der statistischen Berechnung

Bei der 2-faktoriellen Varianzanalyse wurde die AVG nicht mit berücksichtigt, da ausschließlich die Effekte der Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe von Interesse sind.

Zur besseren Abgrenzung: Die IG_{gesamt} umfasst alle Interventionsgruppen:

$$IG_{gesamt} = visFT + virtFT + takFT + LBT + audFT \quad (40)$$

Zur Überprüfung der FH2 (Überlegenheit des audFT gegenüber anderen Interventionen) wurden die IGs (LBT, visFT, virtFT und takFT) gemäß der Gleichung (41) zur Vergleichsinterventionsgruppe (VIG_{gesamt}) zusammengefasst und eine weitere ANOVA sowie *post-hoc t-Tests* zur weiteren Überprüfung des Interaktionseffektes berechnet.

$$VIG_{gesamt} = LBT + visFT + virtFT + takFT \quad (41)$$

Bei der ANOVA_{VIGgesamt} lag der Fokus auf dem Interaktionseffekt zwischen den Interventionsgruppen, sodass der Haupteffekt hier nicht weiter berücksichtigt wurde.

5.1.2 Allgemeine Erläuterung zur Ergebnisdarstellung

Aufgrund der Vielzahl der verschiedenen Interventionsgruppen und zur Begrenzung des Umfangs dieser Arbeit wird auf eine ausführliche Ausformulierung der Ergebnisse in Textform verzichtet. Die Darstellung aller Ergebnisse erfolgt in grafischer bzw. in tabellarischer Form. Ausschließlich die Ergebnisse des audFT werden zusätzlich ausformuliert präsentiert.

Der Fokus dieser Arbeit liegt auf dem Vergleich des audFT mit den verschiedenen IGs und der AVG, sodass ausschließlich diese Ergebnisse sowie Ergebnisse, die zur Beantwortung der Forschungsfragen beitragen, detaillierter dargestellt werden. Alle weiteren Ergebnisse können den entsprechenden Tabellen entnommen werden oder sind im Anhang zu finden.

Zur vereinfachten Lesbarkeit sind die Ergebnisse des audFT grau hinterlegt sowie wichtige Kennwerte fett markiert.

Die Reihenfolge sowie die Farbgebung aller IGs sind in allen Grafiken und Tabellen identisch.

Die Angabe der statistischen Kennwerte in den Grafiken hat folgende Bedeutung:

- * signifikant
- ** hoch signifikant
- *** höchst signifikant

5.1.3 Erläuterung zur Ergebnisdarstellung der Kurvenanalyse

Die Analyse der Verlaufskurven der Becken-, Hüft-, Knie- und Sprunggelenksbewegung kann aufgrund fehlender Möglichkeiten der Kurvenanalyse, wie bereits in Kapitel 3.10 erläutert, nicht mit dem Statistikprogramm SPSS berechnet werden. Daher werden die Kurvenanalyse und die statistische Berechnung in Excel durchgeführt. Hierbei wird nicht nur ein t-Test für verbundene Stichproben des operierten und des nicht operierten Beins von MZP1 zu MZP2, sondern auch ein t-Test für verbundene Stichproben der 1. Ableitung (d/dt) der Verlaufskurven gerechnet. Die 1.

Ableitung ermöglicht eine zusätzliche Aussage über die Steigung des Kurvenverlaufs. Anders formuliert liefert die 1. Ableitung bei den oben genannten Bewegungsverläufen eine zusätzliche Information über die Winkelgeschwindigkeit, welche bei gleichen Winkelstellungen durchaus verschieden sein kann. Zusätzlich wurden die Ergebnisse der t -Tests der Verlaufskurven und der t -Tests der 1. Ableitungen der Verlaufskurven nach dem Prinzip der Mengenlehre zu einer Vereinigungsmenge (Abbildung 53) zusammengefasst.

Frage

Wie lassen sich Kurvenverläufe analysieren und Unterschiede – auch statistisch herausarbeiten?

Grundprinzip

Für eine solche Analyse soll ein Punkt-für-Punkt Vergleich der Kurve durchgeführt werden. Dabei soll herausgearbeitet werden, in welchen Punkten sich die Kurvenverläufe unterscheiden und in welchen nicht.

Hintergrund der Kurvenanalytik

Ein Bewegungsverlauf ist grundlegend durch 2 Merkmale gekennzeichnet:

- a) den aktuellen Wert (Winkel) und b) die aktuelle Steigung der Kurve (Winkelgeschwindigkeit)

Frage der Bewertung

Wann sind zwei Kurvenverläufe als gleich und wann als unterschiedlich anzusehen:

- a) unterscheiden sich die Werte (Winkel) an einem Punkt der Kurve signifikant, dann ist die Kurve in diesem Punkt als unterschiedlich zu bewerten
- b) unterscheiden sich die Steigungen (Winkelgeschwindigkeiten) an einem Punkt der Kurve signifikant, dann ist die Kurve in diesem Punkt als unterschiedlich zu bewerten
- c) unterscheiden sich die Werte (Winkel) an einem Punkt der Kurve in ihrem Betrag nicht sign., dann bedeutet das noch nicht per se, dass kein Unterschied zwischen

beiden Kurven besteht, sondern es ist nun als weiteres Kriterium auch die Steigung der Kurven zu berücksichtigen, es gilt:

Unterscheiden sich die Steigungen (Winkelgeschwindigkeiten) an einem Punkt der Kurve signifikant, obwohl sich die Werte (Winkel) in diesem Punkt nicht signifikant unterscheiden, dann ist die Kurve in diesem Punkt als unterschiedlich zu bewerten. Dieser Fall liegt z.B. dann vor, wenn sich eine flache und eine steile Kurve schneiden.

d) unterscheiden sich weder die Werte (Winkel) noch die Steigungen (Winkelgeschwindigkeiten) an einem Punkt der Kurve signifikant, dann ist die Kurve an diesem Punkt als gleich bzw. als nicht unterschiedlich zu bewerten.

Erläuterung zum Vorgehen

Mangels geeigneter Verfahren soll hierzu wie folgt vorgegangen werden:

Für jeden einzelnen Punkt der zu vergleichenden Kurven werden jeweils *t*-Tests der Winkel und Winkelgeschwindigkeit berechnet und in eine Balkendarstellung mit den beiden Ausprägungen signifikant und nicht signifikant überführt.

Im nächsten Schritt wird aus den beiden resultierenden Balken für die Winkel und die Winkelgeschwindigkeit die Vereinigungsmenge in einem weiteren Balken erstellt. Der hieraus resultierende Balken der Vereinigungsmenge schließlich zeigt an, in welchen Punkten sich die Kurvenverläufe unterscheiden und in welchen nicht.

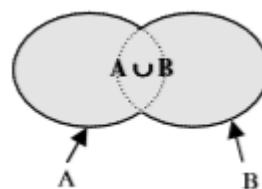


Abbildung 53: Vereinigungsmenge

(Benölken, Gorski, & Müller-Philipp, 2018)

$$A \cup B = \{x \mid x \in A \vee x \in B\}$$

„[...] eine neue Menge, die aus allen Elementen von A und allen Elementen von B besteht. Diese Menge heißt Vereinigungsmenge“ (Schichl & Steinbauer, 2018)

Die Vereinigungsmenge ist als Balken unter den Verlaufskurven abgebildet. Der Grund für dieses Vorgehen liegt in der begrenzten Aussagekraft der t-Test Ergebnisse der Verlaufskurven, welche ausschließlich Aussagen über die Bewegungsmaxima und -minima der Kurven zulassen, was zur Analyse der Gesamtcharakteristik der Kurven allein nicht ausreichend ist. Der Unterschied der Maxima und Minima an den jeweiligen MZPs berücksichtigt nicht die Veränderung der Bewegung, genauer Beugung oder Streckung zwischen Maxima und Minima im zeitlichen Verlauf. Daher wurde ergänzend ein t-Test der 1. Ableitung berechnet, da dieser eine zusätzliche Aussage über die Kurvencharakteristik durch die Steigung des Kurvenverlaufs sowie der Extremstellen ermöglicht.

Für die Erstellung der Ergebnisgrafiken sind mehrere Teilschritte notwendig. Diese werden folgend an einem Beispiel einer Kniewinkelverlaufskurve detaillierter erläutert und illustriert.

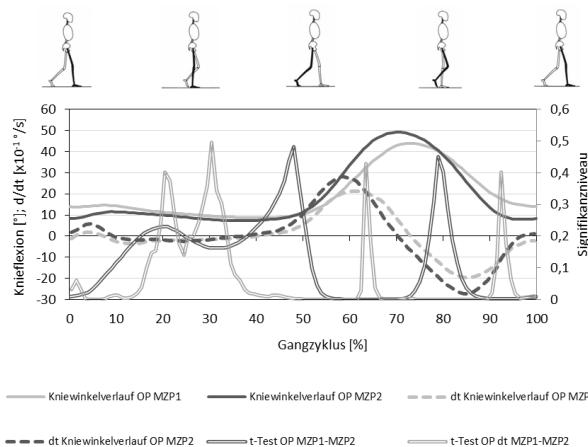


Abbildung 54: Kniewinkelverlaufskurven, inklusive der t-Tests und der 1. Ableitung der Kniewinkelverlaufskurven

Wie in Abbildung 54 ersichtlich wird, ist die Darstellung aller Kurven inklusive der t-Tests, allein die der operierten Seite, nicht sonderlich aussagekräftig. Aufgrund dessen wird darauf verzichtet, die t-Tests der Verlaufskurven als auch der 1. Ableitung grafisch darzustellen. Der t-Test der Verlaufskurven kann vereinfacht als Balken unter der Grafik dargestellt werden (Abbildung 55). Hierbei bedeutet eine Färbung des Balkens (grau gestreift), dass ein signifikanter Wert von $p < .05$ vorliegt. Ist der Balken nicht gefärbt, ist kein signifikanter Unterschied vorhanden.

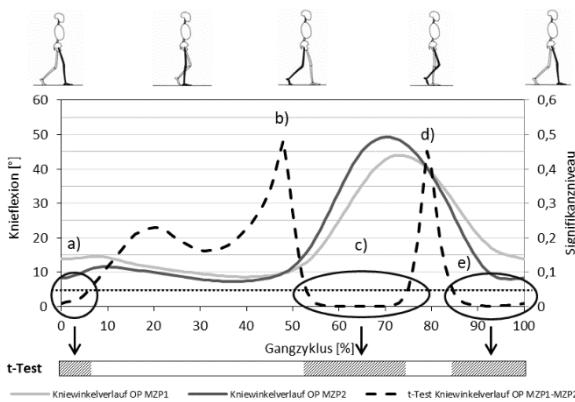


Abbildung 55: Originalkurven, Kniewinkelverlauf inklusive des t-Tests
als Kurve und in Balkenform

In der Abbildung 55 sind die signifikanten Ergebnisse $p < .05$ unterhalb der gepunkteten Linie a), c) und e) durch schwarze Umrandungen gekennzeichnet. Diese Bereiche sind auf den Balken übertragbar. Die nicht signifikanten Ergebnisse, besonders gut erkennbar an den Maxima b) und d) sind im Balken weiß hinterlegt.

Gleich verhält es sich mit der Darstellung der 1. Ableitung und dem t-Test dieser, auch dieser kann als Balken unter der Grafik dargestellt werden (Abbildung 56).

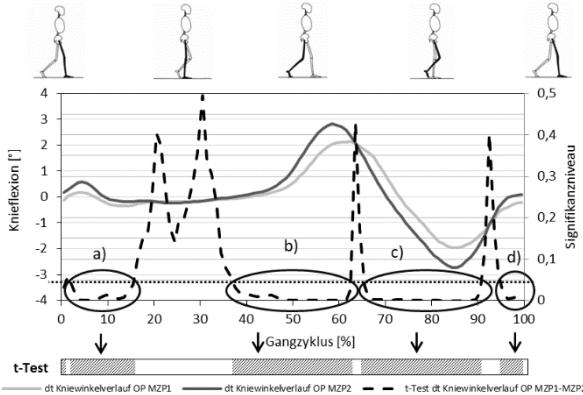


Abbildung 56: Darstellung der 1. Ableitung sowie des t-Tests dieser als Kurve und in Balkenform, signifikanter Unterschied a) - d)

Zur Vereinfachung der Darstellung, zur Verbesserung der Aussagekraft und Reduzierung der Anzahl der Balken unter der Grafik und werden die Balken des t-Tests der Verlaufskurven und der t-Tests der 1. Ableitung zu einer Vereinigungsmenge zusammenfasst und als ein Balken unter der Grafik dargestellt. (Abbildung 57).

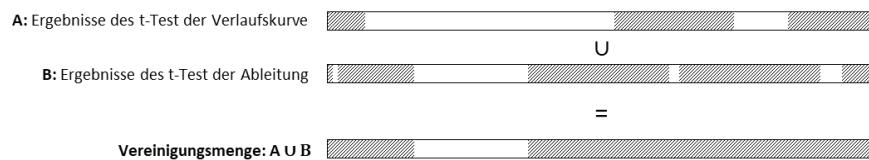


Abbildung 57: Vereinigungsmenge, Zusammenfassung der t-Tests

Ist eine der beiden Bedingungen (ein signifikantes Ergebnis bei A oder B) erfüllt, so zeigt sich dieses in einem gefärbten Balken unter der Grafik. Ziel dieser Vorgehensweise ist eine vereinfachte Darstellung statistischer Kennwerte der Verlaufskurven kombiniert mit der grafischen Darstellung dieser.

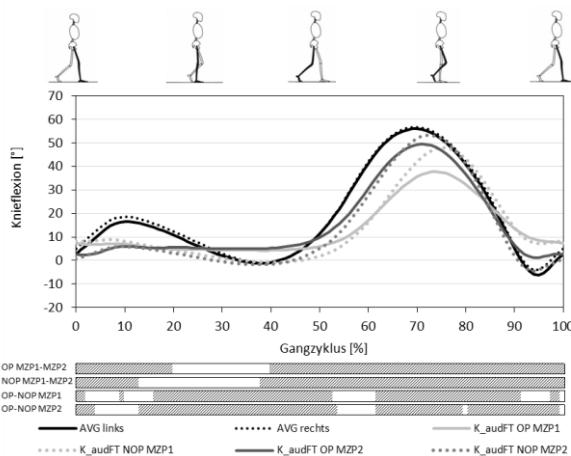


Abbildung 58: Ziel Kombination der statistischen und grafischen Ergebnisdarstellung

Am Beispiel OP von MZP1 zu MZP2 (vgl. Abbildung 58, der oberste der vier Balken) wird sichtbar, dass sich der Kurvenverlauf auf OP-Seite zu MZP2 hin in weiten Teilen verbessert, d.h. der Referenzkurve/AVG angenähert hat, lediglich in der mittleren und terminalen Standphase (20-40 % Gangzyklus), zeigt sich keine Veränderung.

Auf die Darstellung eines weiteren Balkens für die AVG wurde aufgrund der Übersichtlichkeit verzichtet, da zur AVG ein durchgängig signifikanter Unterschied vorlag.

5.2 Hüft-TEP-Patienten

5.2.1 Ergebnisse - Gangparameter

5.2.1.1 Schrittänge

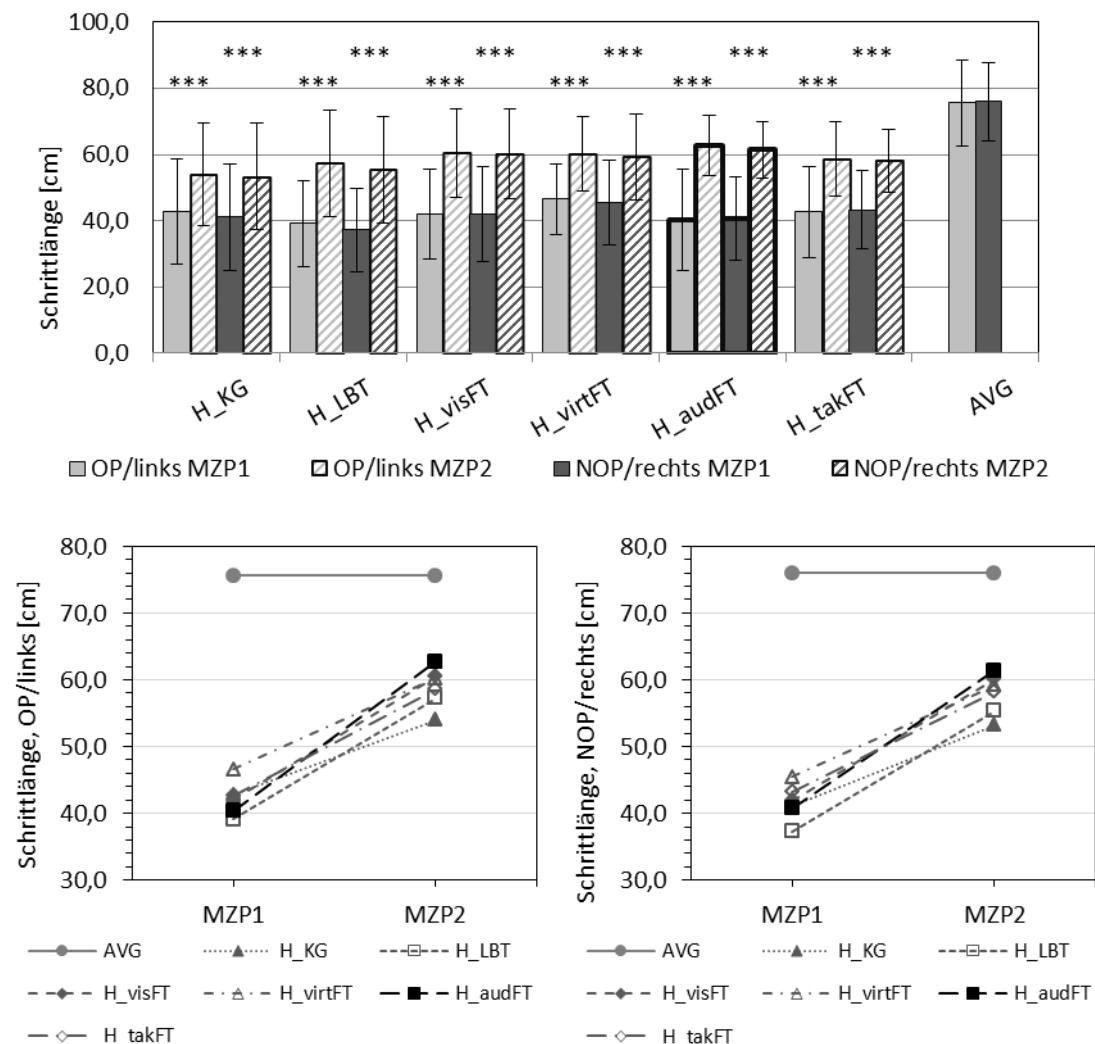


Abbildung 59: Schrittänge Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{OP/link}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 259,75$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .68$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{OP/link}$ zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 3,00$, $p = .013$, partiellels $\eta^2 = .10$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{NOP/rechts}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 256,54$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .67$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **SL_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,97$, $p = .087$, partielles $\eta^2 = .07$.

Tabelle 8: Statistische Kennwerte - Schrittlänge Hüft-TEP

Schrittlänge																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	
H_KG	OP/links	0,549	55	.586	0,15	-2,321	55	.024	0,63	-6,520	35	<.001	1,08	MZP1	2,915	35	.006	0,49
	NOP/rechts	0,082	55	.931	0,02	-2,109	55	.040	0,57	-6,663	35	<.001	1,11	MZP2	1,225	35	.229	0,20
H_LBT	OP/links	-0,253	36	.802	0,08	-1,302	36	.201	0,42	-7,824	16	<.001	1,89	MZP1	1,287	16	.217	0,31
	NOP/rechts	-0,805	36	.426	0,26	-1,456	36	.154	0,47	-7,940	16	<.001	1,92	MZP2	2,249	16	.039	0,55
H_visFT	OP/links	0,350	36	.728	0,11	-0,592	36	.557	0,19	-5,361	16	<.001	1,30	MZP1	0,124	16	.903	0,03
	NOP/rechts	0,279	36	.781	0,91	-0,336	36	.739	0,11	-6,025	16	<.001	1,46	MZP2	0,369	16	.717	0,09
H_virtFT	OP/links	1,434	38	.160	0,45	-0,754	38	.456	0,23	-7,176	18	<.001	1,60	MZP1	0,968	18	.346	0,22
	NOP/rechts	1,154	38	.256	0,36	-0,627	38	.544	0,19	-5,221	18	<.001	1,19	MZP2	0,985	18	.338	0,23
H_audFT	OP/links									-7,842	20	<.001	1,71	MZP1	-0,321	20	.752	0,07
	NOP/rechts									-8,245	20	<.001	1,79	MZP2	1,844	20	.080	0,40
H_takFT	OP/links	0,489	39	.627	0,15	-1,270	39	.212	0,39	-5,679	19	<.001	1,26	MZP1	-0,614	19	.546	0,14
	NOP/rechts	0,652	39	.518	0,20	-1,108	39	.275	0,34	-5,813	19	<.001	1,29	MZP2	0,433	19	.670	0,10
AVG	OP/links	9,454	62	<.001	2,51	4,014	62	<.001	1,06					MZP1	-0,863	42	.393	0,13
	NOP/rechts	10,764	62	<.001	2,86	4,954	62	<.001	1,31					MZP2	0,985	42	.338	0,23

*zu H_audFT

Bei der **SL_{OP/links}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 9,45$, $p = <.001$, $d = 2,51$ und an MZP2 $t(62) = 4,01$, $p = <.001$, $d = 1,06$.

Bei der **SL_{NOP/rechts}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(62) = 10,76$, $p = <.001$, $d = 2,86$ und an MZP2 $t(62) = 4,95$, $p = <.001$, $d = 1,31$.

Die **SL_{OP}** des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -7,84$, $p = <.001$, $d_z = 1,71$.

Die **SL_{NOP}** des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -8,24$, $p = <.001$, $d_z = 1,79$.

Die FH 1 nach Gleichung (11) kann für **SL_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (11) kann für **SL_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

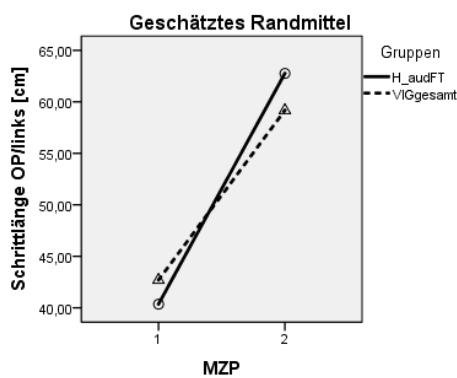


Abbildung 60: Schrittänge OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

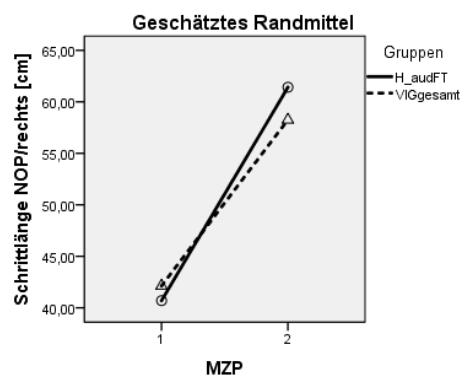


Abbildung 61: Schrittänge NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **SL_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 4,17$, $p = .044$, partiellels $\eta^2 = .04$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **SL_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 2,71$, $p = .103$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Bei der **SL_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,70$, $p = .245$, $d = 0,17$ und an MZP2 $t(92) = -1,16$, $p = .124$, $d = 0,29$.

Bei der **SL_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,44$, $p = .330$, $d = 0,11$ und an MZP2 $t(92) = -1,03$, $p = .154$, $d = 0,25$.

Die FH 2 nach Gleichung (24) kann für **SL_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (24) kann für **SL_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.2 Standphase

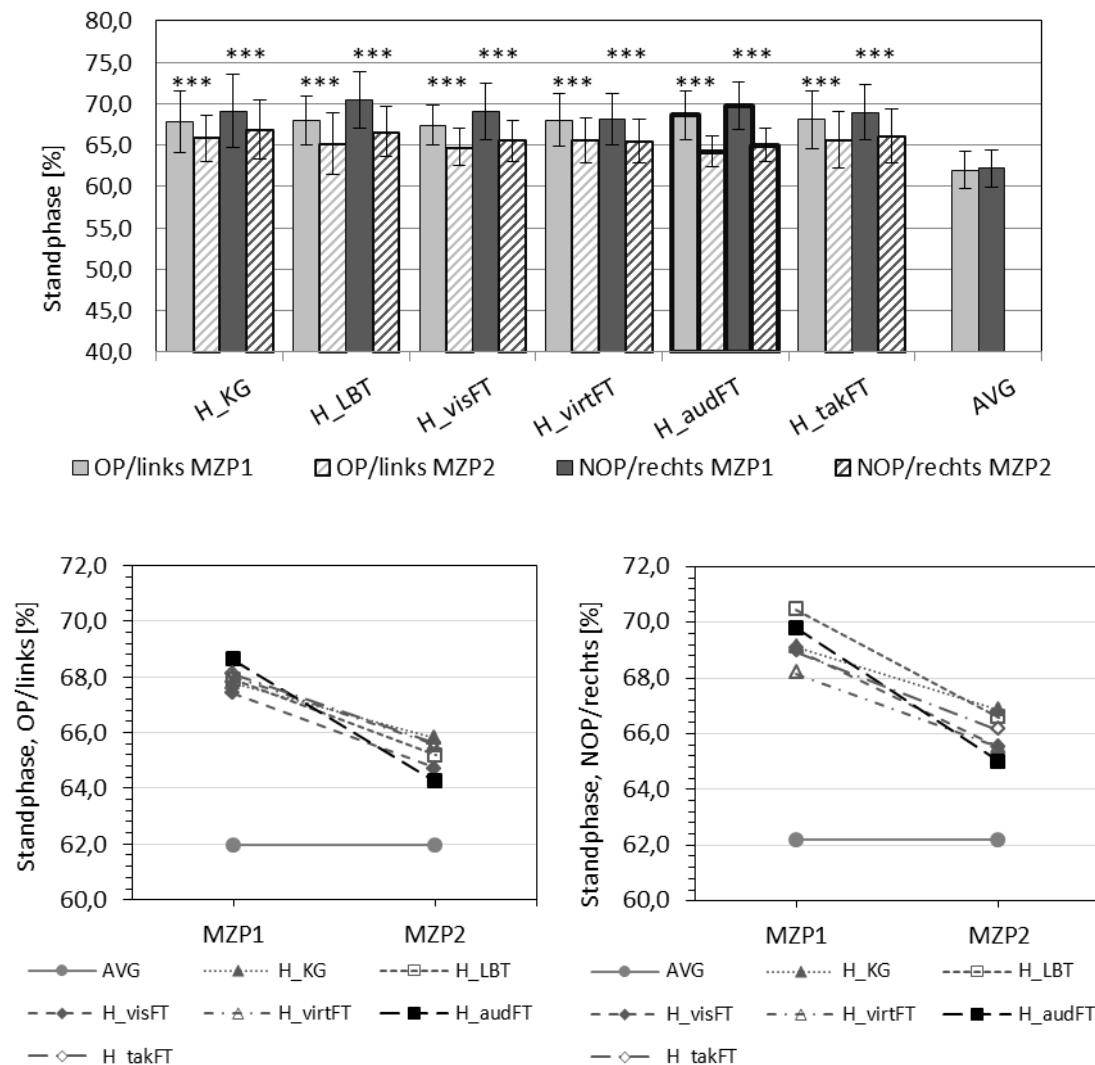


Abbildung 62: Standphase Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 132,73$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .52$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,27$, $p = .052$, partiellels $\eta^2 = .08$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 147,29$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .54$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,24$, $p = .055$, partiellels $\eta^2 = .08$.

Tabelle 9: Statistische Kennwerte - Standphase Hüft-TEP

Analyseverfahren		Standphase																
		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
H_KG	OP/links	-0,854	55	.397	0,23	2,277	55	.027	0,62	4,524	35	<.001	0,75	MZP1	-4,117	35	<.001	0,69
	NOP/rechts	-0,622	55	.536	0,17	2,098	55	.041	0,57	3,987	35	<.001	0,66	MZP2	-3,964	35	<.001	0,66
H_LBT	OP/links	-0,722	36	.475	0,23	0,992	36	.328	0,32	4,744	16	<.001	1,15	MZP1	-4,267	16	.001	1,03
	NOP/rechts	0,645	36	.523	0,21	1,852	36	.072	0,60	5,700	16	<.001	1,38	MZP2	-4,197	16	.001	1,02
H_visFT	OP/links	-1,322	36	.197	0,43	0,701	36	.488	0,22	4,471	16	<.001	1,08	MZP1	-2,238	16	.040	0,54
	NOP/rechts	-0,741	36	.464	0,24	0,667	36	.509	0,21	4,659	16	<.001	1,12	MZP2	-2,561	16	.021	0,62
H_virtFT	OP/links	-0,607	38	.548	0,19	1,726	38	.100	0,54	3,664	18	.001	0,84	MZP1	-0,373	18	.714	0,09
	NOP/rechts	-1,686	38	.549	0,53	0,649	38	.521	0,20	3,485	18	.001	0,79	MZP2	0,180	18	.859	0,04
H_audFT	OP/links									8,769	20	<.001	1,91	MZP1	-3,347	20	.003	0,73
	NOP/rechts									9,952	20	<.001	2,17	MZP2	-2,687	20	.014	0,59
H_takFT	OP/links	-0,480	39	.634	0,15	1,589	39	.120	0,49	3,458	19	.001	0,77	MZP1	-1,534	19	.142	0,34
	NOP/rechts	-0,852	39	.399	0,26	1,278	39	.209	0,39	4,552	19	<.001	1,02	MZP2	-1,744	19	.097	0,39
AVG	OP/links	-9,860	62	<.001	2,62	-3,931	62	<.001	1,04					MZP1	-1,893	42	.073	0,29
	NOP/rechts	-11,492	62	<.001	3,05	-4,796	62	<.001	1,27					MZP2	-4,79	62	<.001	1,27

*zu H_audFT

Bei der $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = -9,86, p = <.001, d = 2,62$ und an MZP2 $t(62) = -3,93, p = <.001, d = 1,04$.

Bei der $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = -11,49, p = <.001, d = 3,05$ und an MZP2 $t(62) = -4,79, p = <.001, d = 1,27$.

Die STPH_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = 8,76, p = <.001, d_z = 1,91$.

Die STPH_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = -9,95, p = <.001, d_z = 2,17$.

Die FH 1 nach Gleichung (12) kann für $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung(12) kann für $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ als bestätigt angesehen werden.

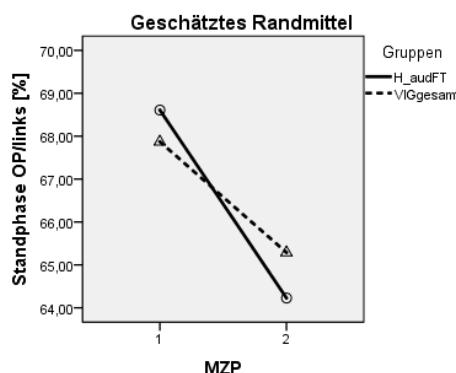


Abbildung 63: Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

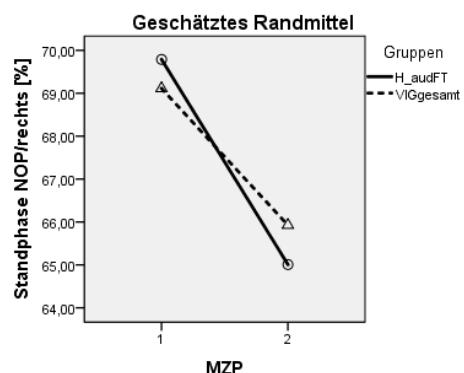


Abbildung 64: Standphase NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STPH_{OP/left}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 7,51$, $p = .007$, partielle $\eta^2 = .08$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STPH_{NOP/right}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 5,16$, $p = .025$, partielle $\eta^2 = .05$.

Bei der **STPH_{OP/left}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -0,97$, $p = .167$, $d = 0,24$ und an MZP2 $t(92) = 1,47$, $p = .073$, $d = 0,36$.

Bei der **STPH_{NOP/right}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -0,83$, $p = .205$, $d = -0,21$ und an MZP2 $t(92) = 1,33$, $p = .093$, $d = 0,33$.

Die FH 2 nach Gleichung (25) kann für **STPH_{OP/left}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (25) kann für **STPH_{NOP/right}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.3 Stoßdämpfungsphase

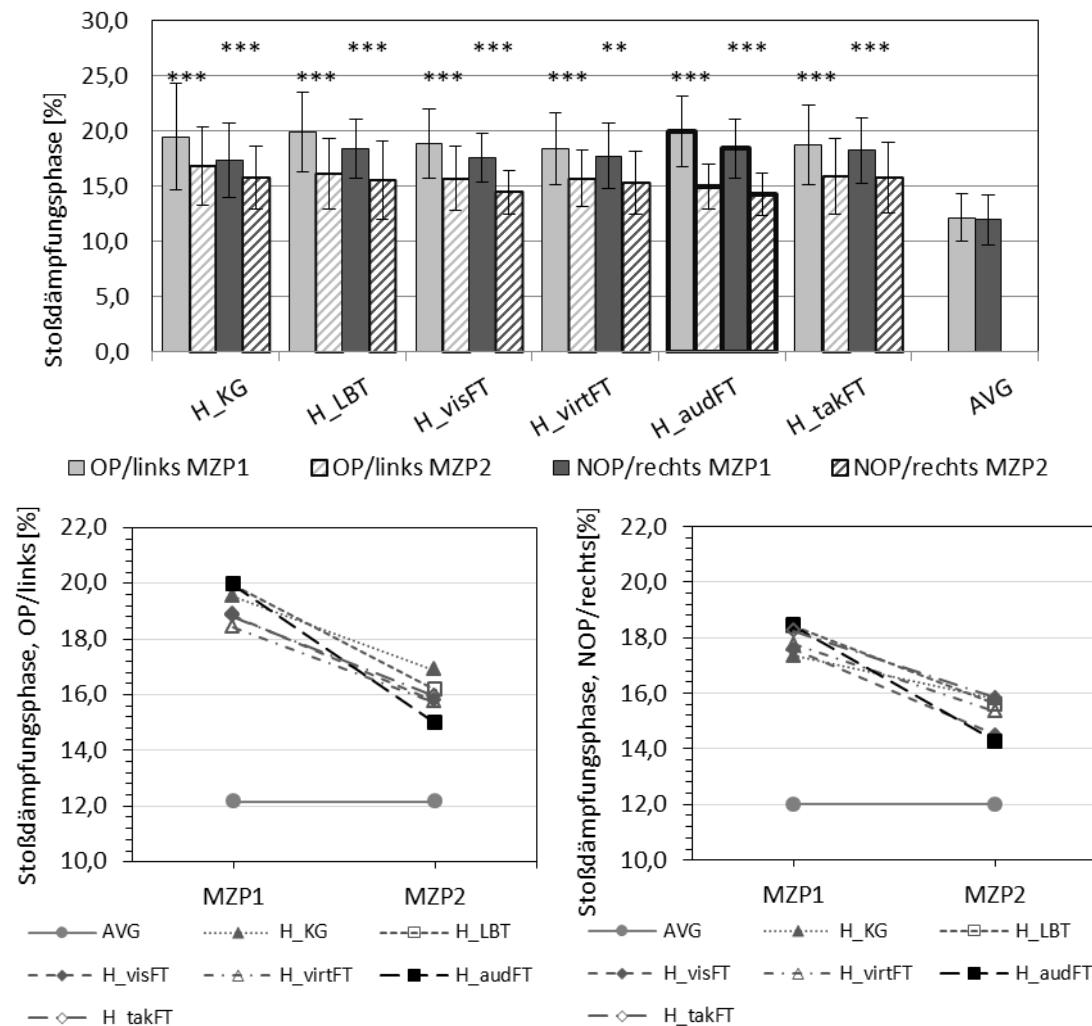


Abbildung 65: Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{OP/links}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 145,97$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .54$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,93$, $p = .093$, partielles $\eta^2 = .07$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{NOP/rechts}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 132,72$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .52$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{NOP/rechts}$ zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,84$, $p = .018$, partielles $\eta^2 = .10$.

Tabelle 10: Statistische Kennwerte - Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP

Stoßdämpfungsphase																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
H_KG	OP/links	-0,371	55	.712	0,10	2,230	55	.030	0,61	4,467	35	<.001	0,74	MZP1	5,278	35	<.001	0,88
	NOP/rechts	-1,237	55	.221	0,34	2,140	55	.037	0,58	3,711	35	<.001	0,61	MZP2	3,957	35	<.001	0,66
H_LBT	OP/links	-0,009	36	.993	0,00	1,388	36	.174	0,45	4,977	16	<.001	1,20	MZP1	2,515	16	.023	0,61
	NOP/rechts	-0,024	36	.981	0,00	1,427	36	.162	0,46	5,040	16	<.001	1,22	MZP2	1,917	16	.073	0,46
H_visFT	OP/links	-1,060	36	.296	0,34	0,967	36	.340	0,31	4,399	16	<.001	1,06	MZP1	2,573	16	.020	0,62
	NOP/rechts	-1,026	36	.312	0,33	0,358	36	.722	0,11	5,696	16	<.001	1,38	MZP2	2,823	16	.012	0,68
H_virtFT	OP/links	-1,480	38	.147	0,46	1,007	38	.320	0,31	3,897	18	.001	0,89	MZP1	2,004	18	.060	0,46
	NOP/rechts	-0,730	38	.470	0,23	1,393	38	.172	0,44	3,168	18	.002	0,72	MZP2	1,596	18	.149	0,37
H_audFT	OP/links									9,989	20	<.001	2,17	MZP1	3,495	20	.002	0,76
	NOP/rechts									8,530	20	<.001	1,86	MZP2	2,959	20	.008	0,65
H_takFT	OP/links	-1,068	39	.292	0,33	1,068	39	.292	0,33	4,495	19	<.001	1,00	MZP1	1,368	19	.187	0,31
	NOP/rechts	-0,191	39	.849	0,06	1,863	39	.070	0,58	3,582	19	.001	0,80	MZP2	0,361	19	.722	0,08
AVG	OP/links	-11,362	62	<.001	3,02	-4,955	62	<.001	1,31					MZP1	1,252	42	.218	0,19
	NOP/rechts	-9,788	62	<.001	2,60	-3,859	62	<.001	1,02					MZP2				

*zu H_audFT

Bei der $STDPH_{OP/links}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = -11,36$, $p = <.001$, $d = 3,02$ und an MZP2 $t(62) = -4,95$, $p = <.001$, $d = 1,31$.

Bei der $STDPH_{NOP/rechts}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(62) = -9,78$, $p = <.001$, $d = 2,60$ und an MZP2 $t(62) = -3,85$, $p = <.001$, $d = 1,02$.

Die $STDPH_{OP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = -9,98$, $p = <.001$, $d_z = 2,17$.

Die $STDPH_{NOP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = -8,53$, $p = <.001$, $d_z = 1,86$.

Die FH 1 nach Gleichung (13) kann für $STDPH_{OP/links}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (13) kann für $STDPH_{NOP/rechts}$ als bestätigt angesehen werden.

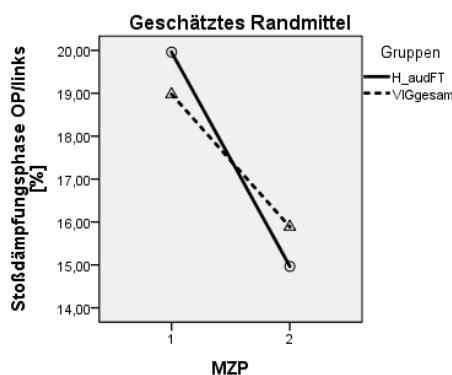


Abbildung 66: Stoßdämpfungsphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

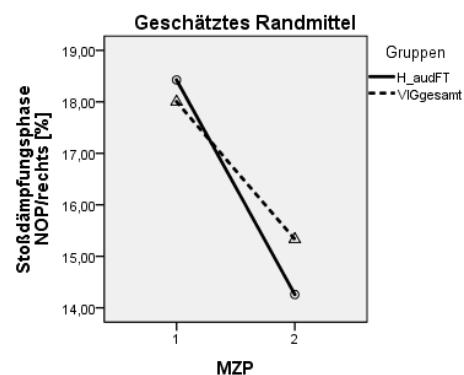


Abbildung 67: Stoßdämpfungsphase NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT , Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STDPH_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1, 92) = 7,50, p = .007$, partielle $\eta^2 = .08$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STDPH_{NOP/rechts}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1, 92) = 5,20, p = .025$, partielle $\eta^2 = .05$.

Bei der **STDPH_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -1,16, p = .124, d = -0,29$ und an MZP2 $t(92) = 1,29, p = .100, d = 0,32$.

Bei der **STDPH_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -0,62, p = .269, d = -0,15$ und an MZP2 $t(92) = 1,54, p = .064, d = 0,38$.

Die FH 2 nach Gleichung (26) kann für **STDPH_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (26) kann für **STDPH_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.4 mittlere Standphase

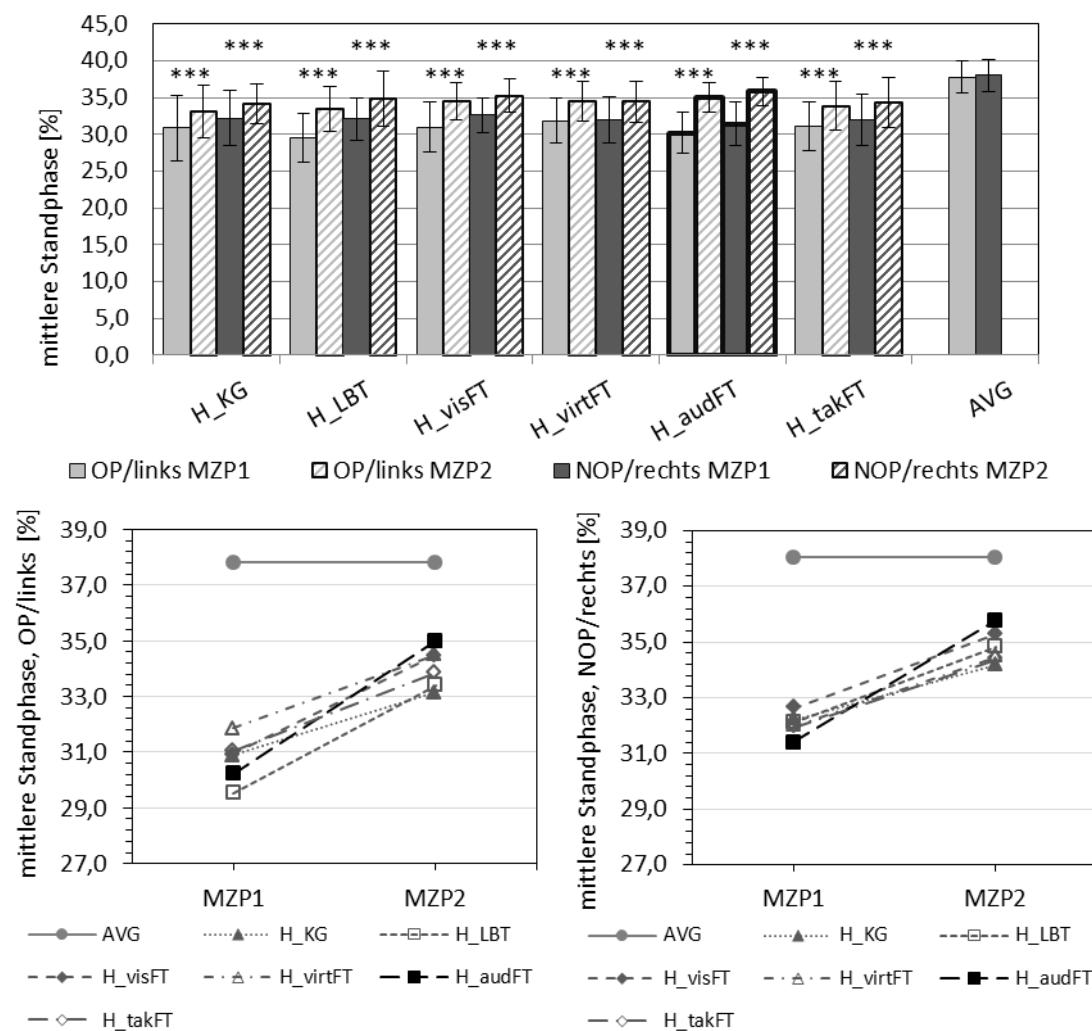


Abbildung 68: mittlere Standphase Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{OP/links}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 147,58$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .54$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,21$, $p = .057$, partiellels $\eta^2 = .08$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{NOP/rechts}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 129,82$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .51$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{NOP/rechts}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,28$, $p = .051$, partiellels $\eta^2 = .26$.

Tabelle 11: Statistische Kennwerte - mittlere Standphase Hüft-TEP

mittlere Standphase																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz		T	df	p	dz
H_KG	OP/links	0,588	55	.559	0,16	-2,107	55	.040	0,57	-4,008	35	<.001	0,66	MZP1	-4,205	35	<.001	0,70
	NOP/rechts	0,846	55	.401	0,23	-2,327	55	.024	0,63	-4,499	35	<.001	0,74	MZP2	-3,906	35	<.001	0,65
H_LBT	OP/links	-0,678	36	.502	0,22	-1,866	36	.070	0,60	-5,632	16	<.001	1,36	MZP1	-4,334	16	.001	1,05
	NOP/rechts	0,730	36	.470	0,23	-1,003	36	.322	0,32	-4,629	16	<.001	1,12	MZP2	-4,227	16	.001	1,03
H_visFT	OP/links	0,696	36	.491	0,22	-0,688	36	.496	0,22	-4,674	16	<.001	1,13	MZP1	-2,268	16	.038	0,55
	NOP/rechts	1,344	36	.187	0,43	-0,733	36	.486	0,23	-4,336	16	<.001	1,05	MZP2	-2,515	16	.023	0,61
H_virtFT	OP/links	1,681	38	.101	0,53	-0,637	38	.528	0,20	-3,547	18	.001	0,81	MZP1	-0,310	18	.760	0,07
	NOP/rechts	0,586	38	.561	0,18	-1,746	38	.096	0,55	-3,673	18	.001	0,84	MZP2	0,253	18	.803	0,06
H_audFT	OP/links									-9,824	20	<.001	2,14	MZP1	-3,194	20	.005	0,70
	NOP/rechts									-8,782	20	<.001	1,91	MZP2	-2,685	20	.014	0,59
H_takFT	OP/links	0,835	39	.409	0,26	-1,298	39	.202	0,40	-4,531	19	<.001	1,01	MZP1	-1,598	19	.126	0,36
	NOP/rechts	0,525	39	.603	0,16	-1,619	39	.114	0,50	-3,368	19	.001	0,75	MZP2	-1,761	19	.094	0,39
AVG	OP/links	11,476	62	<.001	3,05	4,808	62	<.001	1,28					MZP1	-1,757	42	.086	0,27
	NOP/rechts	9,854	62	<.001	2,62	3,917	62	<.001	1,04									

*zu H_audFT

Bei der mSTPH_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 11,47, p = <.001, d = 3,05$ und an MZP2 $t(62) = 4,80, p = <.001, d = 1,28$.

Bei der mSTPH_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(62) = 9,85, p = <.001, d = 2,62$ und an MZP2 $t(62) = 3,91, p = <.001, d = 1,04$.

Die mSTPH_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -9,82, p = <.001, d_z = 2,14$.

Die mSTPH_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -8,78, p = <.001, d_z = 1,91$.

Die FH 1 nach Gleichung (14) kann für mSTPH_{OP/links} als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (14) kann für mSTPH_{NOP/rechts} als bestätigt angesehen werden.

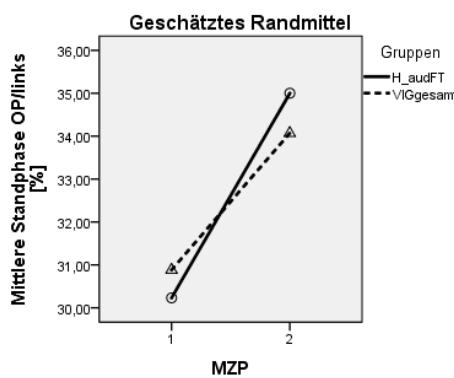


Abbildung 69: Mittlere Standphase OP/links
- VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

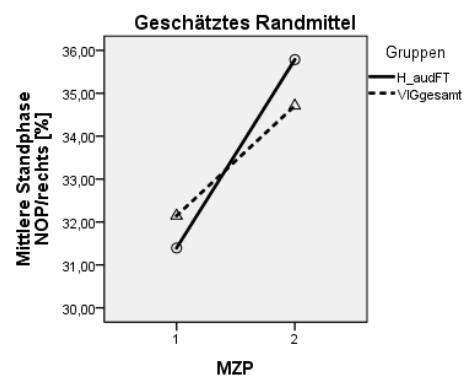


Abbildung 70: Mittlere Standphase
NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für mSTPH_{OP/links} zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 5,08$, $p = .027$, partiellels $\eta^2 = .05$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für mSTPH_{NOP/rechts} zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 7,64$, $p = .007$, partiellels $\eta^2 = .08$.

Bei der mSTPH_{OP/links} gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,80$, $p = .213$, $d = 0,20$ und an MZP2 $t(92) = -1,35$, $p = .091$, $d = 0,33$.

Bei der mSTPH_{NOP/rechts} gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,99$, $p = .162$, $d = 0,24$ und an MZP2 $t(92) = -1,49$, $p = .070$, $d = -0,37$.

Die FH 2 nach Gleichung (27) kann für mSTPH_{OP/links} als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (27) kann für mSTPH_{NOP/rechts} als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.5 Doppelschrittänge

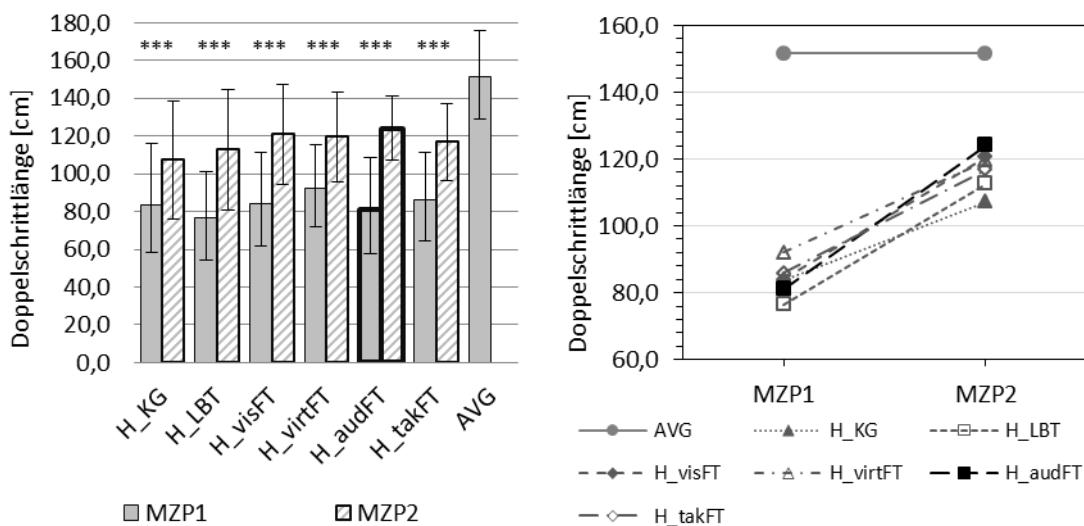


Abbildung 71: Doppelschrittänge Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSL** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 268,63$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .68$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSL** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,56$, $p = .030$, partiellels $\eta^2 = .09$.

Tabelle 12: Statistische Kennwerte - Doppelschrittänge Hüft-TEP

Analyse-verfahren	Doppelschrittänge											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
H_KG	0,322	55	.749	0,08	-2,234	55	.030	0,61	-6,667	35	<.001	1,11
H_LBT	-0,524	36	.604	0,17	-1,390	36	.173	0,45	-8,258	16	<.001	2,00
H_visFT	0,312	36	.757	0,10	-0,473	36	.639	0,15	-5,749	16	<.001	1,39
H_virtFT	1,322	38	.194	0,41	-0,704	38	.486	0,22	-6,183	18	<.001	1,41
H_audFT									-8,139	20	<.001	1,77
H_takFT	0,571	39	.572	0,17	-1,218	39	.231	0,38	-5,839	19	<.001	1,30
AVG	10,158	62	<.001	2,70	4,505	62	<.001	1,19				

*zu H_audFT

Bei der **DSL** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 10,15$, $p = <.001$, $d = 2,70$ und an MZP2 $t(62) = 4,50$, $p = <.001$, $d = 1,19$.

Die Doppelschrittlänge (DSL) des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -8,13, p = <.001, d_z = 1,77$.

Die FH 1 nach Gleichung (15) kann für **DSL** als bestätigt angesehen werden.

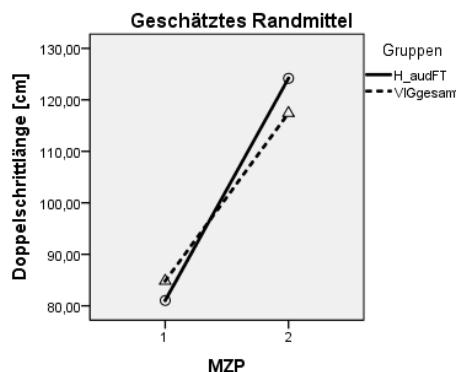


Abbildung 72: Doppelschrittlänge – VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **DSL** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 3,56, p = .062$, partielle $\eta^2 = .04$.

Bei der DSL gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,58, p = .283, d = 0,14$ und an MZP2 $t(92) = -1,11, p = .135, d = 0,28$.

Die FH 2 nach Gleichung (28) kann für **DSL** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.6 Doppelstandphase

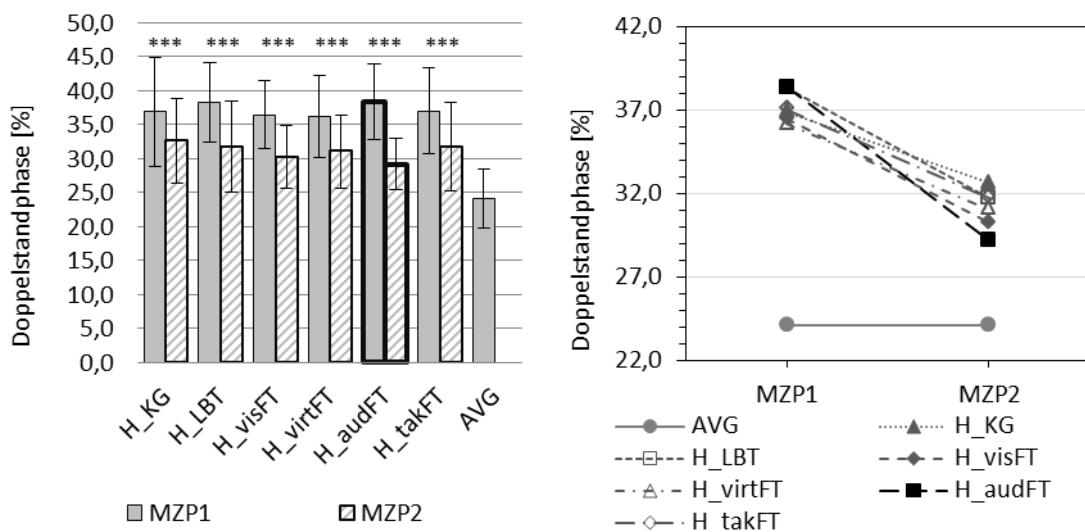


Abbildung 73: Doppelstandphase Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 160,77$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .57$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,51$, $p = .034$, partielles $\eta^2 = .09$.

Tabelle 13: Statistische Kennwerte - Doppelstandphase Hüft-TEP

Analyse-verfahren	Doppelstandphase											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
H_KG	-0,745	55	.459	0,20	2,255	55	.028	0,61	4,497	35	<.001	0,74
H_LBT	-0,024	36	.981	0,00	1,442	36	.158	0,47	5,544	16	<.001	1,34
H_visFT	-1,088	36	.284	0,35	0,733	36	.468	0,23	5,237	16	<.001	1,27
H_virtFT	-1,173	38	.248	0,37	1,235	38	.233	0,39	3,658	18	.001	0,83
H_audFT									10,322	20	<.001	2,25
H_takFT	-0,705	39	.485	0,22	1,494	39	.143	0,46	4,165	19	<.001	0,93
AVG	-10,984	62	<.001	2,92	-4,491	62	<.001	1,19				

*zu H_audFT

Bei der DSTPH gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = -10,98$, $p = <.001$, $d = 2,92$ und an MZP2 $t(62) = -4,49$, $p = <.001$, $d = 1,19$.

Die DSTPH des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = 10,32$, $p = <.001$, $d_z = 2,25$.

Die FH 1 nach Gleichung (16) kann für **DSTPH** als bestätigt angesehen werden

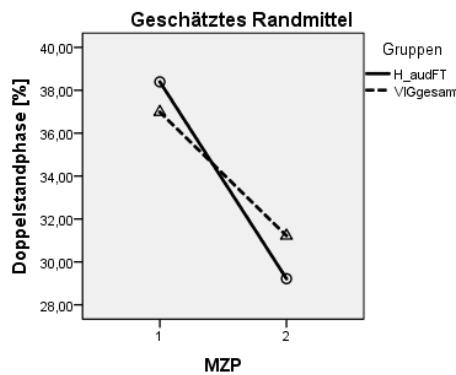


Abbildung 74: Doppelstandphase - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 7,23$, $p = .009$, partielle $\eta^2 = .07$.

Bei der DSTPH gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(62) = -0,96$, $p = .169$, $d = 0,24$ und an MZP2 $t(92) = 1,46$, $p = .074$, $d = 0,36$.

Die FH 2 nach Gleichung (29) kann für **DSTPH** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.7 Kadenz

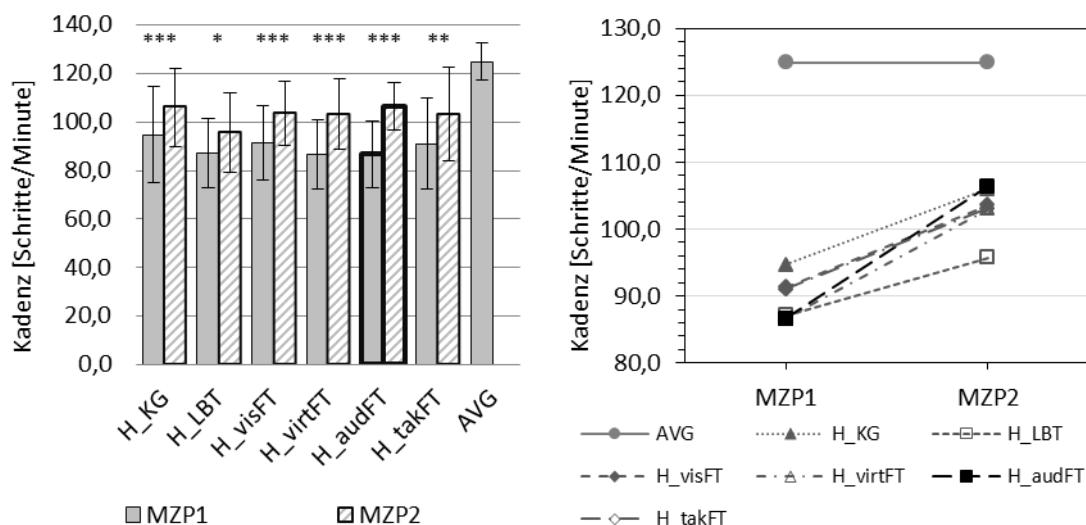


Abbildung 75: Kadenz Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **KD** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 127,08$, $p < .001$, partielle $\eta^2 = .50$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **KD** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,88$, $p = .102$, partielles $\eta^2 = .07$.

Tabelle 14: Statistische Kennwerte - Kadenz Hüft-TEP

Kadenz												
Analyse-verfahren	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
	Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p
H_KG	1,605	55	.114	0,44	-0,093	55	.926	0,02	-6,468	35	<.001	1,07
H_LBT	0,106	36	.916	0,03	-2,402	36	.022	0,78	-2,226	16	.020	0,53
H_visFT	0,972	36	.337	0,31	-0,731	36	.470	0,23	-3,894	16	<.001	0,94
H_virtFT	-0,003	38	.997	0,00	-0,834	38	.409	0,26	-6,208	18	<.001	1,40
H_audFT									-7,618	20	<.001	1,66
H_takFT	0,844	39	.404	0,26	-0,684	39	.498	0,21	-3,165	19	.002	0,70
AVG	13,978	62	<.001	3,72	8,119	62	<.001	2,16				

*zu H_audFT

Bei der KD gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 13,97$, $p = <.001$, $d = 3,72$ und an MZP2 $t(62) = 8,11$, $p = <.001$, $d = 2,16$.

Die KD des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -7,61$ $p = <.001$, $d_z = 1,66$.

Die FH 1 nach Gleichung (17) kann für **KD** als bestätigt angesehen werden.

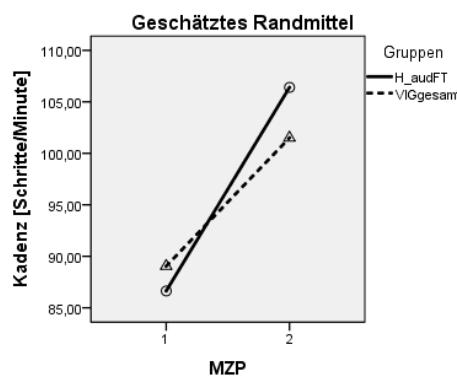


Abbildung 76: Kadenz - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGesamt} mit Messwiederholung für **KD** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 4,45$, $p = .038$, partielles $\eta^2 = .046$.

Bei der KD gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,62, p = .268, d = 0,15$ und an MZP2 $t(92) = -1,29, p = .100, d = 0,32$.

Die FH 2 nach Gleichung (30) kann für **KD** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.1.8 Geschwindigkeit

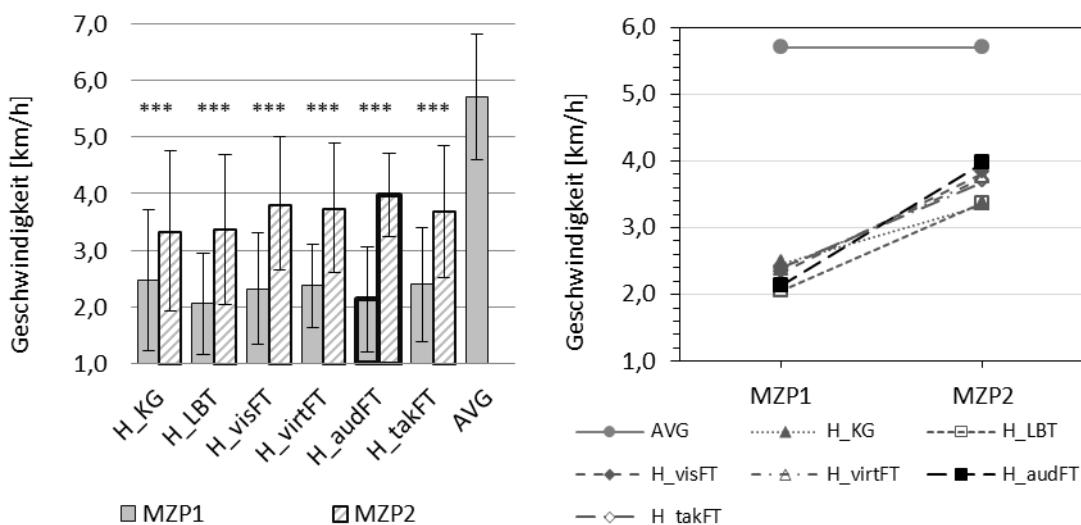


Abbildung 77: Geschwindigkeit Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **v** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 226,39, p < .001$, partielles $\eta^2 = .65$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **v** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 2,64, p = .026$, partielles $\eta^2 = .10$.

Tabelle 15: Statistische Kennwerte - Geschwindigkeit Hüft-TEP

Analyse-verfahren	Geschwindigkeit											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
H_KG	1,018	55	.313	0,28	-1,887	55	.064	0,51	-4,445	35	<.001	0,74
H_LBT	-0,274	36	.786	0,08	-1,757	36	.087	0,57	-6,115	16	<.001	1,48
H_visFT	0,594	36	.556	0,19	-0,503	36	.636	0,16	-5,620	16	<.001	1,36
H_virtFT	0,878	38	.385	0,27	-0,772	38	.456	0,24	-8,895	18	<.001	2,04
H_audFT									-9,475	20	<.001	2,06
H_takFT	0,856	39	.397	0,26	-0,936	39	.355	0,29	-5,779	19	<.001	1,29
AVG	12,581	62	<.001	3,34	6,408	62	<.001	1,70				

*zu H_audFT

Bei der Geschwindigkeit gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 12,58, p = <.001, d = 3,34$ und an MZP2 $t(62) = 6,40, p = <.001, d = 1,70$.

Die Geschwindigkeit des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -9,47 p = <.001, d_z = 2,06$.

Die FH 1 nach Gleichung (18) kann für **v** als bestätigt angesehen werden.

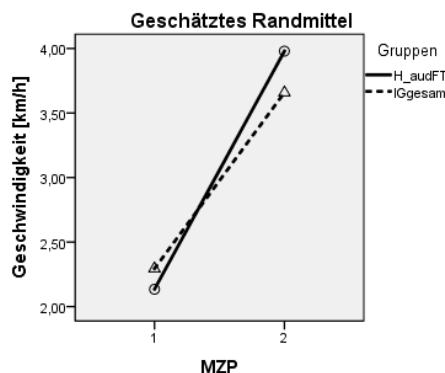


Abbildung 78: Geschwindigkeit - VIG_{gesamt} audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **v** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 4,61, p = .034$, partielles $\eta^2 = .05$.

Bei der Geschwindigkeit gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,69, p = .244, d = 0,17$ und an MZP2 $t(92) = -1,14, p = .128, d = -0,28$.

Die FH 2 nach Gleichung (31) kann für **v** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.2 Ergebnisse - Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf

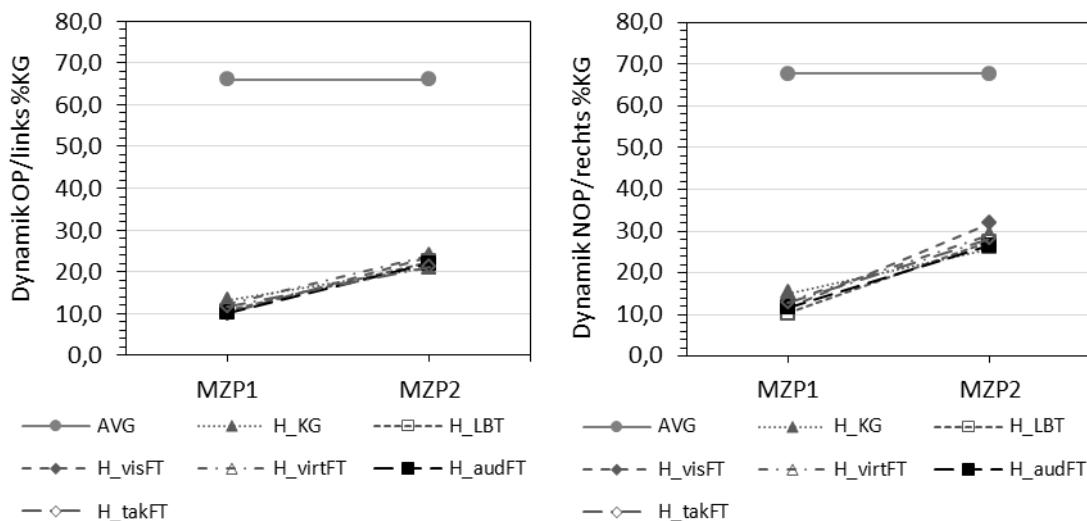
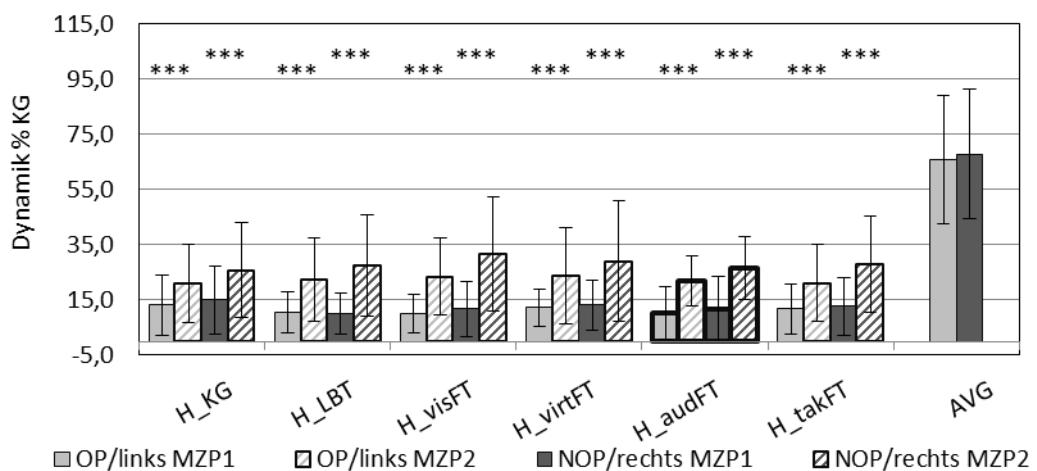


Abbildung 79: Dynamik Hüft-TEP-Patienten

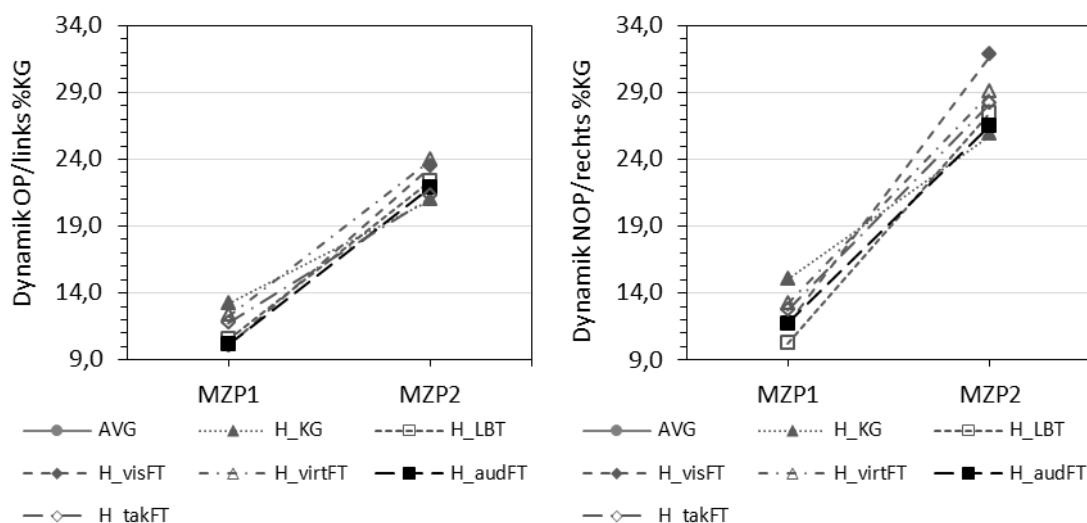


Abbildung 80: Dynamik Hüft-TEP-Patienten, detailliertere Darstellung der IGs und der KG, ohne Avg

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 110,33$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .47$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 0,79$, $p = .561$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 130,56$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .51$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,02$, $p = .411$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Tabelle 16: Statistische Kennwerte - Dynamik % KG Hüft-TEP

Dynamik																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	
H_KG	OP/links	-1,029	55	.308	0,28	0,285	55	.777	0,07	-4,993	35	<.001	0,83	MZP1	-2,065	35	.046	0,34
	NOP/rechts	-0,958	55	.342	0,26	0,166	55	.869	0,04	-4,820	35	<.001	0,80	MZP2	-3,371	35	.002	0,56
H_LBT	OP/links	-0,131	36	.897	0,04	-0,105	36	.917	0,03	-3,714	16	.001	0,90	MZP1	0,515	16	.614	0,12
	NOP/rechts	0,438	36	.664	0,14	-0,192	36	.848	0,06	-4,323	16	<.001	1,05	MZP2	-2,376	16	.030	0,58
H_visFT	OP/links	0,065	36	.948	0,02	-0,391	36	.698	0,12	-3,803	16	.001	0,92	MZP1	-1,391	16	.183	0,34
	NOP/rechts	0,007	36	.995	0,00	-0,962	36	.342	0,31	-3,876	16	<.001	0,94	MZP2	-3,427	16	.003	0,83
H_virtFT	OP/links	-0,792	38	.433	0,25	-0,446	38	.658	0,14	-3,597	18	.001	0,83	MZP1	-0,615	18	.546	0,14
	NOP/rechts	-0,413	38	.682	0,13	-0,437	38	.665	0,13	-4,429	18	<.001	1,02	MZP2	-2,567	18	.019	0,59
H_audFT	OP/links									-5,950	20	<.001	1,30	MZP1	-1,527	20	.143	0,33
	NOP/rechts									-5,508	20	<.001	1,20	MZP2	-2,263	20	.035	0,49
H_takFT	OP/links	-0,465	39	.645	0,14	0,238	39	.813	0,07	-4,040	19	<.001	0,90	MZP1	-1,512	19	.147	0,34
	NOP/rechts	-0,273	39	.786	0,08	-0,345	39	.732	0,10	-5,378	19	<.001	1,20	MZP2	-4,029	19	.001	0,90
AVG	OP/links	10,374	62	<.001	2,76	8,211	62	<.001	2,18					MZP1	-1,522	42	.135	0,23
	NOP/rechts	10,128	62	<.001	2,69	7,501	62	<.001	1,99					MZP2	-2,263	20	.035	0,49

* zu H_audFT

Bei der D%KG_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 10,37$, $p = <.001$, $d = 2,76$ und an MZP2 $t(62) = 8,21$, $p = <.001$, $d = 2,18$.

Bei der D%KG_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(62) = 10,12$, $p = <.001$, $d = 2,69$ und an MZP2 $t(62) = 7,50$, $p = <.001$, $d = 1,99$.

Die D%KG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -5,95$, $p = <.001$, $d_z = 1,30$.

Die D%KG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -5,50$, $p = <.001$, $d_z = 1,20$.

Die FH 1 nach Gleichung (19) kann für $D\%KG_{OP/links}$ als bestätigt angesehen werden.
 Die FH 1 nach Gleichung (19) kann für $D\%KG_{NOP/rechts}$ als bestätigt angesehen werden.

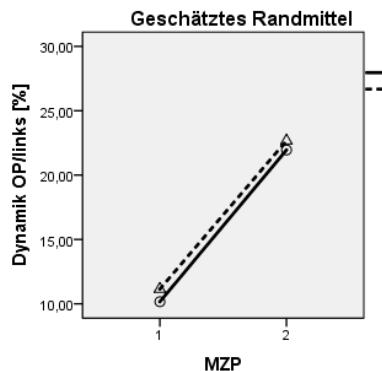


Abbildung 81: Dynamik OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

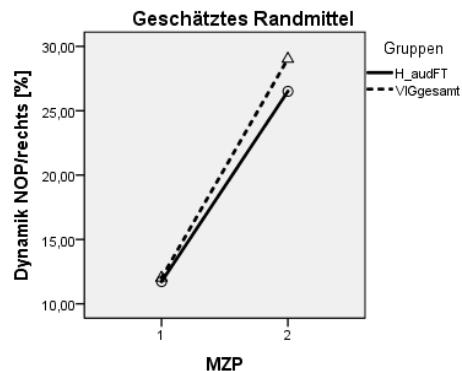


Abbildung 82: Dynamik NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für $D\%KG_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 0,01$, $p = .932$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für $D\%KG_{NOP/rechts}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 0,34$, $p = .564$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Bei der $D\%KG_{OP/links}$ gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(92) = 0,48$, $p = .316$, $d = 0,12$ und an MZP2 $t(92) = 0,20$, $p = .420$, $d = 0,05$.

Bei der $D\%KG_{NOP/rechts}$ gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(92) = 0,12$, $p = .455$, $d = 0,03$ und an MZP2 $t(92) = 0,55$, $p = .291$, $d = 0,14$.

Die FH 2 nach Gleichung (32) kann für $D\%KG_{OP/links}$ als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (32) kann für $D\%KG_{NOP/rechts}$ als nicht bestätigt angesehen werden.

Zur Veranschaulichung der Dynamik wird nachfolgend der Kraft-Zeit-Verlauf der einzelnen IGs und der KG jeweils in Bezug zur AVG grafisch dargestellt.

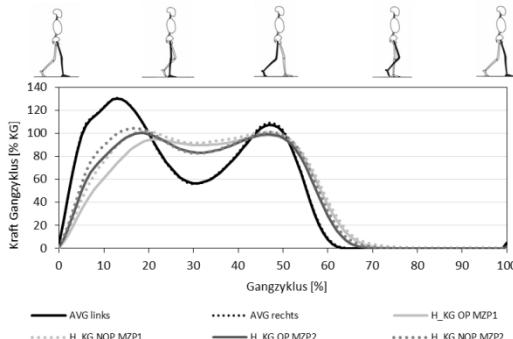


Abbildung 83: Kraft Gangzyklus - H_KG

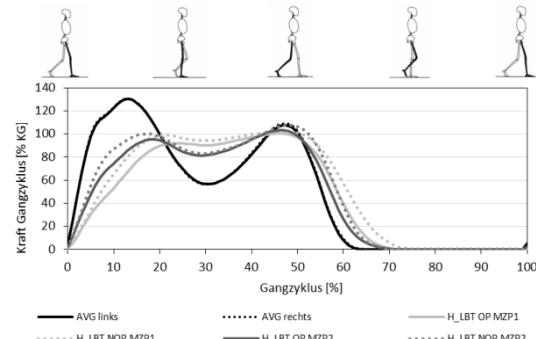


Abbildung 84: Kraft Gangzyklus - H_LBT

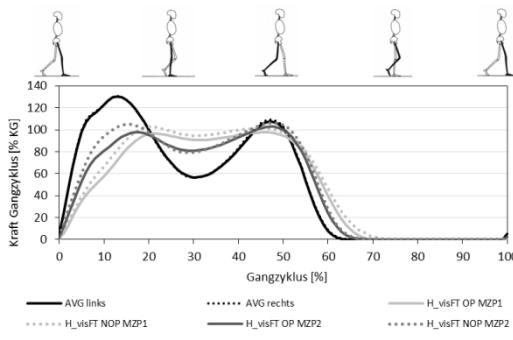


Abbildung 85: Kraft Gangzyklus - H_visFT

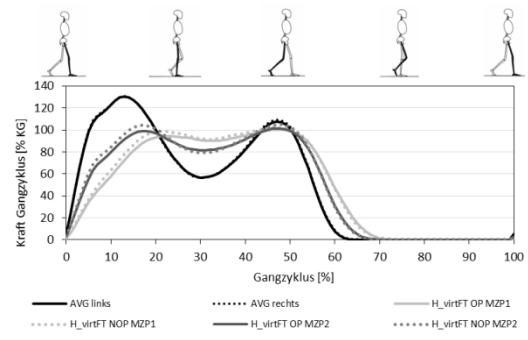


Abbildung 86: Kraft Gangzyklus - H_virtFT

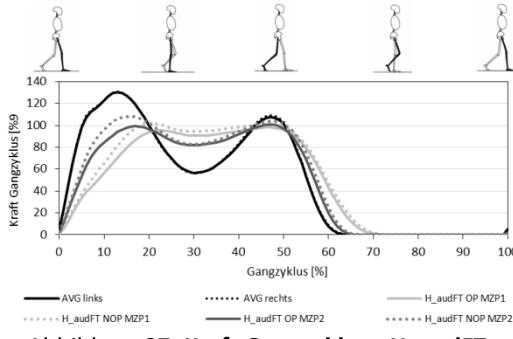


Abbildung 87: Kraft Gangzyklus - H_audFT

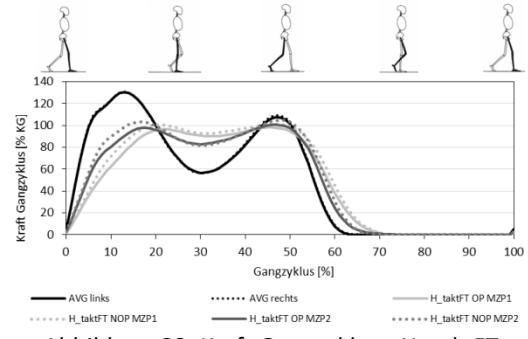


Abbildung 88: Kraft Gangzyklus - H_taktFT

5.2.3 Ergebnisse - Bewegungsumfänge

5.2.3.1 Bewegungsumfang Becken

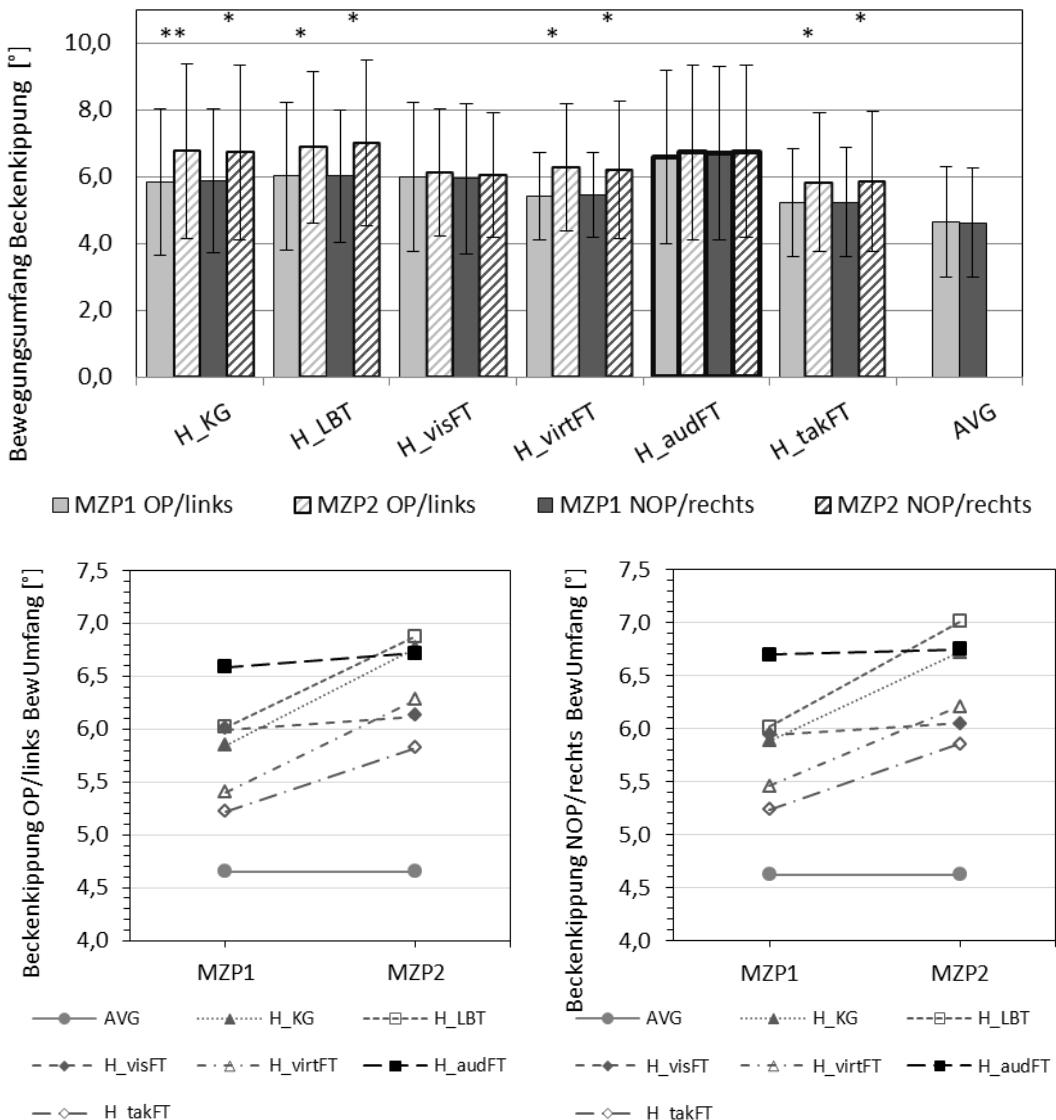


Abbildung 89: Bewegungsumfang Beckenkippung Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 11,52$, $p = .001$, partiellels $\eta^2 = .09$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 0,80$, $p = .551$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 10,31$, $p = .002$, partiellels $\eta^2 = .07$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 0,84$, $p = .527$, partielle $\eta^2 = .03$.

Tabelle 17: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Becken Hüft-TEP

Bewegungsumfang Becken																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	
H_KG	OP/links	1,145	55	.257	0,31	-0,054	55	.957	0,01	-2,517	35	.009	0,42	MZP1	-0,989	35	.329	0,16
	NOP/rechts	1,251	55	.216	0,34	0,036	55	.971	0,01	-2,329	35	.013	0,39	MZP2	0,873	35	.389	0,15
H_LBT	OP/links	0,702	36	.487	0,22	-0,190	36	.850	0,06	-2,314	16	.017	0,56	MZP1	0,018	16	.986	0,00
	NOP/rechts	0,864	36	.394	0,28	-0,306	36	.761	0,10	-2,148	16	.024	0,52	MZP2	-0,733	16	.474	0,18
H_visFT	OP/links	0,741	36	.463	0,24	0,772	36	.445	0,25	-0,299	16	.384	0,07	MZP1	1,054	16	.307	0,26
	NOP/rechts	0,933	36	.357	0,3	0,914	36	.367	0,29	-0,271	16	.395	0,07	MZP2	0,991	16	.337	0,24
H_virtFT	OP/links	1,763	38	.086	0,55	0,599	38	.553	0,19	-2,183	18	.022	0,50	MZP1	-0,596	18	.559	0,14
	NOP/rechts	1,836	38	.074	0,58	0,711	38	.481	0,22	-1,788	18	.046	0,41	MZP2	0,411	18	.686	0,09
H_audFT	OP/links									-0,276	20	.393	0,06	MZP1	-1,353	20	.191	0,30
	NOP/rechts									-0,114	20	.456	0,02	MZP2	-0,628	20	.537	0,14
H_takFT	OP/links	1,976	39	.055	0,61	1,186	39	.243	0,37	-1,801	19	.044	0,40	MZP1	-0,325	19	.749	0,07
	NOP/rechts	2,087	39	.043	0,65	1,189	39	.242	0,37	-1,798	19	.044	0,40	MZP2	-0,925	19	.366	0,21
AVG	OP/links	3,566	62	.001	0,94	3,780	62	<.001	1,00					MZP1	0,499	42	.620	0,08
	NOP/rechts	3,817	62	<.001	1,01	3,936	62	<.001	1,04									

* zu H_audFT

Bei dem **BUB_{OP/links}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = 3,56$, $p = .001$, $d = 0,94$ und an MZP2 $t(62) = 3,78$, $p = <.001$, $d = 1,00$.

Bei dem **BUB_{NOP/rechts}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(62) = 3,81$, $p = <.001$, $d = 1,01$ und an MZP2 $t(62) = 3,93$, $p = <.001$, $d = 1,04$.

Der **BUB_{OP}** des **audFT** ist an MZP2 nicht signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -0,27$, $p = .393$, $d_z = 0,06$.

Der **BUB_{NOP}** des **audFT** ist an MZP2 nicht signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -0,11$, $p = .456$, $d_z = 0,02$.

Die FH 1 nach Gleichung (20) kann für **BUB_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (20) kann für **BUB_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

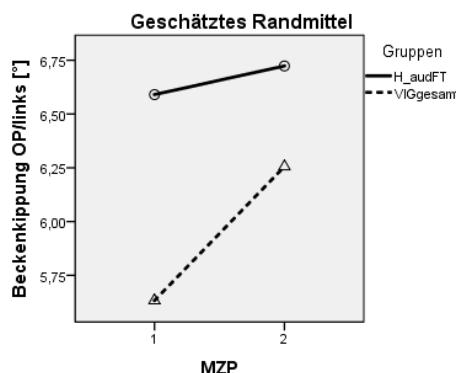


Abbildung 90: Beckenkippung OP/left -
VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

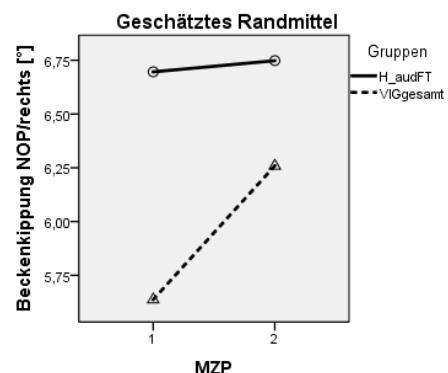


Abbildung 91: Beckenkippung NOP/right -
VIG_{gesamt} und audFT , Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUB_{OP/left}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 1,25, p = .267$, partiellels $\eta^2 = .01$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/right}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 1,60, p = .208$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Bei dem **BUB_{OP/left}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -1,86, p = .033, d = 0,46$ jedoch nicht an MZP2 $t(92) = -0,85, p = .200, d = 0,21$.

Bei dem **BUB_{NOP/right}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -2,10, p = .020, d = 0,52$ jedoch nicht an MZP2 $t(92) = -0,86, p = .196, d = 0,21$.

Die FH 2 nach Gleichung (33) kann für **BUB_{OP/left}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (33) kann für **BUB_{NOP/right}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.3.2 Bewegungsumfang Hüftgelenk

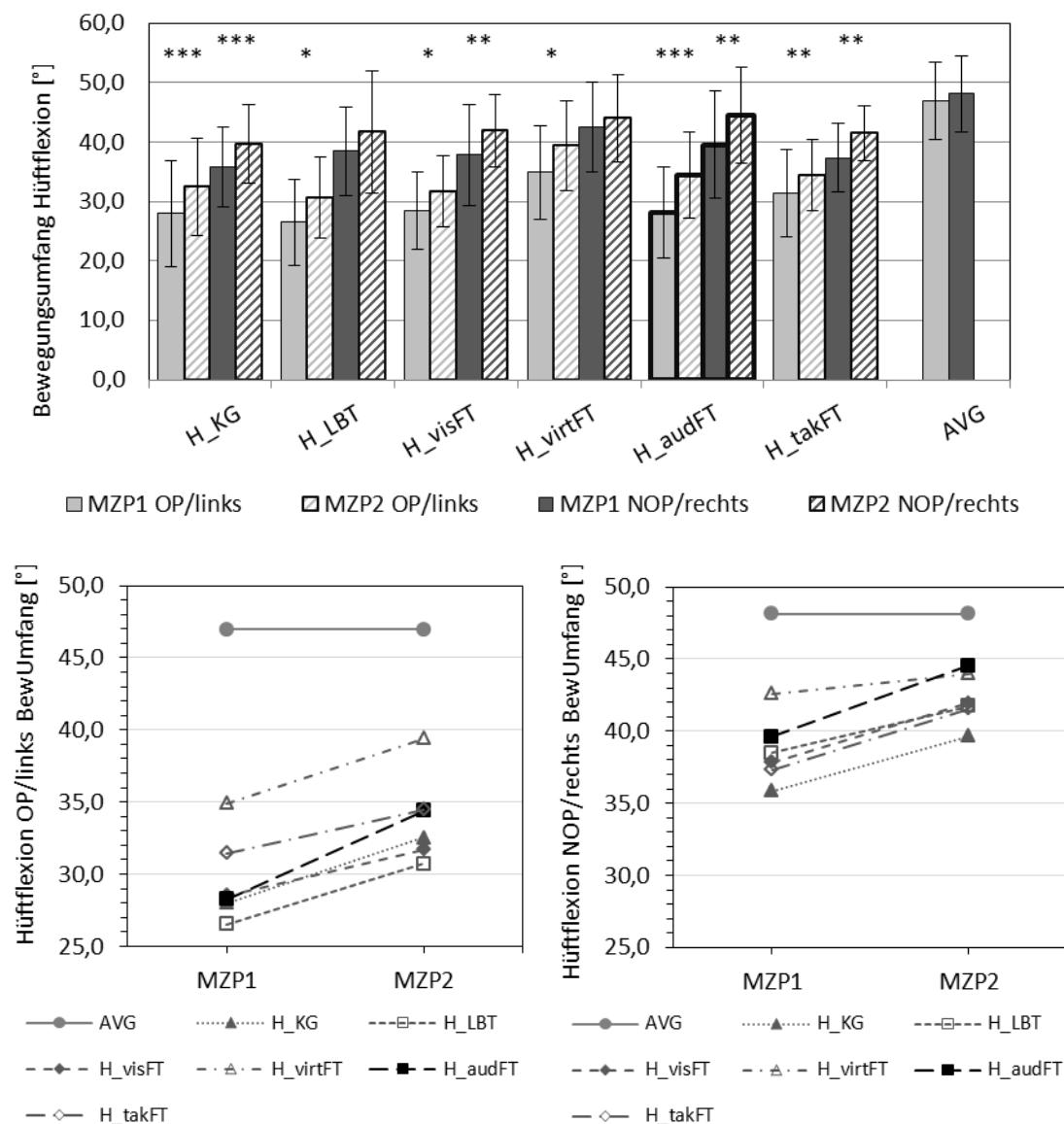


Abbildung 92: Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 52,91$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .30$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 0,60$, $p = .702$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 29,59$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .19$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 0,55$, $p = .738$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Tabelle 18: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP

Bewegungsumfang Hüftgelenk																						
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben												
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP								
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz					
H_KG	OP/links	0,102	55	.919	0,02	0,837	55	.406	0,23	-4,319	35	<.001	0,72	MZP1	-5,912	35	<.001	0,99				
	NOP/rechts	1,735	55	.088	0,47	2,435	55	.018	0,66	-3,267	35	.001	0,54	MZP2	-5,303	35	<.001	0,88				
H_LBT	OP/links	0,694	36	.492	0,22	1,564	36	.127	0,51	-2,281	16	.019	0,55	MZP1	-5,127	16	<.001	1,24				
	NOP/rechts	0,394	36	.696	0,12	0,919	36	.364	0,30	-1,435	16	.085	0,35	MZP2	-6,352	16	<.001	1,54				
H_visFT	OP/links	-0,106	36	.917	0,03	1,175	36	.248	0,38	-1,975	16	.033	0,48	MZP1	-5,028	16	<.001	1,22				
	NOP/rechts	0,604	36	.549	0,19	1,064	36	.294	0,34	-2,574	16	.010	0,62	MZP2	-6,548	16	<.001	1,59				
H_virtFT	OP/links	-2,629	38	.012	0,83	-2,080	38	.044	0,65	-2,454	18	.013	0,56	MZP1	-4,239	18	<.001	0,97				
	NOP/rechts	-1,099	38	.278	0,34	0,230	38	.819	0,07	-0,974	18	.172	0,22	MZP2	-1,998	18	.061	0,46				
H_audFT	OP/links									-4,969	20	<.001	1,08	MZP1	-6,261	20	<.001	1,37				
	NOP/rechts									-2,701	20	.007	0,59	MZP2	-5,384	20	<.001	1,17				
H_takFT	OP/links	-1,326	39	.193	0,41	-0,049	39	.961	0,01	-3,044	19	.004	0,68	MZP1	-3,736	19	.001	0,84				
	NOP/rechts	0,925	39	.361	0,28	1,404	39	.168	0,43	-2,894	19	.005	0,65	MZP2	-4,252	19	<.001	0,95				
AVG	OP/links	-10,071	62	<.001	2,68	-6,908	62	<.001	1,83									MZP1	-2,023	42	.049	0,31
	NOP/rechts	-4,257	62	<.001	1,13	-1,894	62	.063	0,50													

* zu H_audFT

Bei dem BUHG_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(62) = -10,07, p = <.001, d = 2,68$ und an MZP2 $t(62) = -6,90, p = <.001, d = 1,83$.

Bei dem BUHG_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(62) = -4,25, p = <.001, d = 1,13$ jedoch nicht an MZP2 $t(62) = 1,89, p = .063, d = 0,50$.

Der BUHG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -4,96, p = <.001, d_z = 1,08$.

Der BUHG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -2,70, p = .007, d_z = 0,59$.

Die FH 1 nach Gleichung (21) kann für **BUHG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (21) kann für **BUHG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

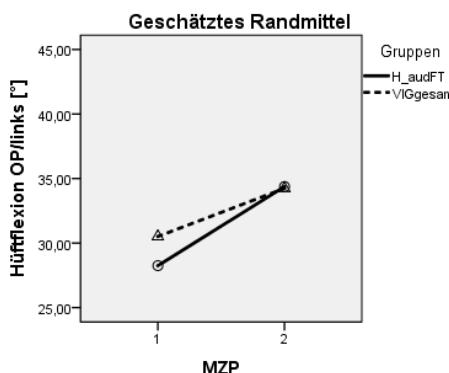


Abbildung 93: Hüftflexion OP/links - VIG-
gesamt und audFT, Hüft-TEP

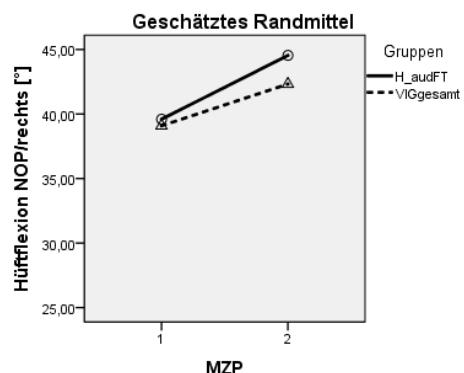


Abbildung 94: Hüftflexion NOP/rechts -
VIGgesamt und audF, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGseparat} mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 2,26, p = .136$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA_{VIGseparat} mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 0,86, p = .356$, partiellels $\eta^2 = .01$.

Bei dem **BUHG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 1,15, p = .127, d = 0,29$ und an MZP2 $t(92) = 0,08, p = .470, d = 0,02$.

Bei dem **BUHG_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 0,26, p = .399, d = 0,06$ und an MZP2 $t(92) = -1,18, p = .120, d = 0,29$.

Die FH 2 nach Gleichung (34) kann für **BUHG_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (34) kann für **BUHG_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.3.3 Bewegungsumfang Kniegelenk

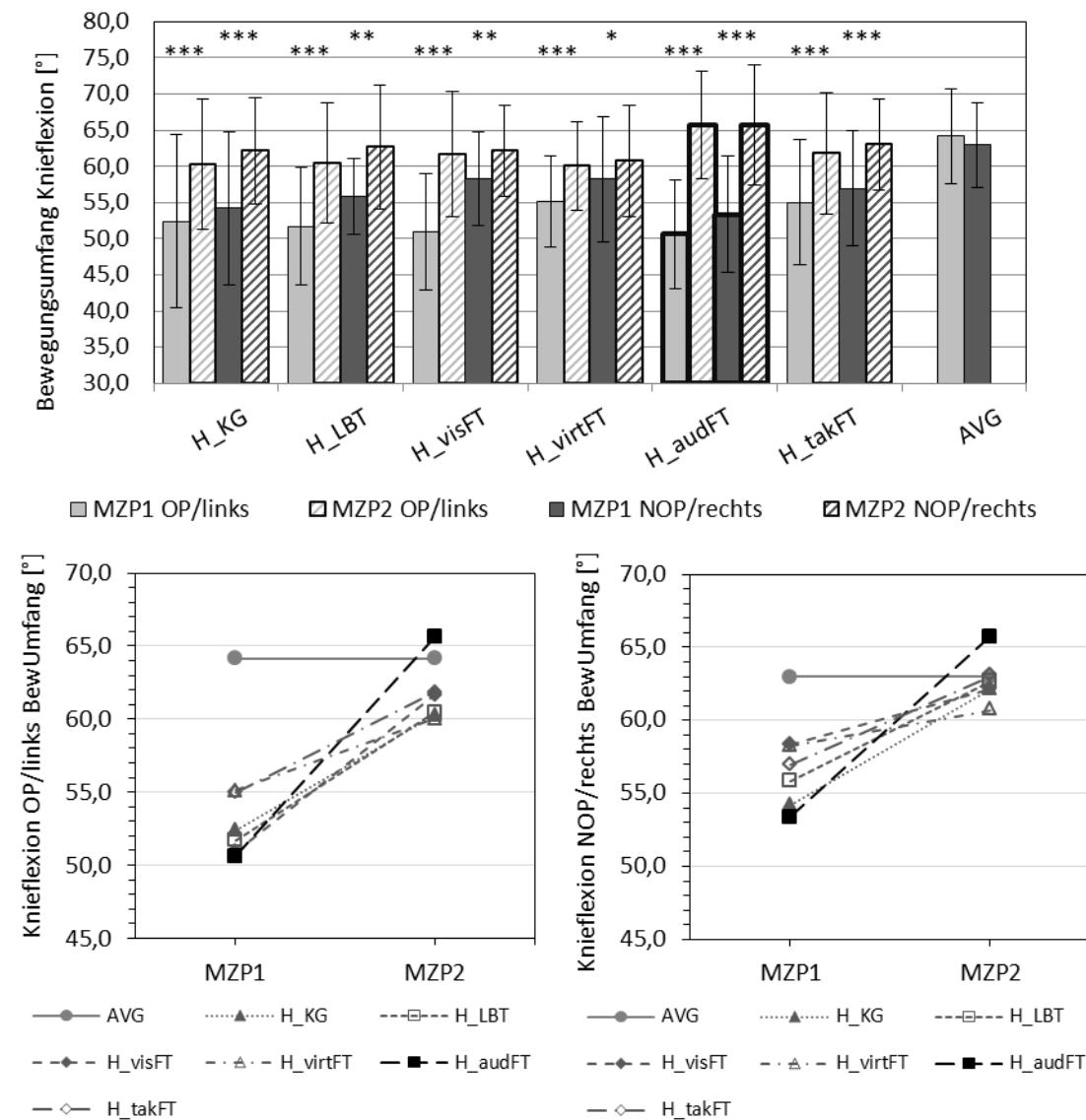


Abbildung 95: Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 153,28$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .55$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 3,94$, $p = .002$, partiellels $\eta^2 = .13$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 84,37$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .40$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/rechts}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 3,90$, $p = .003$, partiellels $\eta^2 = .13$.

Tabelle 19: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP

Bewegungsumfang Kniegelenk																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz		T	df	p	dz
H_KG	OP/links	-0,611	55	.544	0,16	2,273	55	.027	0,62	-6,034	35	<.001	1,01	MZP1	-1,561	35	.128	0,26
	NOP/rechts	-0,297	55	.768	0,08	1,669	55	.101	0,45	-6,140	35	<.001	1,02	MZP2	-2,168	35	.037	0,36
H_LBT	OP/links	-0,418	36	.678	0,13	1,977	36	.056	0,64	-3,608	16	.001	0,88	MZP1	-2,126	16	.049	0,52
	NOP/rechts	-1,066	36	.293	0,34	1,085	36	.285	0,35	-3,453	16	.002	0,84	MZP2	-1,599	16	.129	0,39
H_visFT	OP/links	-0,132	36	.896	0,04	1,489	36	.145	0,48	-8,980	16	<.001	2,18	MZP1	-5,199	16	<.001	1,26
	NOP/rechts	-2,034	36	.049	0,66	1,456	36	.154	0,47	-2,764	16	.007	0,67	MZP2	-0,429	16	.673	0,10
H_virtFT	OP/links	-2,004	38	.052	0,63	2,533	38	.016	0,80	-3,742	18	<.001	0,86	MZP1	-2,316	18	.033	0,53
	NOP/rechts	-1,792	38	.081	0,56	1,941	38	.060	0,61	-2,317	18	.016	0,53	MZP2	-0,556	18	.585	0,13
H_audFT	OP/links									-6,193	20	<.001	1,35	MZP1	-2,554	20	.019	0,56
	NOP/rechts									-4,976	20	<.001	1,09	MZP2	-0,067	20	.947	0,01
H_takFT	OP/links	-1,692	39	.099	0,52	1,509	39	.139	0,47	-4,460	19	<.001	1,00	MZP1	-1,930	19	.069	0,43
	NOP/rechts	-1,399	39	.170	0,43	1,154	39	.256	0,36	-3,608	19	.001	0,81	MZP2	-0,815	19	.425	0,18
AVG	OP/links	-7,325	62	<.001	1,95	0,815	62	.418	0,21					MZP1	1,955	42	.057	0,30
	NOP/rechts	-5,349	62	<.001	1,42	1,520	62	.134	0,40									

* zu H_audFT

Bei dem BUKG_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** an MZP1 $t(62) = -7,32$, $p = <.001$, $d = 1,95$ jedoch nicht an MZP2 $t(62) = 0,81$, $p = .418$, $d = 0,21$.

Bei dem BUKG_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(62) = -5,34$, $p = <.001$, $d = 1,42$ jedoch nicht an MZP2 $t(62) = 1,52$, $p = .134$, $d = 0,40$.

Der BUKG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -6,19$, $p = <.001$, $d_z = 1,35$.

Der BUKG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -4,97$, $p = <.001$, $d_z = 1,09$.

Die FH 1 nach Gleichung (22) kann für BUKG_{OP/links} als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (22) kann für BUKG_{NOP/rechts} als bestätigt angesehen werden.

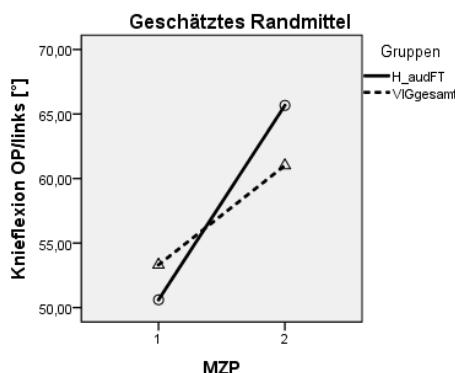


Abbildung 96: Knieflexion OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

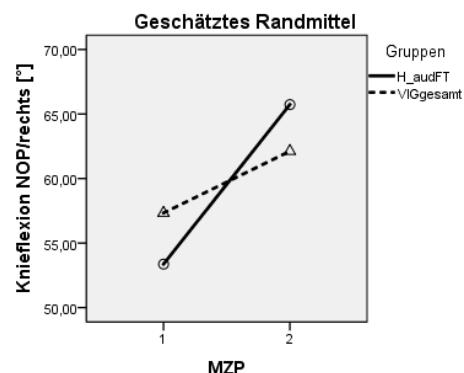


Abbildung 97: Knieflexion NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/left}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 13,62$, $p = < .001$, partielles $\eta^2 = .13$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/right}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 14,71$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .14$.

Bei dem **BUKG_{OP/left}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 1,37$, $p = .087$, $d = 0,34$, jedoch an MZP2 $t(92) = -2,37$, $p = .010$, $d = 0,59$.

Bei dem **BUKG_{NOP/right}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = 2,12$, $p = .019$, $d = 0,53$ und an MZP2 $t(92) = -1,92$, $p = .029$, $d = 0,48$.

Die FH 2 nach Gleichung (35) kann für **BUKG_{OP/left}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (35) kann für **BUKG_{NOP/right}** als bestätigt angesehen werden.

5.2.3.4 Bewegungsumfang Sprunggelenk

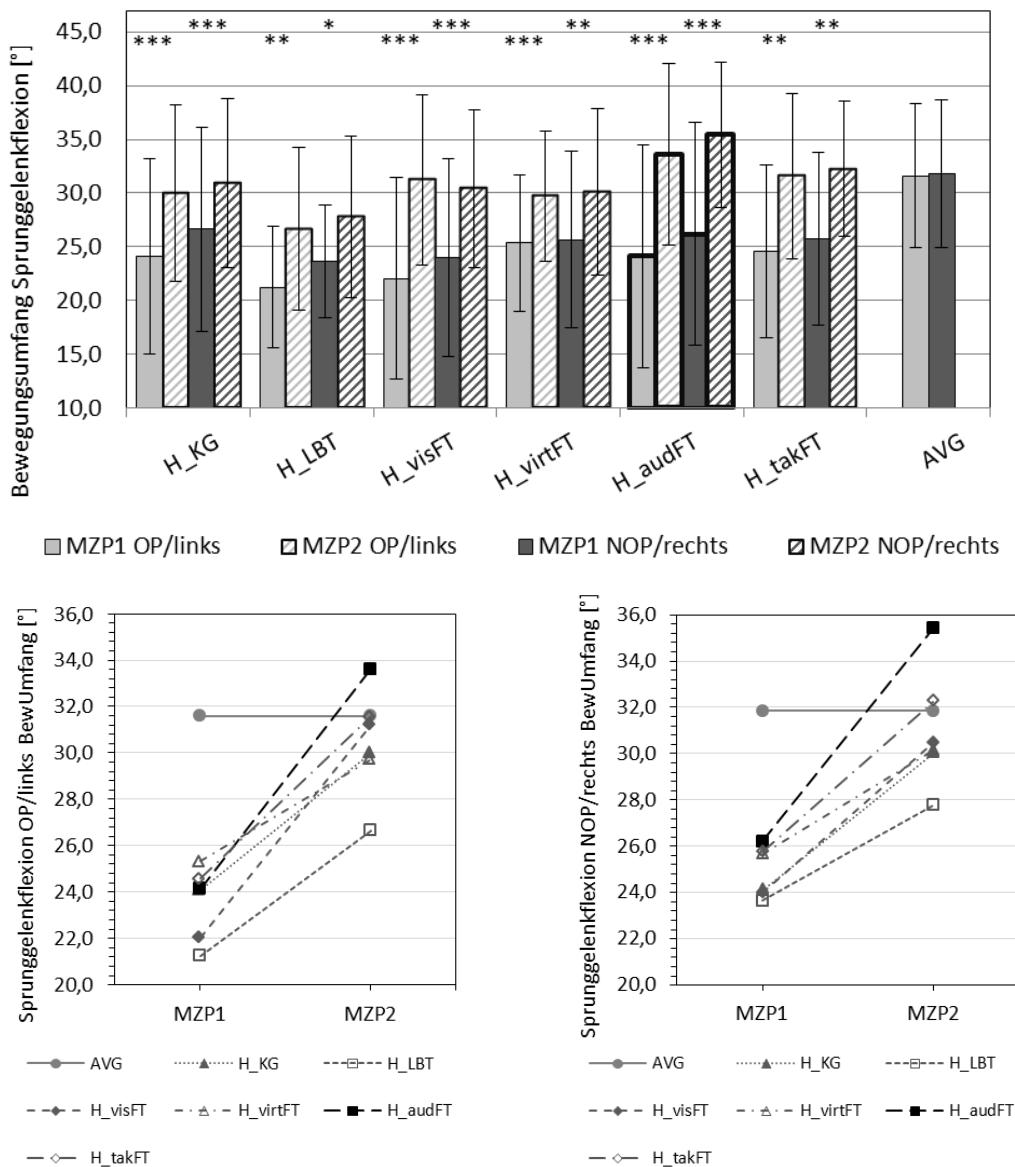


Abbildung 98: Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 101,90$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .45$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,48$, $p = .202$, partiellels $\eta^2 = .06$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,124) = 67,86$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .35$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,124) = 1,35$, $p = .247$, partiellels $\eta^2 = .05$.

Tabelle 20: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP

Bewegungsumfang Sprunggelenk																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängigen Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz		T	df	p	dz
H_KG	OP/links	0,018	55	.986	0,00	1,557	55	.125	0,42	-5,189	35	<.001	0,86	MZP1	-2,870	35	.007	0,48
	NOP/rechts	-0,153	55	.879	0,04	2,122	55	.038	0,58	-3,643	35	.001	0,61	MZP2	-1,145	35	.260	0,19
H_LBT	OP/links	0,997	36	.326	0,32	2,566	36	.015	0,83	-2,619	16	.010	0,64	MZP1	-1,492	16	.155	0,36
	NOP/rechts	0,900	36	.374	0,29	3,191	36	.003	1,04	-2,037	16	.030	0,49	MZP2	-1,430	16	.172	0,35
H_visFT	OP/links	0,629	36	.533	0,20	0,869	36	.391	0,28	-6,910	16	<.001	1,68	MZP1	-1,697	16	.109	0,41
	NOP/rechts	0,679	36	.502	0,22	2,109	36	.042	0,68	-3,658	16	.001	0,89	MZP2	0,780	16	.447	0,19
H_virtFT	OP/links	-0,427	38	.672	0,13	1,609	38	.116	0,50	-3,636	18	.001	0,83	MZP1	-0,446	18	.661	0,10
	NOP/rechts	0,186	38	.854	0,05	2,241	38	.031	0,71	-2,776	18	.006	0,64	MZP2	-0,338	18	.739	0,08
H_audFT	OP/links									-4,873	20	<.001	1,06	MZP1	-2,032	20	.056	0,44
	NOP/rechts									-5,369	20	<.001	1,17	MZP2	-1,472	20	.157	0,32
H_takFT	OP/links	-0,152	39	.880	0,04	0,789	39	.435	0,24	-3,331	19	.002	0,74	MZP1	-0,882	19	.389	0,20
	NOP/rechts	0,152	39	.880	0,04	1,507	39	.140	0,47	-3,038	19	.004	0,68	MZP2	-0,703	19	.490	0,16
AVG	OP/links	-3,410	62	.001	0,90	1,020	62	.312	0,27					MZP1	-0,310	42	.758	0,05
	NOP/rechts	-2,537	62	.014	0,67	1,927	62	.059	0,51									

* zu H_audFT

Bei dem $\text{BUSG}_{\text{OP}/\text{links}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** an MZP1 $t(62) = -3,41$, $p = .001$, $d = 0,90$ jedoch nicht an MZP2 $t(62) = -1,02$, $p = .312$, $d = 0,27$.

Bei dem $\text{BUSG}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(62) = -2,53$, $p = .014$, $d = 0,67$ jedoch nicht an MZP2 $t(62) = 1,92$, $p = .059$, $d = 0,51$.

Der BUSG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -7,87$, $p = <.001$, $d_z = 1,06$.

Der BUSG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(20) = -5,36$, $p = <.001$, $d_z = 1,17$.

Die FH 1 nach Gleichung (23) kann für $\text{BUSG}_{\text{OP}/\text{links}}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (23) kann für $\text{BUSG}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ als bestätigt angesehen werden.

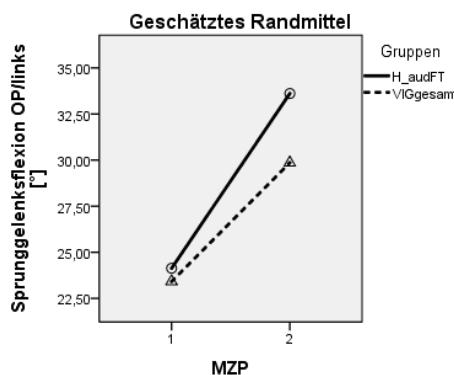


Abbildung 99: Sprunggelenksflexion OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

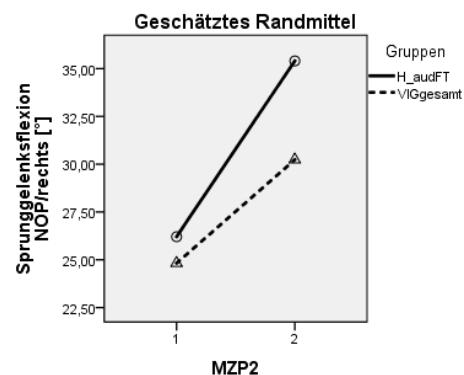


Abbildung 100: Sprunggelenksflexion NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Hüft-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 2,46$, $p = .120$, partielle $\eta^2 = .03$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,92) = 3,63$, $p = .060$, partielle $\eta^2 = .04$.

Bei dem **BUSG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -0,35$, $p = .366$, $d = 0,09$ jedoch an MZP2 $t(92) = -1,93$, $p = .029$, $d = 0,45$.

Bei dem **BUSG_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **H_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(92) = -0,66$, $p = .257$, $d = 0,16$ jedoch an MZP2 $t(92) = -2,84$, $p = .003$, $d = 0,70$.

Die FH 2 nach Gleichung (36) kann für **BUSG_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (36) kann für **BUSG_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.4 Ergebnisse - Bewegungsverläufe

Im Kapitel 5.1.3 wurde die Ergebnisdarstellung der Verlaufskurven erläutert. Im Folgenden werden die wichtigsten signifikanten Unterschiede in den Verlaufskurven beschrieben. Dieses wird in der nach Lemhöfer und Glogaza (2019) sowie Suppé und Bongartz (2013) weiteren prozentualen Unterteilung der Stand- und Schwungphase vorgenommen (Tabelle 21).

Tabelle 21: Detaillierte Unterteilung der Stand- und Schwungphase

Unterteilung der Gangphasen		
Standphase 60%	0%	Initialer Bodenkontakt / Fersenauftritt
	0-12%	Stoßdämpfungsphase / Fußsohlenkontakt
	12-31%	Mittlere Standphase
	31-50%	Terminale Standphase
	50-62%	Vorschwungphase
Schwung- phase 40%	62-75%	Initiale Schwungphase
	75-87%	Mittlere Schwungphase
	87-100%	Terminale Schwungphase

5.2.4.1 Bewegungsverlauf Becken

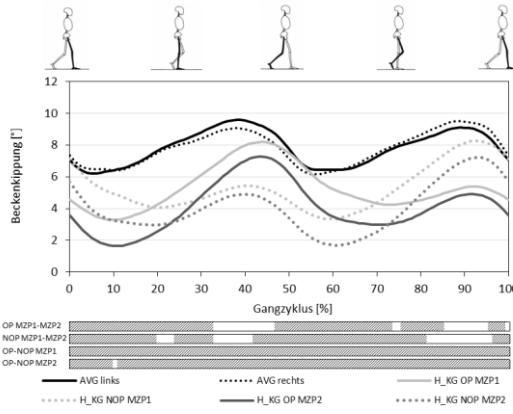


Abbildung 101: Beckenkippung - H_KG

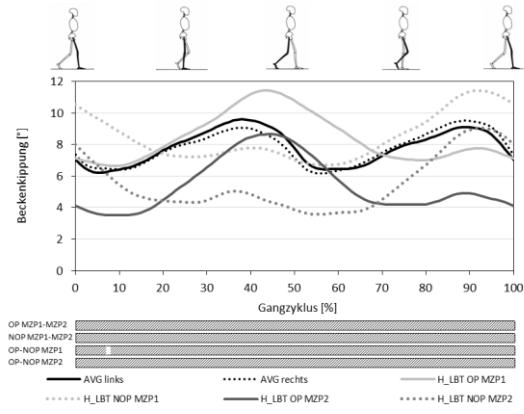


Abbildung 102: Beckenkippung - H_LBT

Die **KG** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 sowohl bei OP als auch NOP über den gesamten Gangzyklus, mit Ausnahme der terminalen Standphase und terminalen Schwungphase, einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP liegt sowohl zum MZP1 als auch MZP2 über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Unterschied vor (vgl. Abbildung 101).

Das **LBT** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 sowohl bei OP als auch NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied.

Zwischen OP und NOP liegt sowohl zum MZP1 als auch MZP2 über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Unterschied vor (vgl. Abbildung 102).

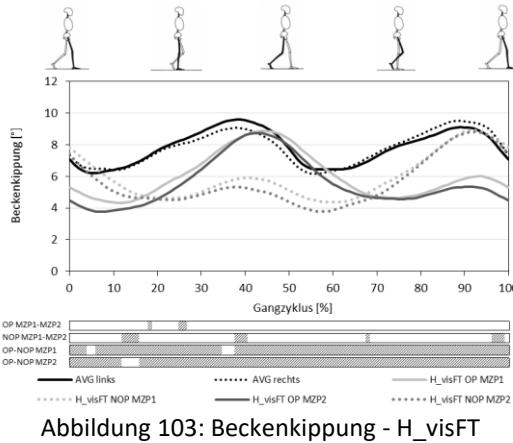


Abbildung 103: Beckenkippung - H_visFT

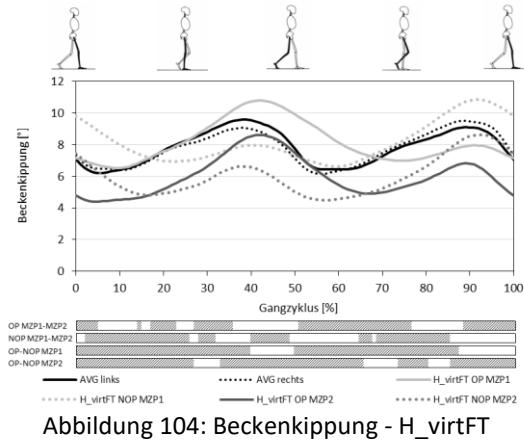
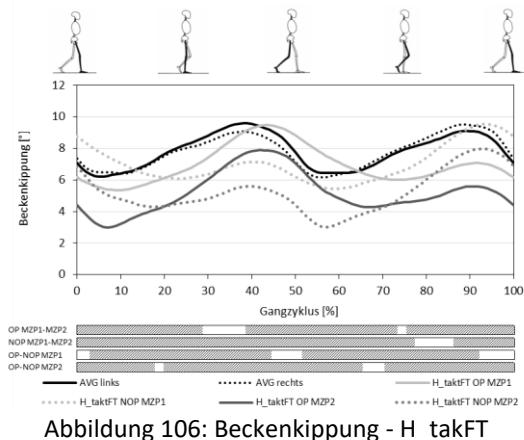
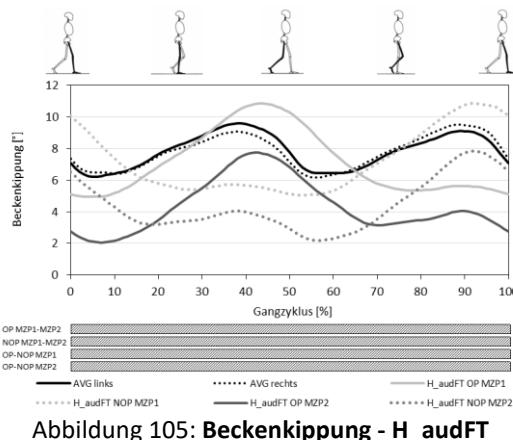


Abbildung 104: Beckenkippung - H_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 sowohl bei OP als auch NOP nahezu während des gesamten Gangzyklus keinen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP liegt sowohl zum MZP1 als auch MZP2 über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Unterschied vor, mit Ausnahme eines kurzen Zeitraums innerhalb der Stoßdämpfungsphase und der terminalen Standphase zum MZP1 und der mittleren Standphase zum MZP2 (vgl. Abbildung 103).

Das **virtFT** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 bei OP in einem kurzen Zeitraum der mittleren Standphase, in der Vorschwungphase, der initialen Schwungphase und der terminalen Schwungphase einen signifikanten Unterschied. Beim NOP liegt ein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungs- und der mittleren Standphase sowie an kurzen Zeiträumen innerhalb der terminalen Standphase vor. Zudem ist ein signifikanter Unterschied in der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 kein signifikanter Unterschied in der terminalen Stand- und terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 ist zwischen OP und NOP in der terminalen Standphase und der initialen und mittleren Schwungphase kein signifikanter Unterschied vorhanden (vgl. Abbildung 104).



Das **audFT** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 bei OP und NOP während des gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Dieser ist auch zwischen OP und NOP sowohl zum MZP1 als auch MZP2 vorhanden (vgl. Abbildung 105).

Das **takFT** zeigt in der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied mit Ausnahme der terminalen Standphase beim OP und der mittleren Schwungphase beim NOP. Zwischen OP und NOP liegt bis auf die terminale Standphase zum MZP1 während des gesamten Gangzyklus nahezu ein signifikanter Unterschied vor (vgl. Abbildung 106).

Tabelle 22: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Hüft-TEP

Beckenkippung, Vergleich MZP1 / MZP2	
OP	NOP
H_audFT :	100 %
H_LBT :	100 %
H_taktFT :	88 %
H_KG :	73 %
H_virtFT :	58 %
H_visFT :	3 %
Mittelwert:	70,3 %
	Mittelwert:
	71,8 %

Tabelle 23: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Hüft-TEP

Beckenkippung, Vergleich OP/NOP	
AVG: 10 %	
MZP1	MZP2
H_virtFT :	77 %
H_taktFT :	83 %
H_visFT :	95 %
H_LBT :	99 %
H_audFT :	100 %
H_KG :	100 %
Mittelwert:	92,3 %
	Mittelwert:
	94,8 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied bei der OP- und NOP-Seite von **100%** der jeweiligen Gangzyklen vorhanden (Tabelle 22).

Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **100%** der jeweiligen Gangzyklen zum MZP1 und MZP2 vorhanden (Tabelle 23).

5.2.4.2 Bewegungsverlauf Hüftgelenk

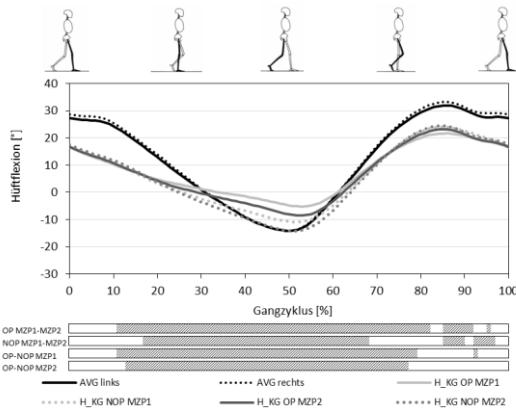


Abbildung 107: Hüftflexion - H_KG

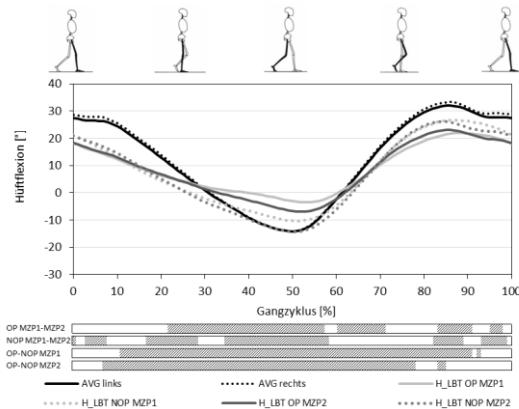


Abbildung 108: Hüftflexion - H_LBT

Die **KG** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 bei OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus, mit Ausnahme des initialen Bodenkontaktes und der Stoßdämpfungsphase sowie kleinen Zeiträumen in der mittleren und terminalen Schwungphase. Beim NOP von MZP1 zu MZP2 sind keine signifikanten Unterschiede beim initialen Bodenkontakt und der Stoßdämpfungsphase sowie in der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP liegt sowohl zum MZP1 als auch MZP2, beim initialen Bodenkontakt, in der Stoßdämpfungsphase als auch in der mittleren und terminalen Schwungphase kein signifikanter Unterschied vor (vgl. Abbildung 107).

Das **LBT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP beim initialen Bodenkontakt, der Stoßdämpfungsphase und kurzen Zeiträumen innerhalb der mittleren Standphase sowie in der mittleren Schwungphase keinen signifikanten Unterschied. Beim NOP ist von MZP1 zu MZP2 in einem kurzen Zeitraum innerhalb der mittleren Standphase sowie in der initialen und mittleren Schwungphase kein signifikanter Unterschied vorhanden. Zwischen OP und NOP ist wohl zum MZP1 und MZP2 kein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungsphase und in der mittleren bis terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 108).

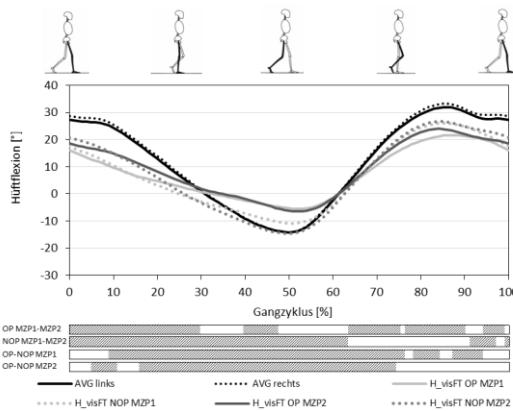


Abbildung 109: Hüftflexion - H_visFT

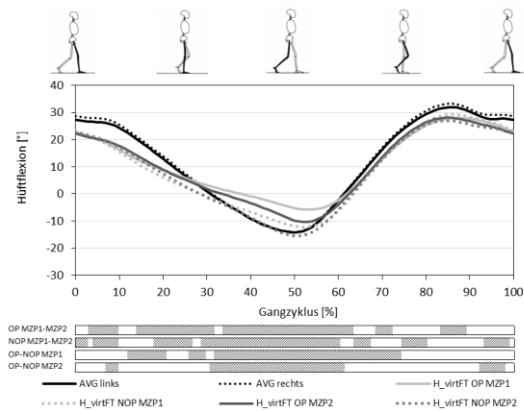


Abbildung 110: Hüftflexion - H_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 bei OP mit Ausnahme eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase und in der Vorschwungphase einen signifikanten Unterschied nahezu im gesamten Gangzyklus. Beim NOP ist kein signifikanter Unterschied in der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP ist an MZP1 und MZP2 kein signifikanter Unterschied beim initialen Bodenkontakt und der Stoßdämpfungsphase sowie in der terminalen Schwungphase vorhanden. An MZP2 ist zudem kein signifikanter Unterschied in der mittleren Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 109).

Das **virtFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 sowohl bei OP als auch NOP überwiegend einen signifikanten Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase sowie der Vorschwungphase. Zwischen OP und NOP ist an MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Stand-, der Vorschwung-, als auch der initialen Schwungphase vorhanden. An MZP2 liegt ein signifikanter Unterschied in der terminalen Stand- und in der Vorschwungphase vor (vgl. Abbildung 110).

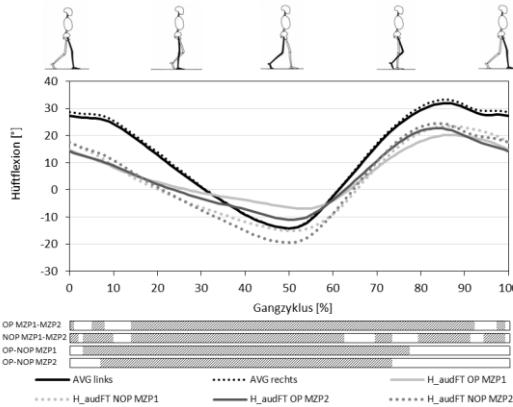


Abbildung 111: Hüftflexion - H_audFT

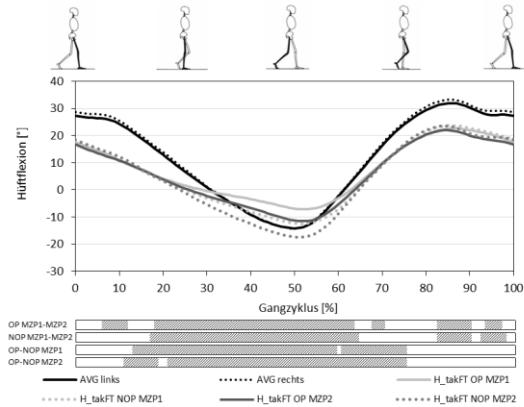


Abbildung 112: Hüftflexion - H_takFT

Das **audFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 bei OP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied ausgenommen der Stoßdämpfungsphase und der terminalen Schwungphase. Beim NOP liegt mit Ausnahme eines kurzen Zeitraums in der Stoßdämpfungsphase und der initialen Schwungphase ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus vor. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 kein signifikanter Unterschied in der ersten Phase der Stoßdämpfung und in der mittleren und terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 111).

Das **takFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 sowohl bei OP als auch NOP einen signifikanten Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase sowie in der Vorschwungphase. Zwischen OP und NOP zeigt sich zusätzlich sowohl zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied in der initialen Schwungphase (vgl. Abbildung 112).

Tabelle 24: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Hüft-TEP

Hüftflexion, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
H_audFT:	84 %	H_audFT:	78 %
H_KG:	80 %	H_visFT:	70 %
H_visFT:	68 %	H_virtFT:	65 %
H_taktFT:	67 %	H_KG:	62 %
H_virtFT:	65 %	H_taktFT:	62 %
H_LBT:	58 %	H_LBT:	54 %
Mittelwert:	70,3 %	Mittelwert:	65,2 %

Tabelle 25: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Hüft-TEP

Hüftflexion, Vergleich OP/NOP			
MZP1		MZP2	
H_virtFT:	56 %	H_virtFT:	40 %
H_taktFT:	62 %	H_taktFT:	63 %
H_KG:	70 %	H_KG:	65 %
H_audFT:	75 %	H_visFT:	65 %
H_visFT:	81 %	H_audFT:	67 %
H_LBT:	82 %	H_LBT:	74 %
Mittelwert:	71,0 %	Mittelwert:	62,3 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **84%** des Gangzyklus der OP-Seite und **78%** des Gangzyklus NOP-Seite vorhanden (Tabelle 24). Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **75%** des Gangzyklus zum MZP1 und **67%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 25).

5.2.4.3 Bewegungsverlauf Kniegelenk

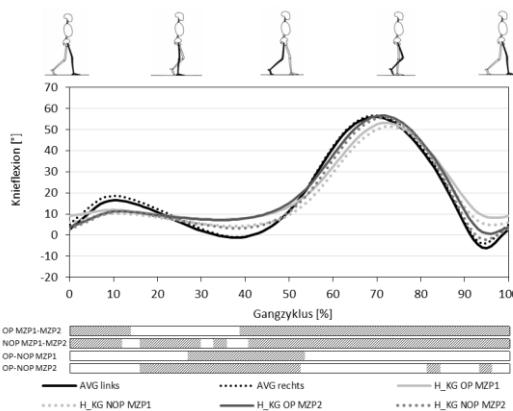


Abbildung 113: Knieflexion - H_KG

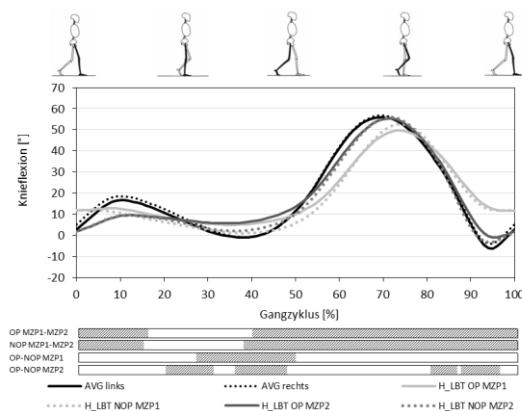


Abbildung 114: Knieflexion - H_LBT

Die **KG** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 bei OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus mit Ausnahme der mittleren Standphase und dem ersten Zeitraum der terminalen Standphase. Beim NOP ist von MZP1 zu MZP2 nahezu über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Unterschied vorhanden. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen

Standphase und zum MZP2 in der mittleren und terminalen Standphase vorhanden (vgl. Abbildung 113).

Das **LBT** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP keinen signifikanten Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und zum MZP2 in der terminalen Standphase und in der mittleren bis terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 114).

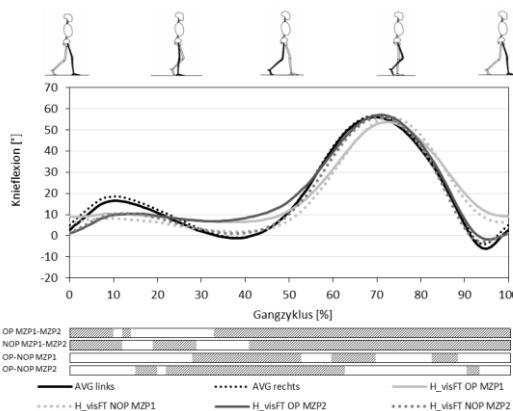


Abbildung 115: Knieflexion - H_visFT

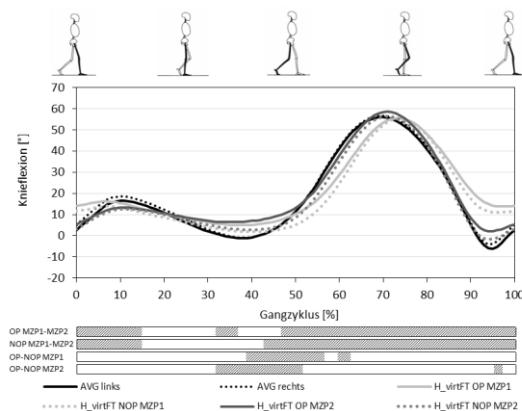


Abbildung 116: Knieflexion - H_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Knieflexion zwischen MZP1 und MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus mit Ausnahme der mittleren Standphase. Beim NOP sind Zeiträume in der mittleren und terminalen Standphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und in Zeiträumen der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. An MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase sowie in der Vorschwungphase (vgl. Abbildung 115).

Das **virtFT** zeigt in der Knieflexion zwischen MZP1 und MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied ausgenommen der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in einem kurzen Zeitraum der terminalen Standphase sowie der Vorschwungphase und an MZP2 in der terminalen Standphase vorhanden (vgl. Abbildung 116).

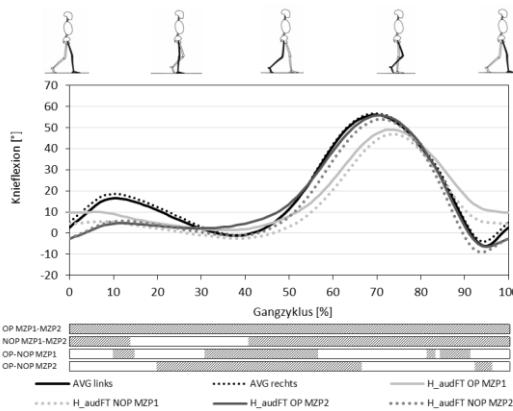


Abbildung 117: Knieflexion - H_audFT

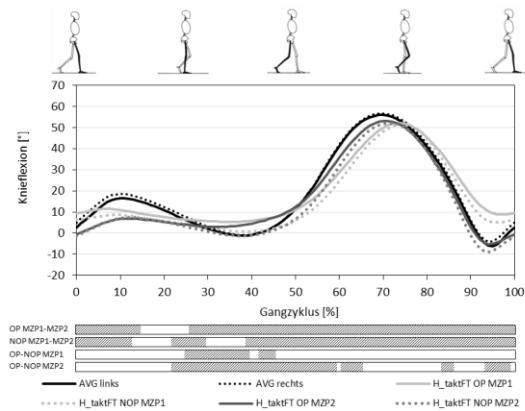


Abbildung 118: Knieflexion - H_taktFT

Das **audFT** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus. Beim NOP sind die mittlere Standphase und ein kurzer Zeitraum der terminalen Standphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und in kurzen Zeiträumen der Stoßdämpfungs- und mittleren Schwunghase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in Zeiträumen der mittleren und terminalen Standphase sowie in der Vorschwungphase (vgl. Abbildung 117).

Das **taktFT** zeigt in der Knieflexion von MZ1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied in der mittleren Standphase und beim NOP in der mittleren Standphase und in einem kurzen Zeitraum zu Beginn der terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in Zeiträumen mit mittleren und terminalen Standphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich zusätzlich ein signifikanter Unterschied in der Vorschwungphase und in einem kurzen Zeitraum der terminalen Schwunghase (vgl. Abbildung 118).

Tabelle 26: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Kniestreckung, Hüft-TEP

Knieflexion, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
H_audFT:	100%	H_KG:	88%
H_taktFT:	89 %	H_taktFT:	82 %
H_visFT:	79 %	H_visFT:	81 %
H_LBT:	76 %	H_LBT:	77 %
H_KG:	75 %	H_audFT:	73 %
H_virtFT:	73 %	H_virtFT:	72 %
Mittelwert:	82,0 %	Mittelwert:	78,8 %

Tabelle 27: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Kniestreckung, Hüft-TEP

Knieflexion, Vergleich OP/NOP			
AVG: 7 %			
MZP1		MZP2	
H_taktFT:	19 %	H_virtFT:	22 %
H_virtFT:	21 %	H_LBT:	38 %
H_LBT:	23 %	H_KG:	43 %
H_KG:	27 %	H_visFT:	49 %
H_audFT:	40 %	H_audFT:	51 %
H_visFT:	41 %	H_taktFT:	52 %
Mittelwert:	28,5 %	Mittelwert:	42,5 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **100%** des Gangzyklus der OP-Seite und **73%** des Gangzyklus der NOP-Seite vorhanden (Tabelle 26).

Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **40%** des Gangzyklus zum MZP1 und **51%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 27).

5.2.4.4 Bewegungsverlauf Sprunggelenk

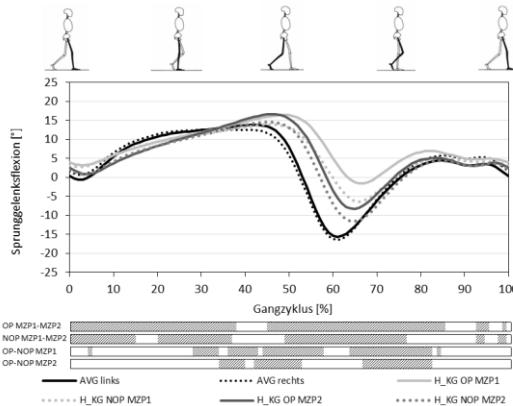


Abbildung 119: Sprunggelenksflexion - H_KG

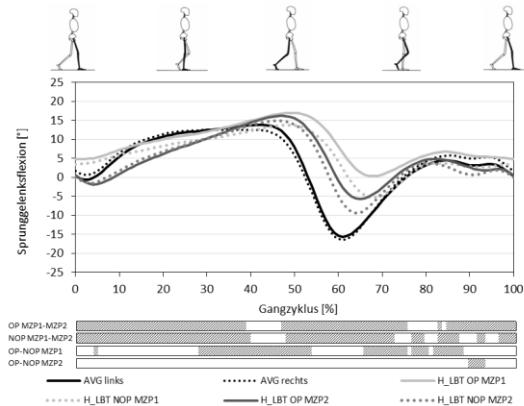


Abbildung 120: Sprunggelenksflexion - H_LBT

Die **KG** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP nahezu über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied, ausgenommen eines kleinen Zeitraums in der terminalen Standphase und in der terminalen Schwungphase (OP) und mittleren und terminalen Schwungphase (NOP). Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied in der termina-

len Standphase und der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 119).

Das **LBT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP nahezu über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied, mit Ausnahme kleiner Zeiträume in der terminalen Stand- und mittleren Schwungphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und in der initialen sowie mittleren Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich nahezu über den gesamten Gangzyklus kein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP (vgl. Abbildung 120).

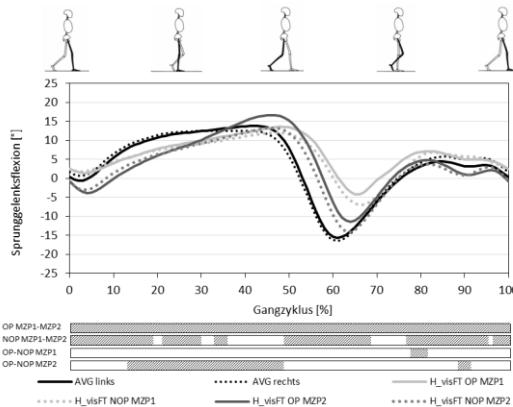


Abbildung 121: Sprunggelenksflexion - H_visFT

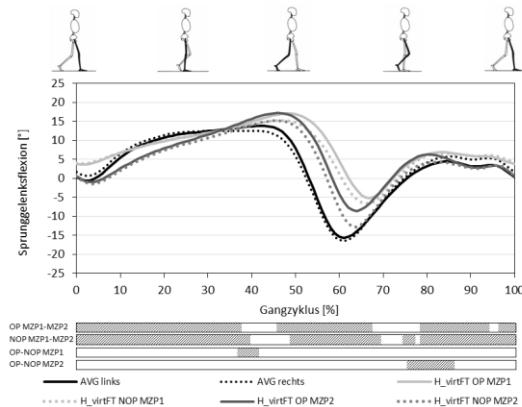


Abbildung 122: Sprunggelenksflexion - H_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Beim NOP ist kein signifikanter Unterschied in der terminalen Stand- und in einem Zeitraum der initialen Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 nahezu über dem gesamten Gangzyklus kein signifikanter Unterschied vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase (vgl. Abbildung 121).

Das **virtFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP als auch NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus mit Ausnahme eines Zeitraums in der terminalen Standphase und der initialen und mittleren Schwungphase (OP) und der initialen Schwungphase (NOP). Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein kleiner Zeitraum in der terminalen Standphase und zum MZP2 in der mittleren Schwungphase signifikant (vgl. Abbildung 122).

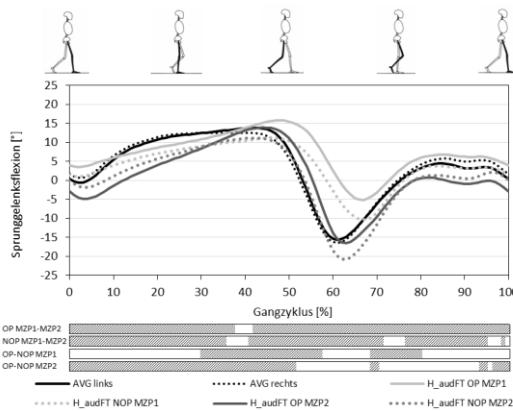


Abbildung 123: Sprunggelenksflexion - H_audFT

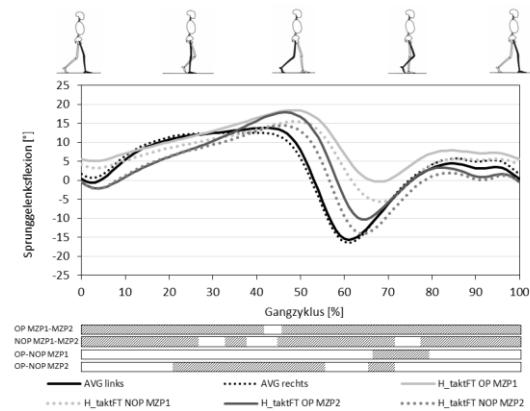


Abbildung 124: Sprunggelenksflexion - H_taktFT

Das **audFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kleinen Zeitraums in der terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und im Übergang zwischen der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied beim initialen Bodenkontakt, der Stoßdämpfungsphase, der mittleren und terminalen Standphase sowie in der terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 123).

Das **takFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied im gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kleinen Zeitraums in der terminalen Standphase und beim NOP in der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der initialen Schwungphase mit Übergang zur mittleren Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in Zeiträumen der mittleren und terminalen Stand- und initialen Schwungphase (vgl. Abbildung 124).

Tabelle 28: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Hüft-TEP

Sprunggelenkflexion, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
H_visFT:	100 %	H_audFT:	86 %
H_taktFT:	96 %	H_virtFT:	85 %
H_audFT:	96 %	H_taktFT:	81 %
H_LBT:	84 %	H_LBT:	78 %
H_KG:	82 %	H_visFT:	73 %
H_virtFT:	79 %	H_KG:	63 %
Mittelwert:	89,5 %	Mittelwert:	77,7 %

Tabelle 29: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Hüft-TEP

Sprunggelenkflexion, Vergleich OP/NOP			
AVG: 16 %			
MZP1		MZP2	
H_visFT:	4 %	H_LBT:	4 %
H_virtFT:	5 %	H_virtFT:	11 %
H_taktFT:	13 %	H_KG:	33 %
H_audFT:	40 %	H_visFT:	39 %
H_LBT:	48 %	H_taktFT:	41 %
H_KG:	48 %	H_audFT:	59 %
Mittelwert:	26,3 %	Mittelwert:	31,2 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **96%** des Gangzyklus der OP-Seite und **86%** des Gangzyklus der NOP-Seite vorhanden (Tabelle 28). Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **40%** des Gangzyklus zum MZP1 und **59%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 29).

5.2.5 Ergebnisse - Symmetrie-Indizes

Nachfolgend werden die Symmetrie-Indizes dargestellt. Wie in Kapitel 3.9.3 bereits beschrieben, zeigt ein positiver Symmetrie-Index, dass das Ausmaß von X_L größer ist als von X_R . Ein negativer Symmetrie-Index hingegen zeigt, dass das Ausmaß von X_L kleiner ist als von X_R (Herzog et al., 1988).

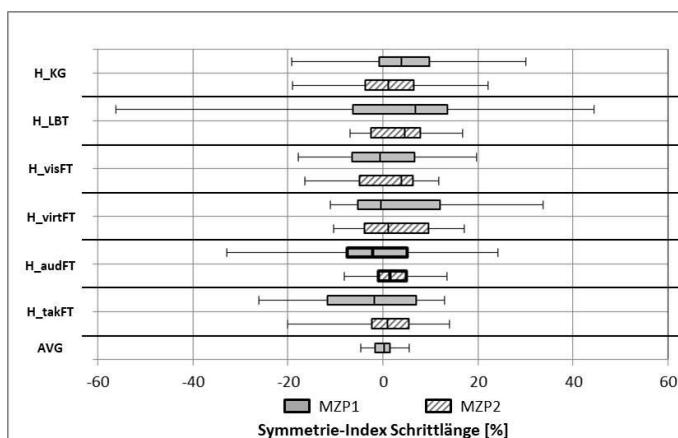


Abbildung 125: Symmetrie-Index Schrittlänge Hüft-TEP

Tabelle 30: Symmetrie-Index Schrittlänge Hüft-TEP

Symmetrie-Index Schrittlänge		
	MZP1	MZP2
H_KG	4,8	1,8
H_LBT	4,2	3,6
H_visFT	0,3	0,6
H_virtFT	4,1	2,4
H_audFT	-3,3	2,1
H_takFT	-3,1	0,1
AVG	-1,0	-

Der **SI** für die **SL** des **audFT** beträgt -3,3 % an MZP1 und 2,1% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

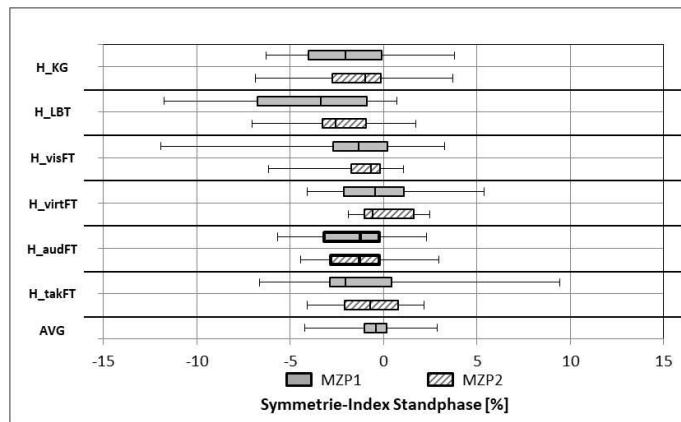


Abbildung 126: Symmetrie-Index Standphase Hüft-TEP

Der **SI** für die **STPH** des **audFT** beträgt -1,7 % an MZP1 und -1,2% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

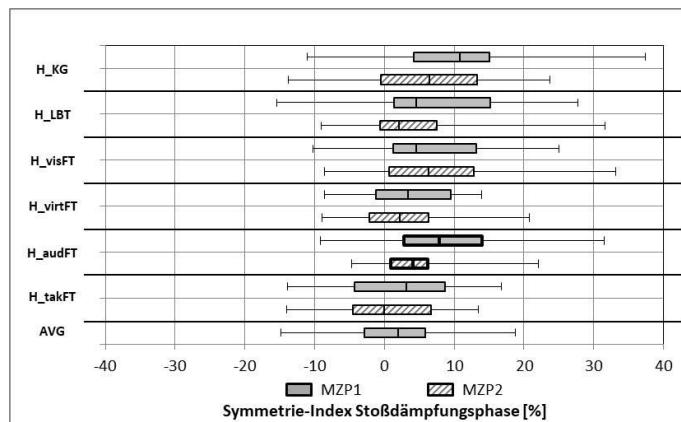


Abbildung 127: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP

Der **SI** für die **STDPH** des **audFT** beträgt 7,7 % an MZP1 und 4,8% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 31: Symmetrie-Index Standphase Hüft-TEP

Symmetrie-Index Standphase		
	MZP1	MZP2
H_KG	-1,9	-1,5
H_LBT	-3,7	-2,2
H_visFT	-2,3	-1,2
H_virtFT	-0,2	0,1
H_audFT	-1,7	-1,2
H_takFT	-1,2	-0,8
AVG	-0,4	-

Tabelle 32: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Hüft-TEP

Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase		
	MZP1	MZP2
H_KG	10,7	6,0
H_LBT	7,5	4,5
H_visFT	6,4	7,6
H_virtFT	3,5	2,7
H_audFT	7,7	4,8
H_takFT	2,4	0,3
AVG	1,6	-

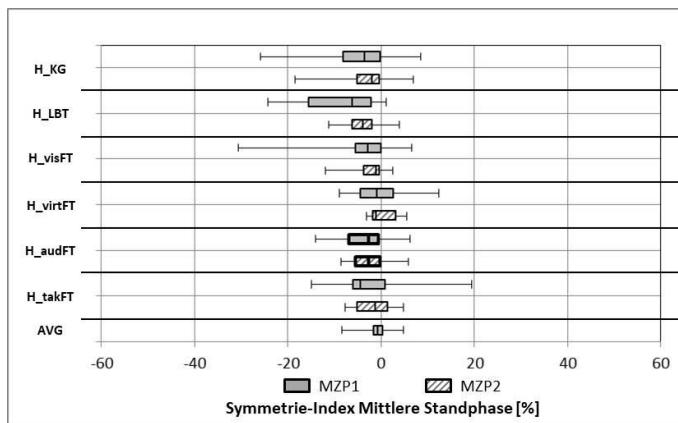


Abbildung 128: Symmetrie-Index mittlere Standphase Hüft-TEP

Der **SI** für die **mSTPH** des **audFT** beträgt -3,8 % an MZP1 und -2,2% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

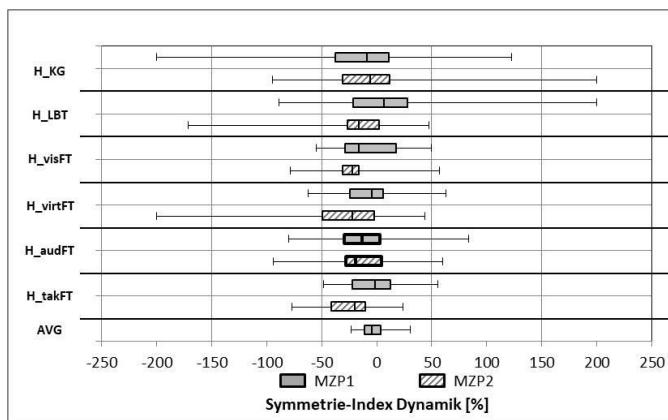


Abbildung 129: Symmetrie-Index Dynamik Hüft-TEP

Der **SI** für die **Dynamik** des **audFT** beträgt -4,8 % an MZP1 und -15,8% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

Tabelle 33: Symmetrie-Index mittlere Standphase Hüft-TEP

	MZP1	MZP2
H_KG	-4,8	-3,3
H_LBT	-8,6	-4,0
H_visFT	-5,5	-2,3
H_virtFT	-0,4	0,2
H_audFT	-3,8	-2,2
H_takFT	-2,8	-1,5
AVG	-0,6	-

Tabelle 34: Symmetrie-Index Dynamik Hüft-TEP

	MZP1	MZP2
H_KG	-22,0	-11,3
H_LBT	15,8	-21,9
H_visFT	-8,5	-20,4
H_virtFT	-3,4	-28,4
H_audFT	-4,8	-15,8
H_takFT	-2,1	-22,9
AVG	-2,9	-

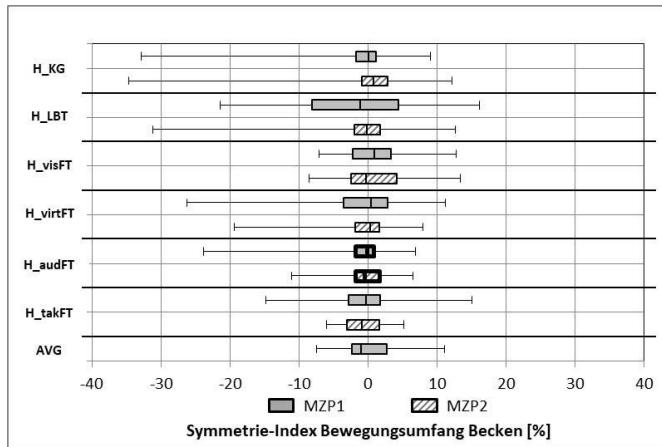


Abbildung 130: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken
Hüft-TEP

Der **SI** für **BUB** des **audFT** beträgt -1,7 % an MZP1 und -0,5% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 35: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Hüft-TEP

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken		
	MZP1	MZP2
H_KG	-1,4	0,0
H_LBT	-1,3	-0,8
H_visFT	1,2	1,3
H_virtFT	-1,4	1,9
H_audFT	-1,7	-0,5
H_takFT	-0,4	-0,6
AVG	0,5	-

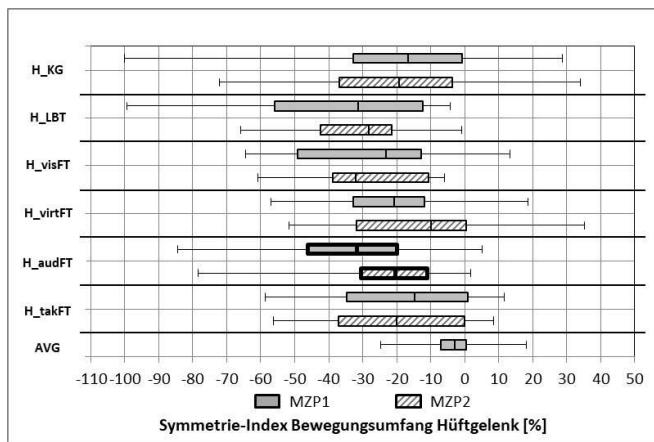


Abbildung 131: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Hüft-TEP

Der **SI** für **BUHG** des **audFT** beträgt -34,3 % an MZP1 und -26,0% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 36: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk		
	MZP1	MZP2
H_KG	-27,7	-21,1
H_LBT	-37,7	-29,5
H_visFT	-28,2	-28,3
H_virtFT	-20,3	-11,5
H_audFT	-34,3	-26,0
H_takFT	-18,3	-19,3
AVG	-2,5	-

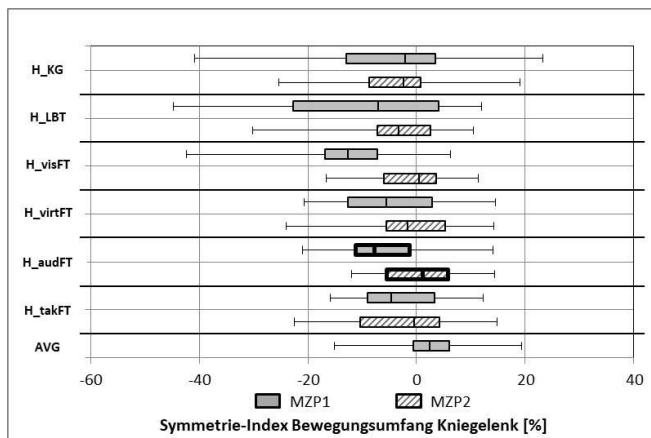


Abbildung 132: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Hüft-TEP

Der SI für **BUKG** des **audFT** beträgt -5,2 % an MZP1 und 0,0% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 37: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk		
	MZP1	MZP2
H_KG	-4,1	-3,5
H_LBT	-8,5	-3,5
H_visFT	-14,2	-1,2
H_virtFT	-5,0	-0,8
H_audFT	-5,2	0,0
H_takFT	-3,7	-2,3
AVG	1,8	-

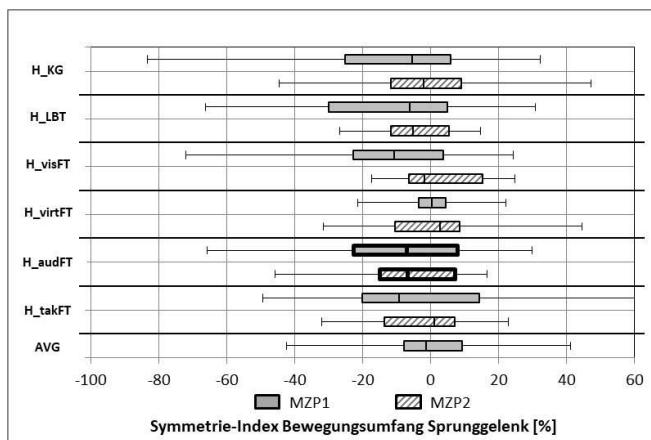


Abbildung 133: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Hüft-TEP

Der SI für **BUSG** des **audFT** beträgt -8,3 % an MZP1 und -6,3% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 38: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk		
	MZP1	MZP2
H_KG	-10,8	-3,5
H_LBT	-11,7	-4,5
H_visFT	-12,1	2,4
H_virtFT	0,6	0,1
H_audFT	-8,3	-6,3
H_takFT	-4,8	-3,2
AVG	-0,6	-

5.2.6 Ergebnisse Trainingsdauer & Schmerzempfinden

Die Kennwerte der Trainingsdauer und des Schmerzempfindens können dem Anhang entnommen werden.

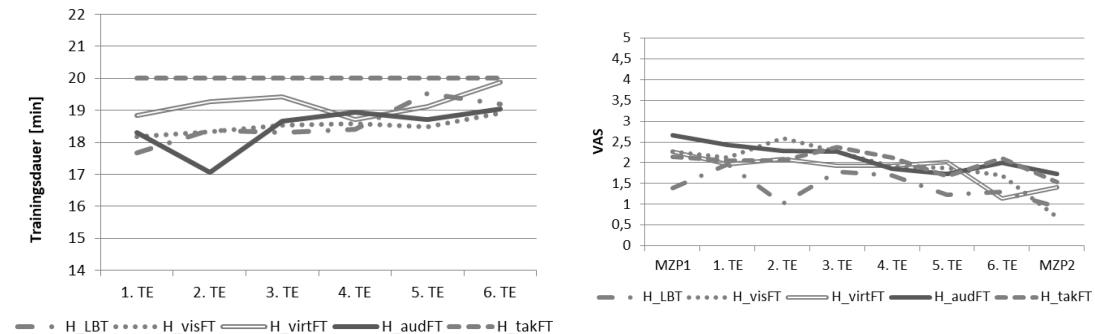


Abbildung 134: Trainingsdauer (linke Abbildung) und Angabe des Schmerzempfindens auf der VAS (rechte Abbildung) der Hüft-TEP-Patienten

Die Trainingsdauer der Hüftpatienten des **audFT** beträgt im Mittel = 18,5 min (Tabelle 83) und unterscheidet sich im Wesentlichen nicht von den anderen Interventionsgruppen, mit Ausnahme der 2. TE.

Eine Überlegenheit bei der Trainingsdauer gemäß der Gleichung (38) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

Tabelle 39: Statistische Kennwerte – VAS Hüft-TEP

Analyse-verfahren	Visuelle Analog Skala							
	T-Test unabhängiger Stichproben*				T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1		MZP2		MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	dz
H_LBT	-2,473	36	.009	-0,80	-1,530	36	.068	-0,50
H_visFT	0,071	36	.472	0,02	-1,821	36	.038	-0,59
H_virtFT	-0,593	38	.278	-0,19	-0,496	38	.311	-0,16
H_audFT								2,395
H_takFT	-0,790	39	.217	-0,25	-0,369	39	.357	-0,12
* zu H_audFT								

Das Schmerzempfinden bei den Patienten des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(20) = 2,39$, $p = .014$, $d_z = 0,52$.

Bei den Hüftpatienten des **audFT** beträgt das Schmerzempfinden an MZP1 = 2,7 und an MZP2 = 1,7 auf der VAS. Über die gesamte Interventionsdauer liegt das Schmerzempfinden im Mittel bei 2,1 auf der VAS (Tabelle 84).

Eine Reduzierung des Schmerzempfindens gemäß der Gleichung (39) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.2.7 Auswertung IMU-Sensordaten

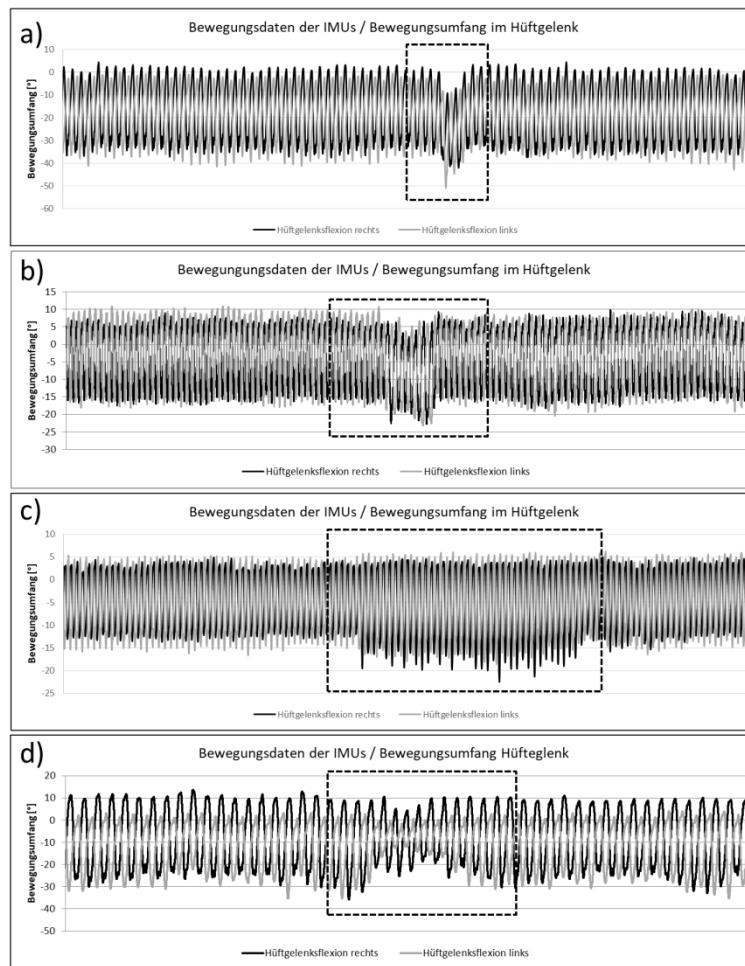


Abbildung 135: IMU - Datenauswertung, Hüft-TEP-Patienten

Bei der Datenauswertung der IMU-Sensordaten der Hüft-TEP-Patienten konnte bei 53 von 251 Trainingseinheiten ($\approx 21\%$ der Datensätze) festgestellt werden, dass unmittelbar nach dem Ausschalten des auditiven Feedbacks (nach 6 bzw. 4 Minuten) eine Veränderung in der Bewegungsausführung vorhanden ist (vgl. Abbildung 135). Diese Veränderungen zeigten sich in unterschiedlichen Ausprägungen:

- kurzen Zeitraum von 3-4 Gangzyklen
- mittlerer Zeitraum ca. 10 Gangzyklen
- längerer Zeitraum ca. 20 Gangzyklen
- in einer allgemeinen Reduktion des Bewegungsumfangs sowohl beim OP als auch NOP

5.2.8 Auswertung der Fragebögen

Die Fragenbögen werden ausschließlich deskriptiv ausgewertet, es erfolgte keine statistische Auswertung. Die aufgelisteten Antworten sind so, wie nachfolgend dargestellt, gegeben worden. Bei Mehrfachnennungen ist die Anzahl in Klammer angegeben.

Tabelle 40: Auswertung Fragebögen Hüft-TEP-Patienten

Fragen	Auswertung Fragebögen Hüft-TEP-Patienten	Häufigkeit der Antworten
Frage 1:	Haben Sie das Training als angenehm empfunden?	
	Ja	14
	Nein	
	Teils Teils	7
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	i.V. m. Anwendungen;	
	Geräusch auf Kopfhörer eher unangenehm	
	Ton im Kopfhörer war unangenehm	
	anstrengend	
	Eingewöhnung, sich selber auf dem Laufband eingewöhnen, schnell, langsam	
	verkrampfte Muskeln, ansonsten o.K.	
	Schmerzen durch Zerrung im Oberschenkel	
Frage 2:	Haben Sie die Dauer des Trainings als angemessen empfunden?	
	Ja	20
	Nein	
	Teils Teils	1
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	grenzwertig anstrengend, aber gut mal die Grenzen zu testen	
Frage 3:	Konnten Sie die Tonfolge des operierten an das nicht operierte Bein anpassen?	
	Ja	13
	Nein	8
Wenn Nein, warum?		
Antworten:	?	
	Ich konnte die Tonfolge nicht differenzieren	
	die Tonunterschiede waren zu gering / nicht deutlich genug	
	Muskulär bzw. Schmerzen	
	Töne waren nicht unterschiedlich genug zw. rechts u. links	
	kein Musikgehör / -gefühl	
	mein Gehör konnte die akustischen Signale nicht unterscheiden	
Frage 4:	Ist es Ihnen gelungen sich bewusst auf Ihren Gang zu konzentrieren?	
	Ja	19
	Nein	
	Teils Teils	2
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	bei zu starker Konzentration auf den Gang funktionierte die Koordination mit den Armen nicht mehr	
	schlechtes Körpergefühl	
Frage 5:	Was waren die Gründe für ein vorzeitiges Beenden des Trainings?	
Antworten:	Schmerzen, deswegen nur 10 min	
	1x zu dolle Schmerzen im Muskel	
	1x Erschöpfung	
Frage 6:	Wie würden Sie das Training optimieren?	
Antworten:	vor den anderen Behandlungen stattfinden lassen, eher morgens	
	rhythmische Musik	
	mehr Einheiten	
	ehrer Termine morgens	
	vielleicht visuell unterstützen oder taktil	
	die Tonunterschiede könnten deutlicher sein	
	visuell unterstützen	
	Töne besser hören	
	Unterschiede zwischen den Tönen verfeinern / verstärken	
	evtl. zusätzliches Spiegelbildtraining	
	Unterschied im Gangbild / Gefühl Laufband zu normaler Oberfläche	
	Veränderungen der akustischen Signale	
	die Töne sind schlecht zu unterscheiden	
	unterschiedlicher hören; zusammenhängernder Ton → Harmonie	

5.2.9 Zusammenfassung der Ergebnisse

Tabelle 41: Überblick über Hypothesenprüfung Hüft-TEP

Hypothesen / Parameter		FH1	FH2
Gangparameter	Schrittänge	OP ✓	✗
	NOP ✓	✗	
	Standphase	OP ✓	! !
	Stoßdämpfungsphase	NOP ✓	! !
		OP ✓	✗
	mittlere Standphase	NOP ✓	! !
		OP ✓	✓
	Doppelschrittänge	✓	✗
	Doppelstandphase	✓	! !
	Kadenz	✓	✗
Bewegungsumfänge	Geschwindigkeit	✓	✗
	Dynamik	OP ✓	✗
		NOP ✓	✗
	Becken	OP ✓	✗
	Hüftgelenk	NOP ✓	✗
		OP ✓	✗
	Kniegelenk	OP ✓	✓
	Sprunggelenk	NOP ✓	✓
		OP ✓	✓
		NOP ✓	! !
✓ p ≤ 0,05, signifikant			
! .05 < p ≤ 1,0, tendenzielle Signifikanz			
✗ p > 1,0, nicht signifikant			

Tabelle 42: Mittelwert der prozentualen Anteile in der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden, Hüft-TEP

Mittelwert, Vergleich MZP1 / MZP2	
OP	NOP
H_audFT: 95,0 %	H_audFT: 84,3 %
H_taktFT: 85,0 %	H_taktFT: 79,0 %
H_LBT: 79,5 %	H_LBT: 77,3 %
H_KG: 77,5 %	H_KG: 71,3 %
H_virtFT: 68,8 %	H_virtFT: 69,8 %
H_visFT: 62,5 %	H_visFT: 58,8 %
Mittelwert: 78,0 %	Mittelwert: 73,4 %

Tabelle 43: Mittelwert der prozentualen Anteile in der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion der jeweiligen Gangzyklen zw. OP und NOP mit signifikanten Unterschieden, Hüft-TEP

Mittelwert, Vergleich OP/NOP	
AVG: 9 %	
MZP1	MZP2
H_virtFT: 39,8 %	H_virtFT: 38,5 %
H_taktFT: 44,3 %	H_LBT: 54,0 %
H_visFT: 55,3 %	H_KG: 60,0 %
H_KG: 61,3 %	H_visFT: 62,3 %
H_LBT: 63,0 %	H_taktFT: 62,3 %
H_audFT: 63,8 %	H_audFT: 69,3 %
Mittelwert: 54,5 %	Mittelwert: 57,7 %

Der Mittelwert der prozentualen Anteile bei der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 zeigt beim **audFT** für **OP 95,0 %** des Gangzyklus und für **NOP 84,3%** des Gangzyklus einen signifikanten Unterschied (Tabelle 42).

Der Mittelwert der prozentualen Anteile bei der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion zw. OP und NOP zeigt beim **audFT** an **MZP1 63,8 %** des Gangzyklus und an **MZP2 69,3%** des Gangzyklus einen signifikanten Unterschied (Tabelle 43).

Zusammenfassend kann anhand der Tabelle 41 gezeigt werden, dass die FH1 für alle Parameter der Hüft-TEP-Patienten angenommen werden kann. Die FH2 bestätigt sich hingegen nur beim Bewegungsumfang im Kniegelenk. Überwiegend muss die FH2 sowohl bei den Gangparametern, der Dynamik als auch bei den Bewegungsumfängen abgelehnt werden. Es zeigt sich jedoch, bei einzelnen Parametern, dass eine tendenzielle Signifikanz vorliegt (in der Tabelle 41 mit einem Ausrufezeichen kennzeichnet).

5.3 Knie-TEP-Patienten

5.3.1 Ergebnisse - Gangparameter

5.3.1.1 Schrittlänge

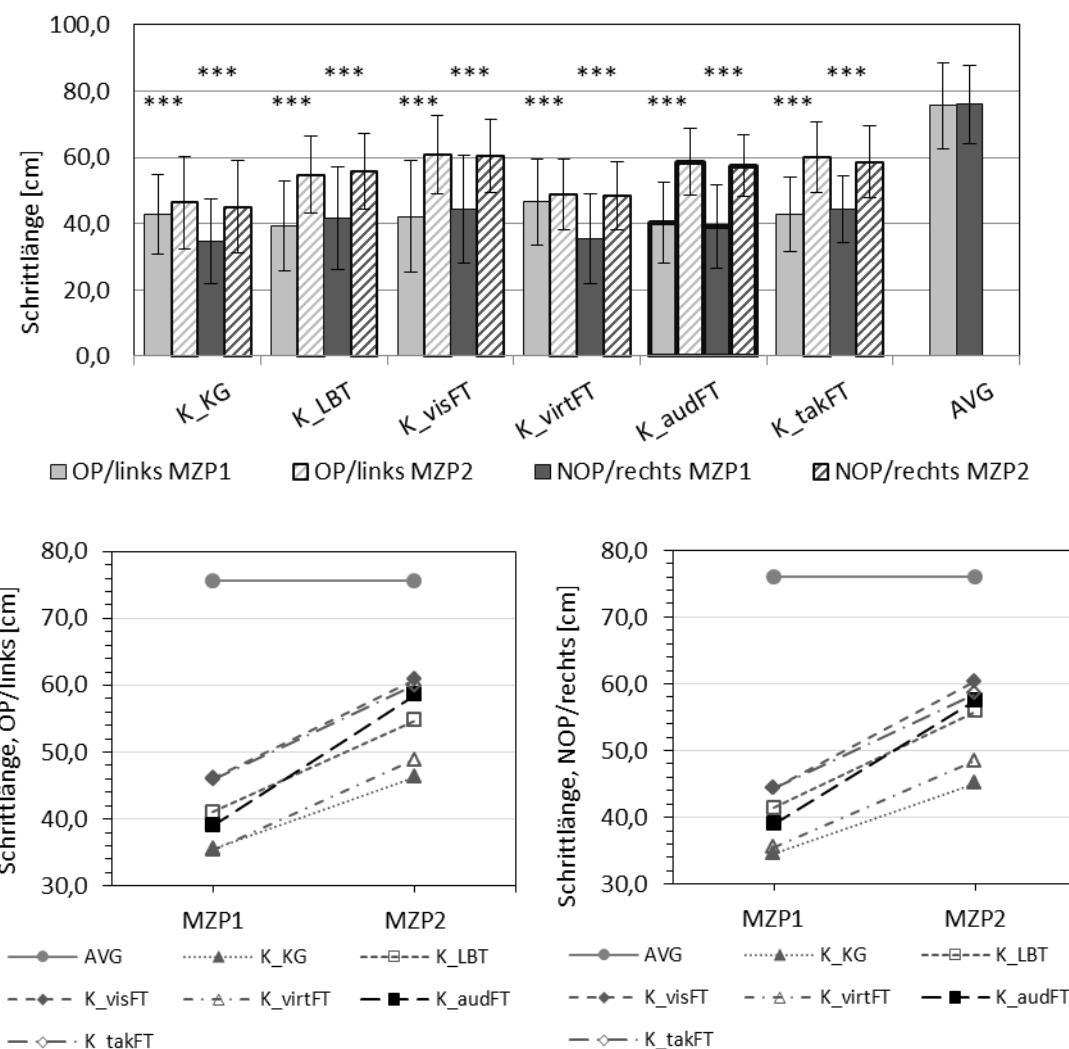


Abbildung 136: Schrittlänge Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{OP/left}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 203,14$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .63$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{OP/left}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,53$, $p = .185$, partiellels $\eta^2 = .06$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $SL_{NOP/right}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 208,50$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .64$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **SL_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,35$, $p = .247$, partielles $\eta^2 = .05$.

Tabelle 44: Statistische Kennwerte - Schrittlänge Knie-TEP

Schrittlänge																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	
K_KG	OP/links	0,946	45	.349	0,27	3,358	45	.002	0,98	-5,273	24	<.001	1,05	MZP1	1,090	24	.286	0,22
	NOP/rechts	1,176	45	.246	0,34	3,491	45	.001	1,02	-5,365	24	<.001	1,07	MZP2	1,488	24	.150	0,30
K_LBT	OP/links	-0,504	42	.617	0,15	1,139	42	.261	0,34	-5,159	21	<.001	1,09	MZP1	-0,547	21	.590	0,12
	NOP/rechts	-0,564	42	.576	0,17	0,500	42	.620	0,15	-5,091	21	<.001	1,08	MZP2	-2,112	21	.047	0,45
K_visFT	OP/links	-1,451	35	.156	0,48	-0,609	35	.546	0,20	-4,347	14	.001	1,12	MZP1	1,419	14	.178	0,37
	NOP/rechts	-1,106	35	.276	0,37	-0,888	35	.408	0,28	-5,298	14	<.001	1,36	MZP2	0,637	14	.535	0,16
K_virtFT	OP/links	0,890	39	.379	0,27	2,933	39	.006	0,91	-7,013	18	<.001	1,60	MZP1	-0,183	18	.857	0,04
	NOP/rechts	0,816	39	.419	0,25	2,859	39	.007	0,89	-6,348	18	<.001	1,45	MZP2	0,405	18	.691	0,09
K_audFT	OP/links									-8,656	21	<.001	1,84	MZP1	0,001	21	.999	0,00
	NOP/rechts									-8,047	21	<.001	1,71	MZP2	1,850	21	.078	0,39
K_takFT	OP/links	-1,903	42	.064	0,57	-0,461	42	.647	0,13	-5,564	21	<.001	1,18	MZP1	2,071	21	.051	0,44
	NOP/rechts	-1,520	42	.136	0,45	-0,348	42	.729	0,10	-5,900	21	<.001	1,25	MZP2	1,822	21	.083	0,39
AVG	OP/links	10,816	63	<.001	2,83	5,285	63	<.001	1,38					MZP1	-0,863	42	.393	0,13
	NOP/rechts	11,499	63	<.001	3,01	6,261	63	<.001	1,64					MZP2	-0,863	42	.393	0,13

* zu K_audFT

Bei der **SL_{OP/links}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = 10,81$, $p = <.001$, $d = 2,83$ und an MZP2 $t(63) = 5,28$, $p = <.001$, $d = 1,38$.

Bei der **SL_{NOP/rechts}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(63) = 11,49$, $p = <.001$, $d = 2,86$ und an MZP2 $t(63) = 6,26$, $p = <.001$, $d = 1,64$.

Die **SL_{OP}** des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -8,54$, $p = <.001$, $d_z = 1,84$.

Die **SL_{NOP}** des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -8,04$, $p = <.001$, $d_z = 1,71$.

Die FH 1 nach Gleichung (11) kann für **SL_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (11) kann für **SL_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

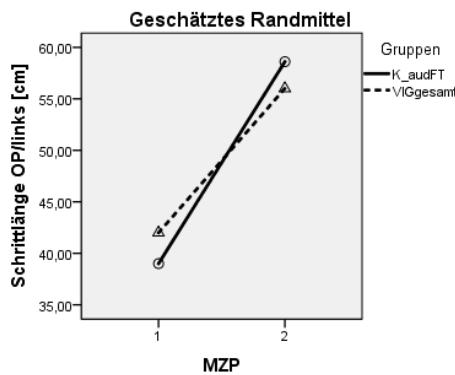


Abbildung 137: Schrittänge OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

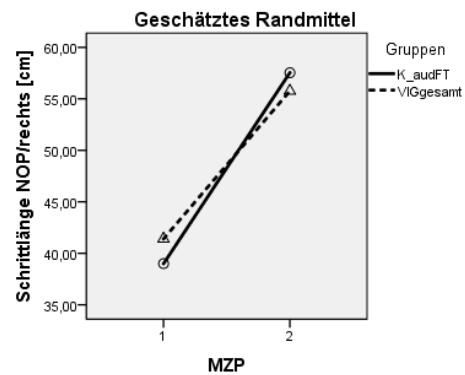


Abbildung 138: Schrittänge NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{I_{Gesamt}} mit Messwiederholung für **SL_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 4,26, p = .042$, partielle $\eta^2 = .04$.

Eine ANOVA_{I_{Gesamt}} mit Messwiederholung für **SL_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 2,38, p = .126$, partielle $\eta^2 = .02$.

Bei der **SL_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(98) = 0,89, p = .188, d = 0,22$ und an MZP2 $t(98) = -0,91, p = .184, d = -0,22$.

Bei der **SL_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(98) = 0,71, p = .241, d = 0,17$ und an MZP2 $t(98) = -0,65, p = .260, d = -0,16$.

Die FH 2 nach Gleichung (24) kann für **SL_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (24) kann für **SL_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.1.2 Standphase

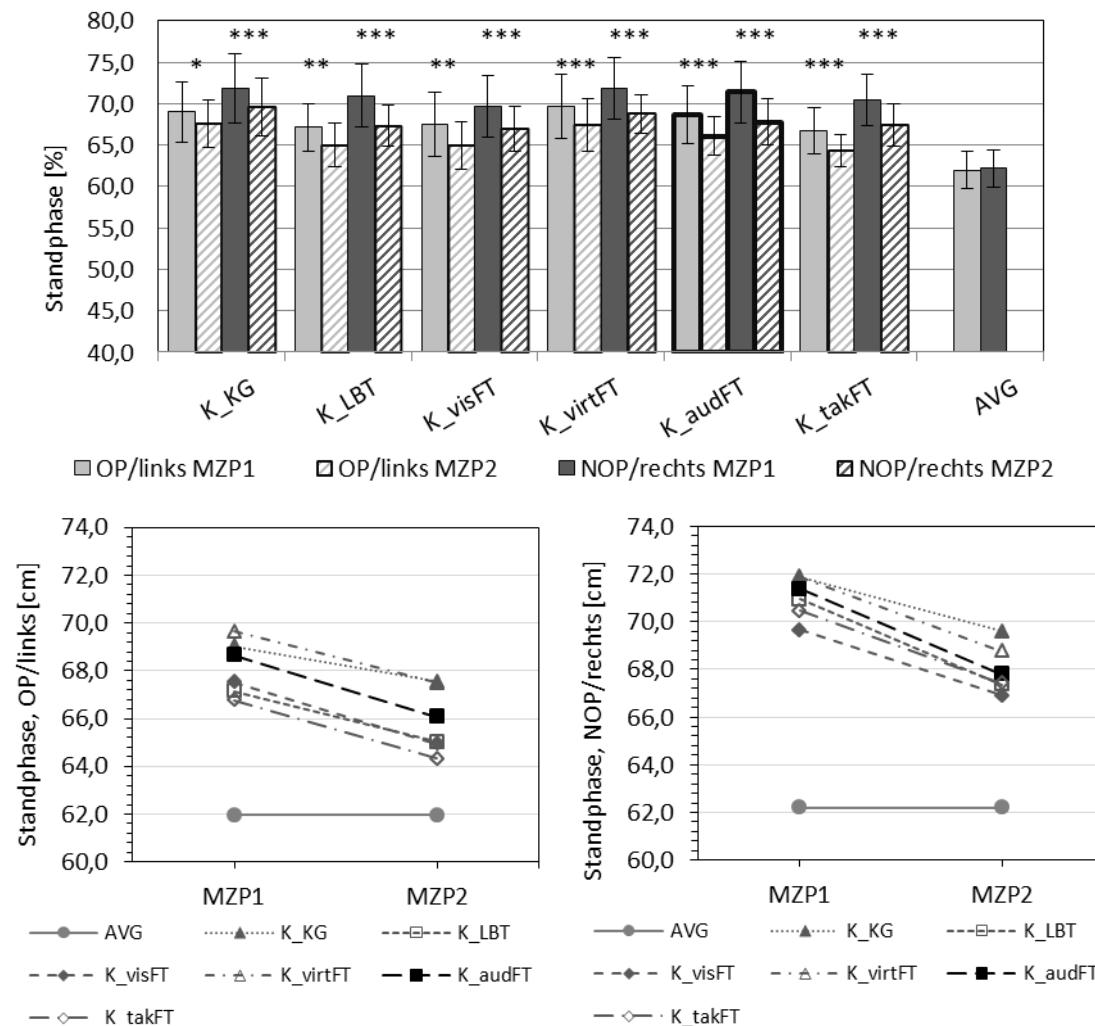


Abbildung 139: Standphase Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 75,24$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .39$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{OP}/\text{links}}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,47$, $p = .800$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 159,87$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .57$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $\text{STPH}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,82$, $p = .541$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Tabelle 45: Statistische Kennwerte - Standphase Knie-TEP

Analyseverfahren		Standphase																
		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
K_KG	OP/links	-0,373	45	.711	0,10	-1,857	45	.070	0,54	2,184	24	.020	0,43	MZP1	-5,946	24	<.001	1,19
	NOP/rechts	-0,426	45	.672	0,12	-1,904	45	.063	0,55	4,200	24	<.001	0,84	MZP2	-3,661	24	.001	0,73
K_LBT	OP/links	1,528	42	.134	0,46	1,374	42	.177	0,41	2,829	21	.005	0,60	MZP1	-5,217	21	<.001	1,11
	NOP/rechts	0,380	42	.706	0,11	0,540	42	.592	0,16	4,745	21	<.001	1,01	MZP2	-5,368	21	<.001	1,14
K_visFT	OP/links	0,901	35	.374	0,30	1,294	35	.204	0,43	3,430	14	.002	0,88	MZP1	-3,746	14	.002	0,97
	NOP/rechts	1,347	35	.187	0,45	0,924	35	.362	0,30	3,686	14	.001	0,95	MZP2	-3,496	14	.004	0,90
K_virtFT	OP/links	-0,849	39	.401	0,26	-1,591	39	.120	0,49	4,761	18	<.001	1,09	MZP1	-3,227	18	.004	0,74
	NOP/rechts	-0,405	39	.688	0,12	-1,154	39	.255	0,36	6,608	18	<.001	1,51	MZP2	-3,176	18	.005	0,73
K_audFT	OP/links									4,650	21	<.001	0,99	MZP1	-5,042	21	<.001	1,07
	NOP/rechts									7,006	21	<.001	1,49	MZP2	-4,071	21	.001	0,87
K_takFT	OP/links	1,948	42	.058	0,58	2,672	42	.011	0,80	5,735	21	<.001	1,22	MZP1	-4,884	21	<.001	1,04
	NOP/rechts	0,850	42	.400	0,25	0,452	42	.653	0,13	6,764	21	<.001	1,44	MZP2	-5,705	21	<.001	1,22
AVG	OP/links	-9,310	63	<.001	2,44	-6,867	63	<.001	1,80					MZP1	-1,893	42	.073	0,29
	NOP/rechts	-12,152	63	<.001	3,18	-8,622	63	<.001	2,26					MZP2	-8,79	21	<.001	2,26

* zu K_audFT

Bei der $STPH_{OP/links}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = -9,31, p = <.001, d = 2,44$ und an MZP2 $t(63) = -6,86, p = <.001, d = 1,80$.

Bei der $STPH_{NOP/rechts}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(63) = -12,15, p = <.001, d = 3,18$ und an MZP2 $t(63) = -8,79, p = <.001, d = 2,26$.

Die $STPH_{OP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(21) = 4,65, p = <.001, d_z = 0,99$.

Die $STPH_{NOP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(21) = 7,00, p = <.001, d_z = 1,49$.

Die FH 1 nach Gleichung (12) kann für $STPH_{OP/links}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (12) kann für $STPH_{NOP/rechts}$ als bestätigt angesehen werden.

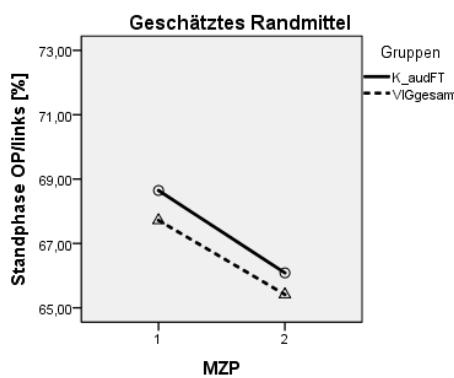


Abbildung 140: Standphase OP/links - VIG-gesamt und audFT, Knie-TEP

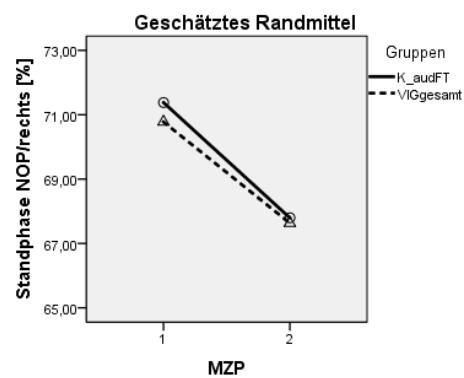


Abbildung 141: Standphase NOP/rechts - VIGgesamt und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STPH_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,16$, $p = .687$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **STPH_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,47$, $p = .495$, partiellels $\eta^2 = .01$.

Bei der **STPH_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = -1,08$, $p = .142$, $d = 0,26$ und an MZP2 $t(98) = -0,98$, $p = .164$, $d = 0,24$.

Bei der **STPH_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = -0,67$, $p = .254$, $d = 0,16$ und an MZP2 $t(98) = -0,26$, $p = .400$, $d = 0,06$.

Die FH 2 nach Gleichung (25) kann für **STPH_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (25) kann für **STPH_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden

5.3.1.3 Stoßdämpfungsphase

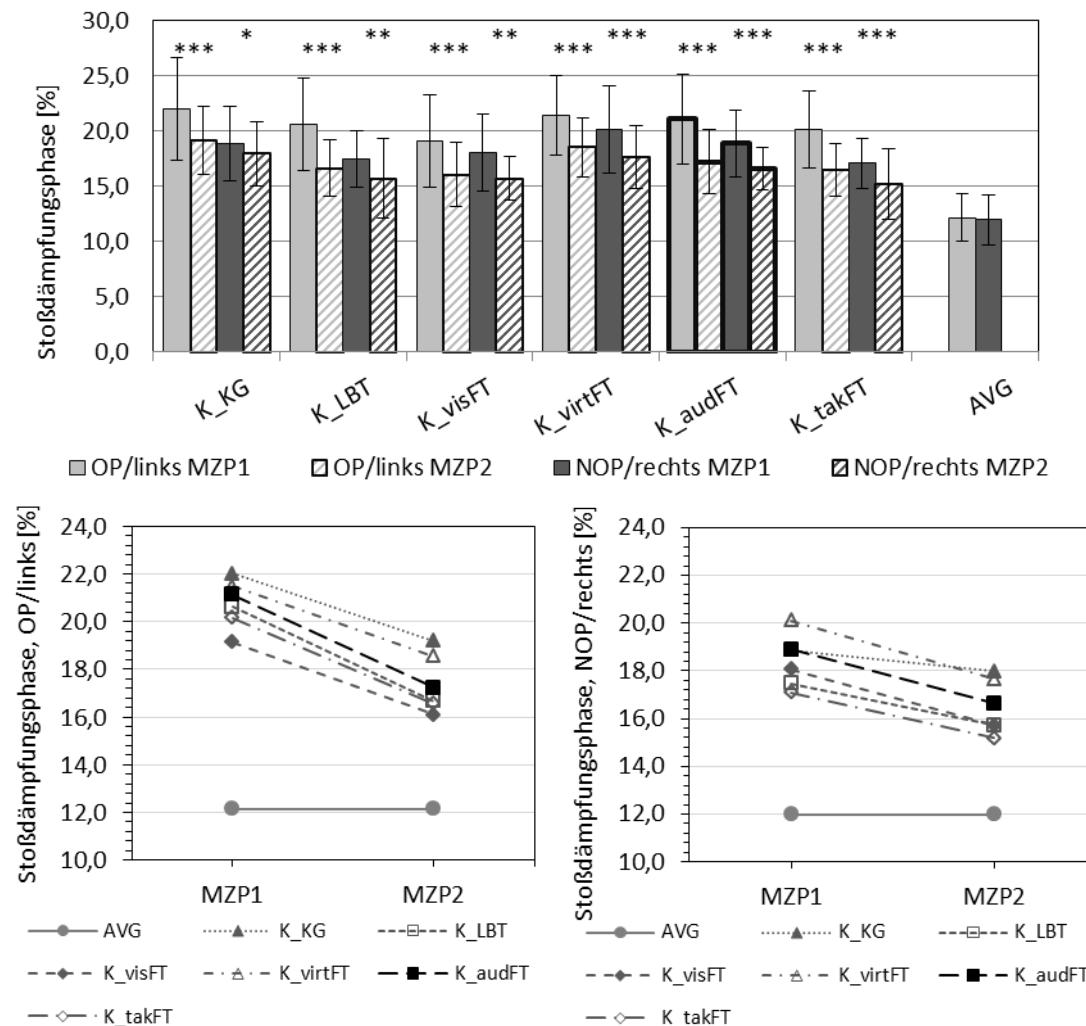


Abbildung 142: Stoßdämpfungsphase Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{OP/links}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 133,12$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .53$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,54$, $p = .746$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{NOP/rechts}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 84,81$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .42$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $STDPH_{NOP/rechts}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,36$, $p = .246$, partiellels $\eta^2 = .05$.

Tabelle 46: Statistische Kennwerte - Stoßdämpfungsphase Knie-TEP

Stoßdämpfungsphase																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
K_KG	OP/links	-0,678	45	.501	0,19	-2,161	45	.036	0,63	4,006	24	.001	0,80	MZP1	4,797	24	<.001	0,96
	NOP/rechts	0,013	45	.990	0,00	-1,623	45	.112	0,47	1,867	24	.037	0,37	MZP2	2,312	24	.030	0,46
K_LBT	OP/links	0,393	42	.697	0,11	0,686	42	.497	0,20	4,148	21	<.001	0,88	MZP1	3,987	21	.001	0,85
	NOP/rechts	1,621	42	.113	0,48	1,316	42	.195	0,39	2,986	21	.003	0,63	MZP2	3,209	21	.004	0,68
K_visFT	OP/links	1,405	35	.169	0,47	1,128	35	.267	0,37	3,699	14	.001	0,95	MZP1	1,617	14	.128	0,42
	NOP/rechts	0,751	35	.458	0,25	1,177	35	.247	0,39	3,150	14	.003	0,81	MZP2	1,138	14	.274	0,29
K_virtFT	OP/links	-0,280	39	.781	0,08	-1,448	39	.156	0,45	5,971	18	<.001	1,36	MZP1	2,350	18	.030	0,54
	NOP/rechts	-1,078	39	.287	0,33	-1,313	39	.197	0,41	4,880	18	<.001	1,11	MZP2	3,466	18	.003	0,80
K_audFT	OP/links									6,718	21	<.001	1,43	MZP1	3,904	21	.001	0,83
	NOP/rechts									5,235	21	<.001	1,11	MZP2	1,478	21	.154	0,32
K_takFT	OP/links	0,821	42	.416	0,24	0,835	42	.408	0,25	6,590	21	<.001	1,40	MZP1	4,211	21	<.001	0,90
	NOP/rechts	2,169	42	.036	0,65	2,350	42	.024	0,70	5,787	21	<.001	1,23	MZP2	2,912	21	.008	0,62
AVG	OP/links	-11,439	63	<.001	2,99	-7,827	63	<.001	2,05					MZP1	1,252	42	.218	0,19
	NOP/rechts	-10,057	63	<.001	2,63	-7,818	63	<.001	2,04									

* zu K_audFT

Bei der $STDPH_{OP/links}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = -11,43, p = <.001, d = -2,99$ und an MZP2 $t(63) = -7,82, p = <.001, d = -2,05$.

Bei der $STDPH_{NOP/rechts}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(63) = -10,05, p = <.001, d = 2,63$ und an MZP2 $t(63) = -7,81, p = <.001, d = 2,04$.

Die $STDPH_{OP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(21) = 6,71, p = <.001, d_z = 1,43$.

Die $STDPH_{NOP}$ des **audFT** ist an MZP2 signifikant kleiner als an MZP1 $t(21) = 5,23, p = <.001, d_z = 1,11$.

Die FH 1 nach Gleichung (13) kann für $STDPH_{OP/links}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (13) kann für $STDPH_{NOP/rechts}$ als bestätigt angesehen werden.

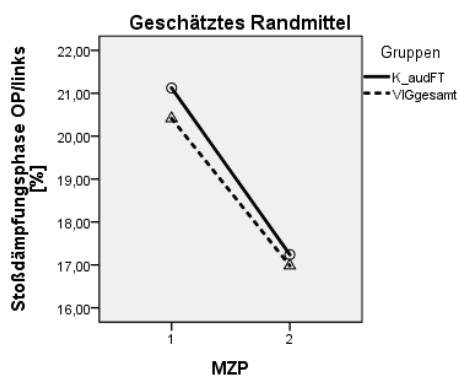


Abbildung 143: Stoßdämpfungsphase
OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP
VIG_{gesamt}

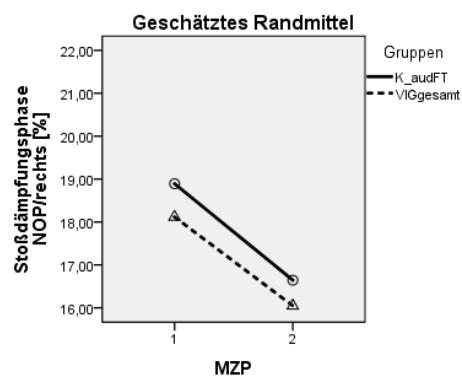


Abbildung 144: Stoßdämpfungsphase
NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für $STDPH_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,37$, $p = .546$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für $STDPH_{NOP/rechts}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,11$, $p = .745$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Bei der $STDPH_{OP/links}$ gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = -0,74$, $p = .232$, $d = 0,18$ und an MZP2 $t(98) = -0,37$, $p = .355$, $d = 0,09$.

Bei der $STDPH_{NOP/rechts}$ gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = -0,74$, $p = .232$, $d = 0,18$ und an MZP2 $t(98) = -0,98$, $p = .165$, $d = 0,24$.

Die FH 2 nach Gleichung (26) kann für $STDPH_{OP/links}$ als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (26) kann für $STDPH_{NOP/rechts}$ als nicht bestätigt angesehen werden

.

5.3.1.4 mittlere Standphase

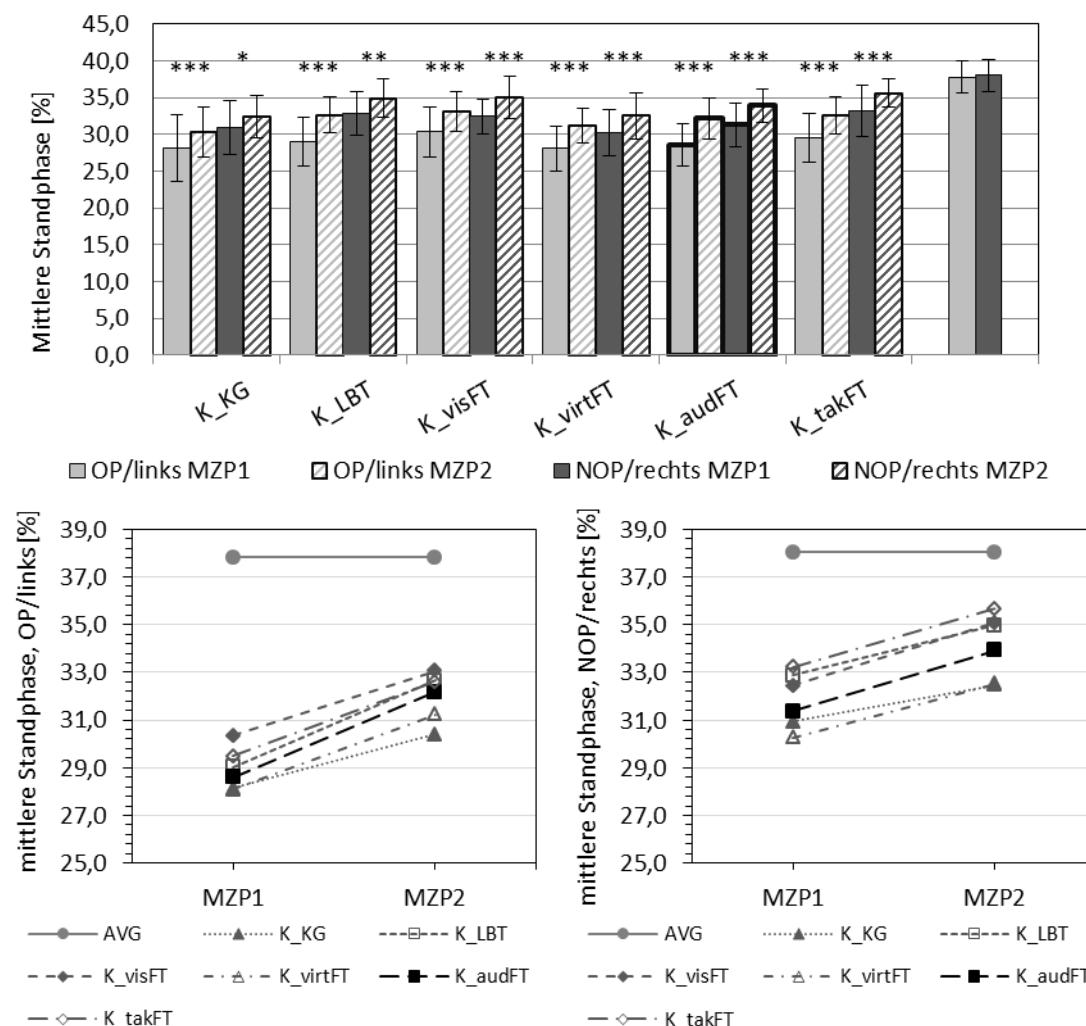


Abbildung 145: Mittlere Standphase Knie-TEP Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{OP/links}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 161,05$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .58$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{OP/links}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 3,14$, $p = .877$, partielles $\eta^2 = .04$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{NOP/rechts}$ zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 75,71$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .39$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für $mSTPH_{NOP/rechts}$ zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,46$, $p = .807$, partielles $\eta^2 = .02$.

Tabelle 47: Statistische Kennwerte - mittlere Standphase Knie-TEP

mittlere Standphase																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
K_KG	OP/links	0,382	45	.704	0,11	1,908	45	.063	0,55	-4,126	24	<.001	0,82	MZP1	-5,942	24	<.001	1,19
	NOP/rechts	0,394	45	.696	0,11	1,848	45	.071	0,54	-2,183	24	.039	0,43	MZP2	-3,723	24	.001	0,74
K_LBT	OP/links	-0,384	42	.703	0,11	-0,564	42	.576	0,17	-4,755	21	<.001	1,01	MZP1	-5,229	21	<.001	1,11
	NOP/rechts	-1,534	42	.133	0,46	-1,352	42	.184	0,40	-2,774	21	.005	0,59	MZP2	-5,295	21	<.001	1,13
K_visFT	OP/links	-1,358	35	.183	0,45	-0,916	35	.366	0,30	-3,730	14	.001	0,96	MZP1	-3,660	14	.003	0,95
	NOP/rechts	-0,874	35	.388	0,29	-1,309	35	.199	0,43	-3,515	14	.001	0,90	MZP2	-3,545	14	.003	0,92
K_virtFT	OP/links	0,420	39	.677	0,13	1,120	39	.270	0,35	-6,489	18	<.001	1,48	MZP1	-3,172	18	.005	0,73
	NOP/rechts	0,915	39	.366	0,28	1,581	39	.122	0,49	-4,735	18	<.001	1,08	MZP2	-3,253	18	.004	0,75
K_audFT	OP/links									-7,201	21	<.001	1,53	MZP1	-5,139	21	<.001	1,10
	NOP/rechts									-4,673	21	<.001	0,99	MZP2	-4,090	21	.001	0,87
K_takFT	OP/links	-0,834	42	.409	0,25	-0,505	42	.616	0,15	-6,761	21	<.001	1,44	MZP1	-4,881	21	<.001	1,04
	NOP/rechts	-1,935	42	.060	0,58	-2,656	42	.011	0,80	-5,812	21	<.001	1,23	MZP2	-5,638	21	<.001	1,20
AVG	OP/links	12,263	63	<.001	3,21	8,653	63	<.001	2,26					MZP1	-1,757	42	.086	0,27
	NOP/rechts	9,352	63	<.001	2,45	6,859	63	<.001	1,79									

* zu K_audFT

Bei der mSTPH_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = 12,26$, $p = <.001$, $d = 3,21$ und an MZP2 $t(63) = 8,65$, $p = <.001$, $d = 2,26$.

Bei der mSTPH_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(63) = 9,35$, $p = <.001$, $d = 2,45$ und an MZP2 $t(63) = 6,85$, $p = <.001$, $d = 1,79$.

Die mSTPH_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -7,20$, $p = <.001$, $d_z = 1,53$.

Die mSTPH_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -4,67$, $p = <.001$, $d_z = 0,99$.

Die FH 1 nach Gleichung (14) kann für mSTPH_{OP/links} als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (14) kann für mSTPH_{NOP/rechts} als bestätigt angesehen werden.

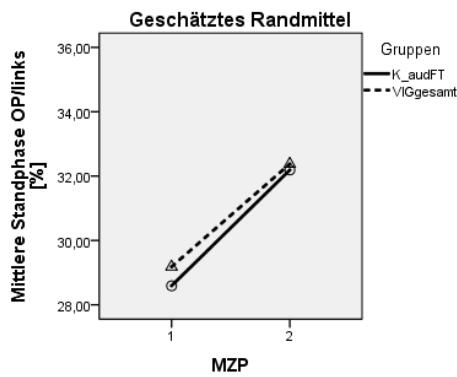


Abbildung 146: Mittlere Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

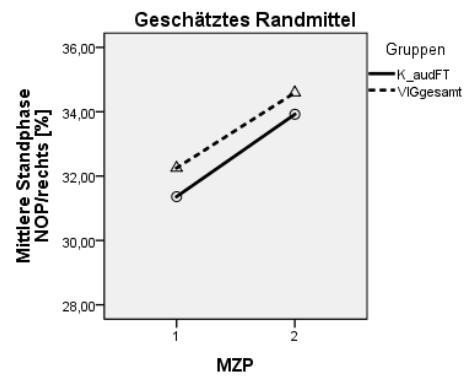


Abbildung 147: Mittlere Standphase OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für mSTPH_{OP/links} zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,40, p = .528$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für mSTPH_{NOP/rechts} zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,12, p = .734$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Bei der mSTPH_{OP/links} gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,65, p = .258, d = 0,16$ und an MZP2 $t(98) = 0,29, p = .386, d = 0,07$.

Bei der mSTPH_{NOP/rechts} gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 1,03, p = .153, d = 0,25$ und an MZP2 $t(98) = 0,99, p = .163, d = 0,24$.

Die FH 2 nach Gleichung (27) kann für mSTPH_{OP/links} als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (27) kann für mSTPH_{NOP/rechts} als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.1.5 Doppelschrittänge

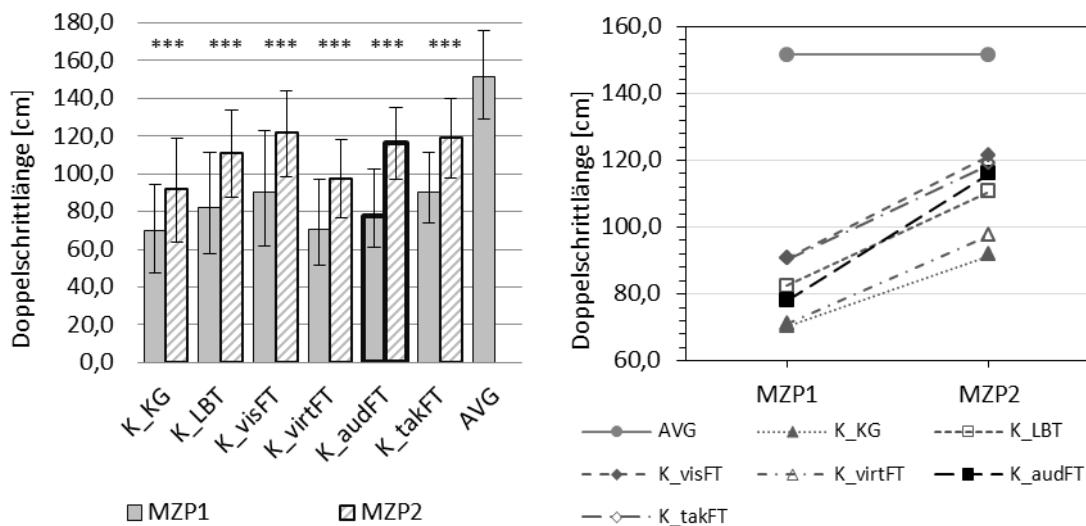


Abbildung 148: Doppelschrittänge Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSL** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 211,37$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .64$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSL** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,44$, $p = .216$, partiellels $\eta^2 = .06$.

Tabelle 48: Statistische Kennwerte - Doppelschrittänge Knie-TEP

Analyse-verfahren	Doppelschrittänge											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
K_KG	1,089	45	.282	0,31	3,457	45	.001	1,01	-5,406	24	<.001	1,08
K_LBT	-0,534	42	.596	0,16	0,833	42	.409	0,25	-5,164	21	<.001	1,10
K_visFT	-1,287	35	.206	0,43	-0,725	35	.474	0,24	-4,893	14	<.001	1,26
K_virtFT	0,877	39	.386	0,27	2,930	39	.006	0,91	-6,849	18	<.001	1,57
K_audFT									-8,405	21	<.001	1,79
K_takFT	-1,733	42	.090	0,52	-0,414	42	.681	0,12	-5,781	21	<.001	1,23
AVG	11,245	63	<.001	2,94	5,796	63	<.001	1,51				

* zu K_audFT

Bei der DSL gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = 11,24$, $p = <.001$, $d = 2,94$ und an MZP2 $t(63) = 5,79$, $p = <.001$, $d = 1,51$.

Die DSL des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -8,40$, $p = <.001$, $d_z = 1,79$.

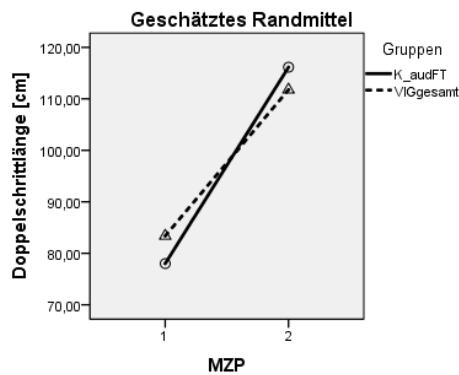


Abbildung 149: Doppelschrittänge - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **DSL** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZF x Gruppe** $F(1,98) = 3,30, p = .072$, partielles $\eta^2 = .03$.

Bei der **DSL** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZF1 $t(98) = 0,80, p = .213, d = 0,19$ und an MZF2 $t(98) = -0,79, p = .217, d = 0,19$.

Die FH 1 nach Gleichung (15) kann für **DSL** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (28) kann für **DSL** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.1.6 Doppelstandphase

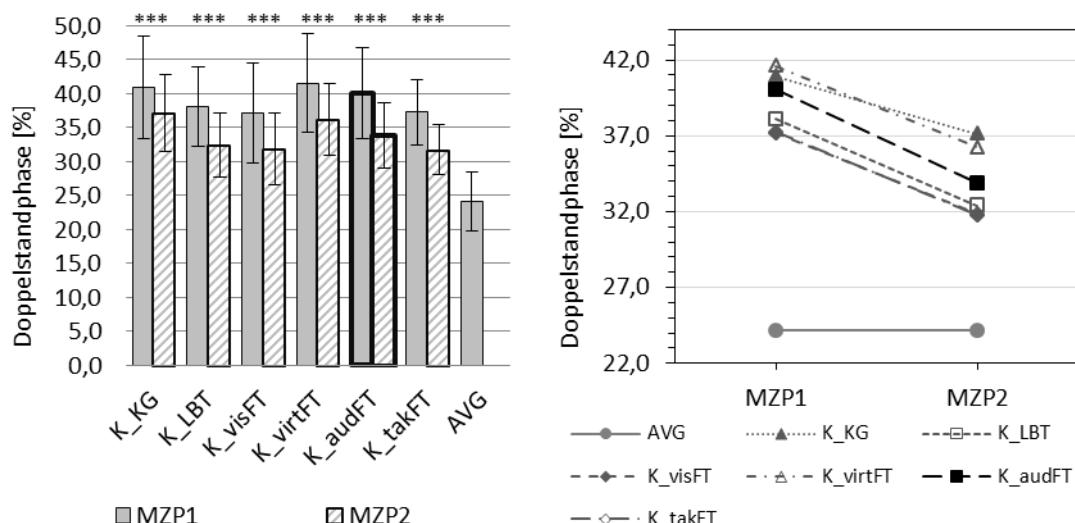


Abbildung 150: Doppelstandphase Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und Avg

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZF)** $F(1,119) = 133,58$, $p < .001$, partielle $\eta^2 = .53$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZF x Gruppe** $F(5,119) = 0,61$, $p = .695$, partielle $\eta^2 = .03$.

Tabelle 49: Statistische Kennwerte - Doppelstandphase Knie-TEP

Analyse-verfahren	Doppelstandphase											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZF1				MZF2				MZF1 → MZF2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
K_KG	-0,419	45	.677	0,12	-2,051	45	.046	0,60	3,333	24	.001	0,66
K_LBT	0,993	42	.326	0,29	1,018	42	.315	0,30	4,015	21	.001	0,84
K_visFT	1,183	35	.245	0,39	1,193	35	.241	0,39	3,713	14	.001	0,95
K_virtFT	-0,704	39	.485	0,22	-1,448	39	.156	0,45	6,403	18	<.001	1,46
K_audFT									6,514	21	<.001	1,38
K_takFT	1,522	42	.135	0,45	1,617	42	.113	0,48	7,233	21	<.001	1,54
AVG	-11,301	63	<.001	2,96	-8,107	63	<.001	2,12				

*zu K_audFT

Bei der DSTPH gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZF1 $t(63) = -11,30$, $p = <.001$, $d = 2,96$ und an MZF2 $t(63) = -8,10$, $p = <.001$, $d = 2,12$.

Die DSTPH des **audFT** ist an MZF2 signifikant kleiner als an MZF1 $t(21) = 6,51$, $p = <.001$, $d_z = 1,38$.

Die FH 1 nach Gleichung (16) kann für **DSTPH** als bestätigt angesehen werden.

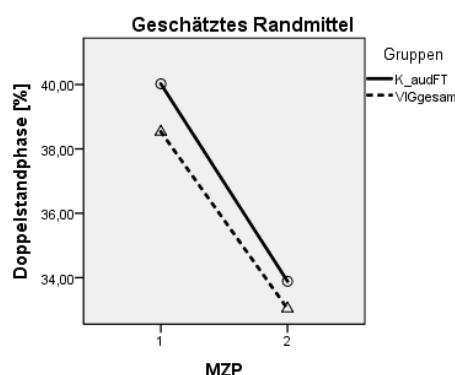


Abbildung 151: Doppelstandphase - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **DSTPH** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZF x Gruppe** $F(1,98) = 0,30$, $p = .586$, partielle $\eta^2 = .00$.

Bei der DSTPH gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = -0,93$, $p = .178$, $d = 0,22$ und an MZP2 $t(98) = -0,69$, $p = .244$, $d = 0,17$.

Die FH 2 nach Gleichung (29) kann für **DSTPH** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.1.7 Kadenz

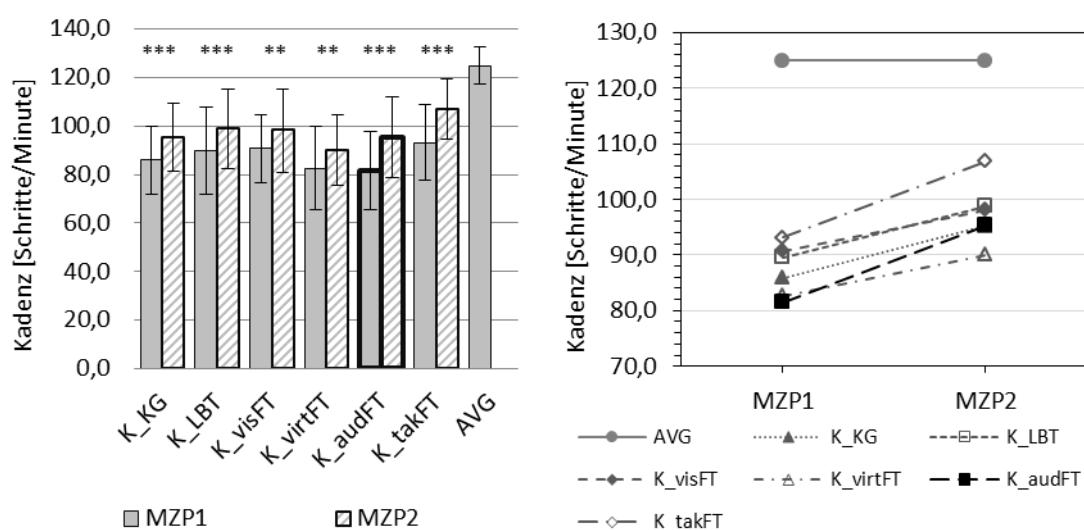


Abbildung 152: Kadenz Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **KD** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 131,40$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .53$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **KD** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,77$, $p = .123$, partielles $\eta^2 = .07$.

Tabelle 50: Statistische Kennwerte - Kadenz Knie-TEP

Analyse-verfahren	Kadenz											
	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
K_KG	-0,977	45	.334	0,28	0,024	45	.981	0,00	-5,660	24	<.001	1,13
K_LBT	-1,524	42	.135	0,46	-0,681	42	.500	0,20	-3,342	21	.001	0,71
K_visFT	-1,726	35	.093	0,57	-0,494	35	.624	0,16	-3,007	14	.004	0,77
K_virtFT	-0,201	39	.842	0,06	1,032	39	.309	0,32	-2,913	18	.004	0,66
K_audFT									-6,977	21	<.001	1,48
K_takFT	-2,380	42	.022	0,71	-2,535	42	.015	0,76	-9,745	21	<.001	2,07
Avg	14,434	63	<.001	3,78	9,638	63	<.001	2,52				

* zu K_audFT

Bei der KD gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = 14,43, p = <.001, d = 3,78$ und an MZP2 $t(63) = 9,63 p = <.001, d = 2,52$.

Die KD des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -6,97 p = <.001, d_z = 1,48$.

Die FH 1 nach Gleichung (17) kann für **KD** als bestätigt angesehen werden.

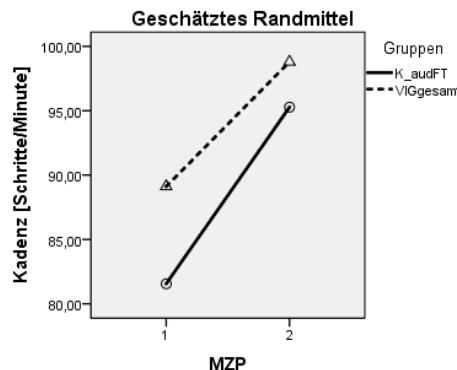


Abbildung 153: Kadenz - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **KD** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 2,70, p = .104$, partielles $\eta^2 = .03$.

Bei der KD gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 1,86, p = .033, d = 0,46$ jedoch nicht an MZP2 $t(98) = 0,89 p = .190, d = 0,21$.

Die FH 2 nach Gleichung (30) kann für **KD** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.1.8 Geschwindigkeit

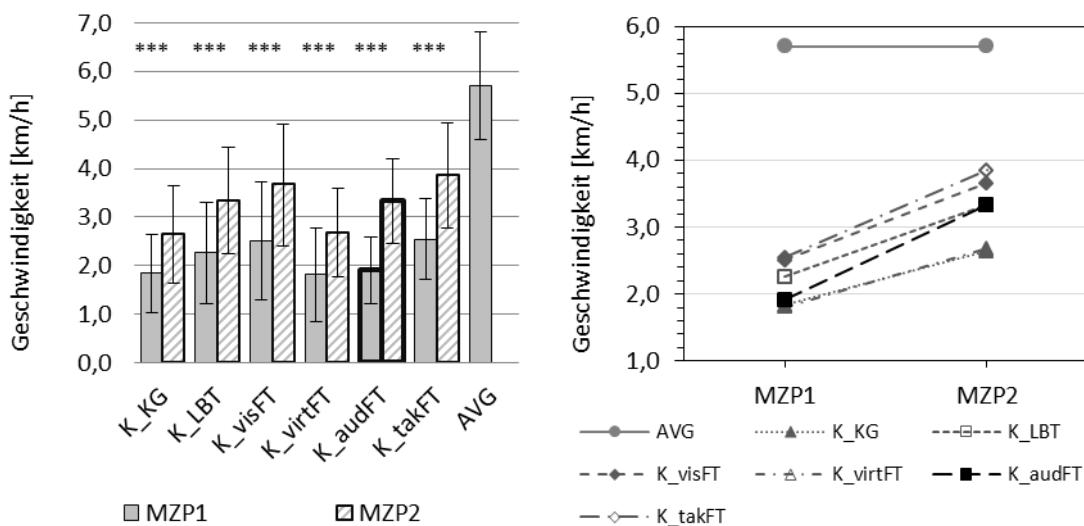


Abbildung 154: Geschwindigkeit Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **v** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 257,72$, $p < .001$, partielles $\eta^2 = .68$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **v** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 2,26$, $p = .053$, partielles $\eta^2 = .09$.

Tabelle 51: Statistische Kennwerte - Geschwindigkeit Knie-TEP

Geschwindigkeit												
Analyse-verfahren	T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben			
	MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2			
	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
K_KG	0,318	45	.752	0,09	2,428	45	.018	0,71	-5,814	24	<.001	1,16
K_LBT	-1,284	42	.206	0,38	0,009	42	.993	0,12	-5,149	21	<.001	1,09
K_visFT	-1,876	35	.069	0,62	-0,913	35	.367	0,30	-5,530	14	<.001	1,42
K_virtFT	0,374	39	.711	0,11	2,289	39	.028	0,71	-7,044	18	<.001	1,61
K_audFT									-9,087	21	<.001	1,93
K_takFT	-2,694	42	.010	0,81	-1,730	42	.091	0,52	-8,319	21	<.001	1,77
Avg	14,555	63	<.001	3,80	8,637	63	<.001	2,26				

* zu K_audFT

Bei der Geschwindigkeit gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = 14,55$, $p = <.001$, $d = 3,80$ und an MZP2 $t(63) = 8,63$, $p = <.001$, $d = 2,26$.

Die Geschwindigkeit des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = 8,63$ $p = <.001$, $d_z = 1,93$.

Die FH 1 nach Gleichung (18) kann für **v** als bestätigt angesehen werden.

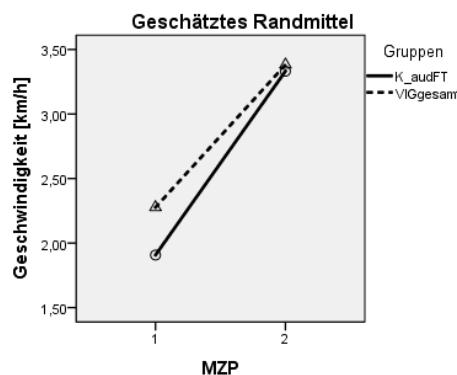


Abbildung 155: Geschwindigkeit - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **v** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 2,21, p = .091$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Bei der Geschwindigkeit gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(98) = 1,55, p = .062, d = 0,37$ und an MZP2 $t(98) = 0,18, p = .428, d = 0,04$.

Die FH 2 nach Gleichung (31) kann für **v** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.2 Ergebnisse - Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf

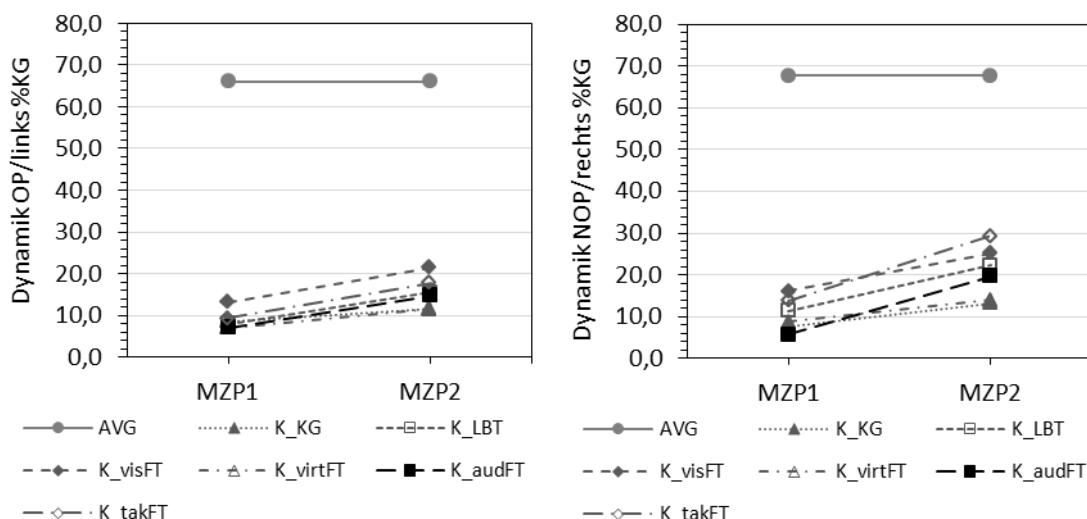
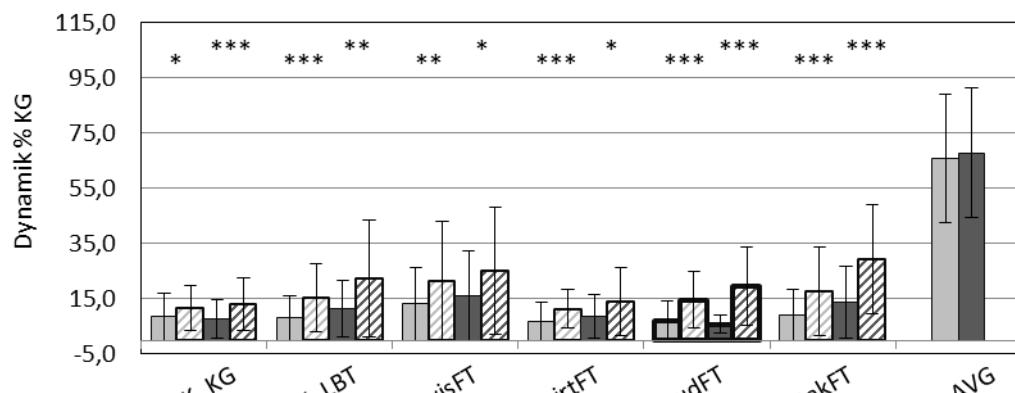


Abbildung 156: Dynamik Knie-TEP-Patienten

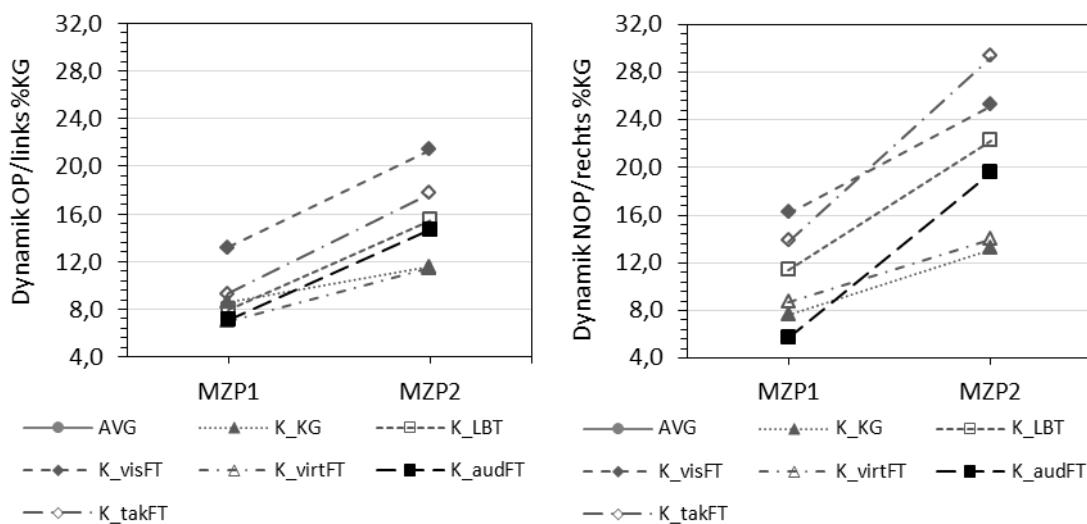


Abbildung 157: Dynamik Knie-TEP-Patienten, detailliertere Darstellung der IGs und der KG, ohne AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZF)** $F(1,119) = 53,75$, $p < .001$, partielle $\eta^2 = .31$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZF x Gruppe** $F(5,119) = 1,16$, $p = .335$, partielle $\eta^2 = .05$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZF)** $F(1,119) = 64,81$, $p < .001$, partielle $\eta^2 = .35$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **D%KG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZF x Gruppe** $F(5,119) = 2,08$, $p = .073$, partielle $\eta^2 = .08$.

Tabelle 52: Statistische Kennwerte - Dynamik Knie-TEP

Dynamik																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	
K_KG	OP/links	-1,048	45	.300	0,30	1,128	45	.265	0,33	-1,773	24	.044	0,35	MZF1	0,785	24	.440	0,16
	NOP/rechts	-1,125	45	.267	0,32	1,787	45	.081	0,52	-4,550	24	<.001	0,91	MZF2	-1,161	24	.257	0,23
K_LBT	OP/links	-0,622	42	.537	0,18	-0,219	42	.828	0,06	-3,300	21	.001	0,70	MZF1	-1,917	21	.069	0,41
	NOP/rechts	-2,459	42	.018	0,74	-0,482	42	.632	0,14	-3,053	21	.003	0,65	MZF2	-2,584	21	.017	0,55
K_visFT	OP/links	-1,563	35	.127	0,52	-1,222	35	.230	0,40	-2,732	14	.008	0,71	MZF1	-2,976	14	.010	0,77
	NOP/rechts	-2,858	35	.007	0,95	-0,880	35	.385	0,29	-1,760	14	.050	0,45	MZF2	-1,391	14	.186	0,36
K_virtFT	OP/links	0,130	39	.897	0,04	1,133	39	.264	0,35	-4,092	18	<.001	0,94	MZF1	-1,645	18	.117	0,38
	NOP/rechts	-1,564	39	.126	0,49	1,316	39	.196	0,41	-2,152	18	.022	0,49	MZF2	-1,528	18	.144	0,35
K_audFT	OP/links									-3,330	21	.001	0,71	MZF1	2,618	21	.016	0,56
	NOP/rechts									-4,530	21	<.001	0,97	MZF2	-3,052	21	.006	0,65
K_takFT	OP/links	-1,435	42	.159	0,43	-0,710	42	.482	0,21	-3,461	21	.001	0,74	MZF1	-2,190	21	.040	0,47
	NOP/rechts	-2,705	42	.010	0,81	-1,811	42	.077	0,54	-5,421	21	<.001	1,16	MZF2	-4,380	21	<.001	0,93
AVG	OP/links	11,581	63	<.001	3,03	9,659	63	<.001	2,53					MZF1	-1,522	42	.135	0,23
	NOP/rechts	12,123	63	<.001	3,17	8,673	63	<.001	2,27					MZF2	-1,522	42	.135	0,23

* zu K_audFT

Bei der D%KG_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZF1 $t(63) = 11,58$, $p = <.001$, $d = 3,03$ und an MZF2 $t(63) = 9,65$, $p = <.001$, $d = 2,53$.

Bei der D%KG_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZF1, $t(62) = 12,12$, $p = <.001$, $d = 3,17$ und an MZF2 $t(62) = 8,67$, $p = <.001$, $d = 2,27$.

Die D%KG_{OP} des **audFT** ist an MZF2 signifikant größer als an MZF1 $t(21) = -3,33$, $p = .001$, $d_z = 0,71$.

Die D%KG_{NOP} des **audFT** ist an MZF2 signifikant größer als an MZF1 $t(21) = -4,53$, $p = <.001$, $d_z = 0,96$.

Die FH 1 nach Gleichung (19) kann für **D%KG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.
 Die FH 1 nach Gleichung (19) kann für **D%KG_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

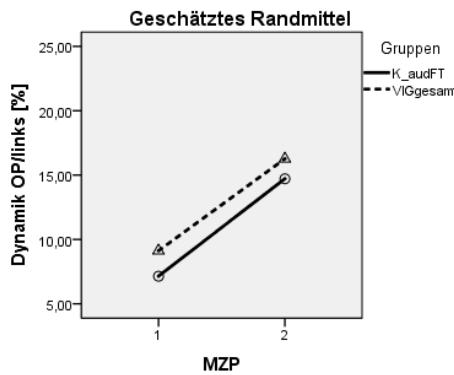


Abbildung 158: Dynamik OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

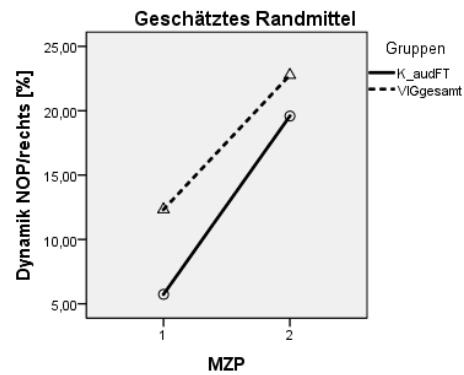


Abbildung 159: Dynamik NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **D%KG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,03, p = .862$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **D%KG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,87, p = .354$, partiellels $\eta^2 = .01$.

Bei der **D%KG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,97, p = .167, d = 0,24$ und an MZP2 $t(98) = 0,47, p = .328, d = 0,11$.

Bei der **D%KG_{NOP/rechts}** gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 2,48, p = .008, d = 0,60$ und jedoch nicht an MZP2 $t(98) = 0,68, p = .248, d = 0,17$.

Die FH 2 nach Gleichung (32) kann für **D%KG_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (32) kann für **D%KG_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Zur Veranschaulichung der Dynamik wird nachfolgend der Kraft-Zeit-Verlauf der einzelnen IGs und der KG jeweils in Bezug zur AVG grafisch dargestellt.

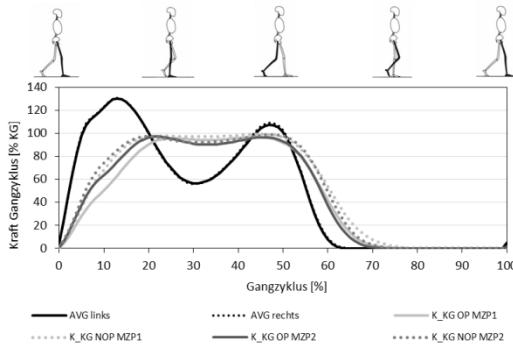


Abbildung 160: Kraft Gangzyklus - K_KG

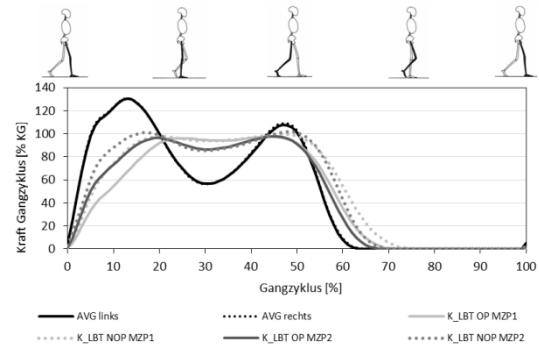


Abbildung 161: Kraft Gangzyklus - K_LBT

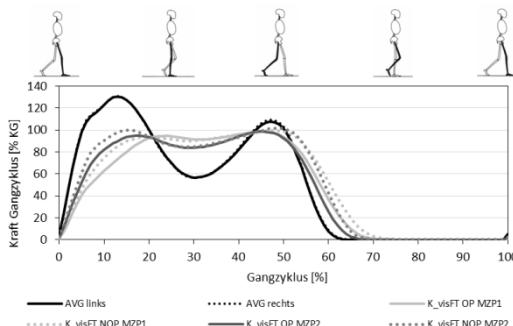


Abbildung 162: Kraft Gangzyklus - K_visFT

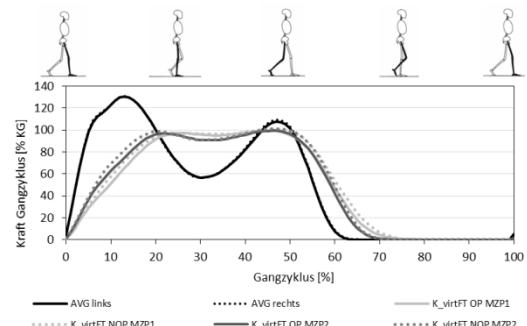


Abbildung 163: Kraft Gangzyklus - K_virtFT

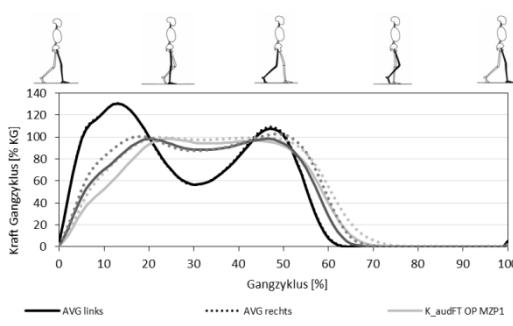


Abbildung 164: Kraft Gangzyklus - K_audFT

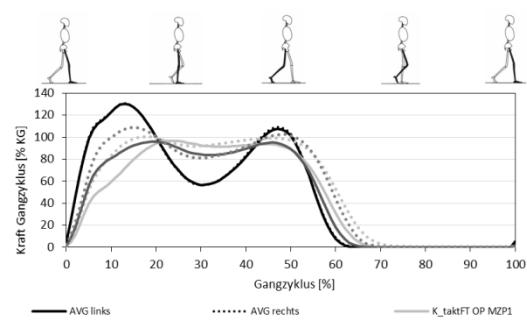


Abbildung 165: Kraft Gangzyklus - K_taktFT

5.3.3 Ergebnisse - Bewegungsumfänge

5.3.3.1 Bewegungsumfang Becken

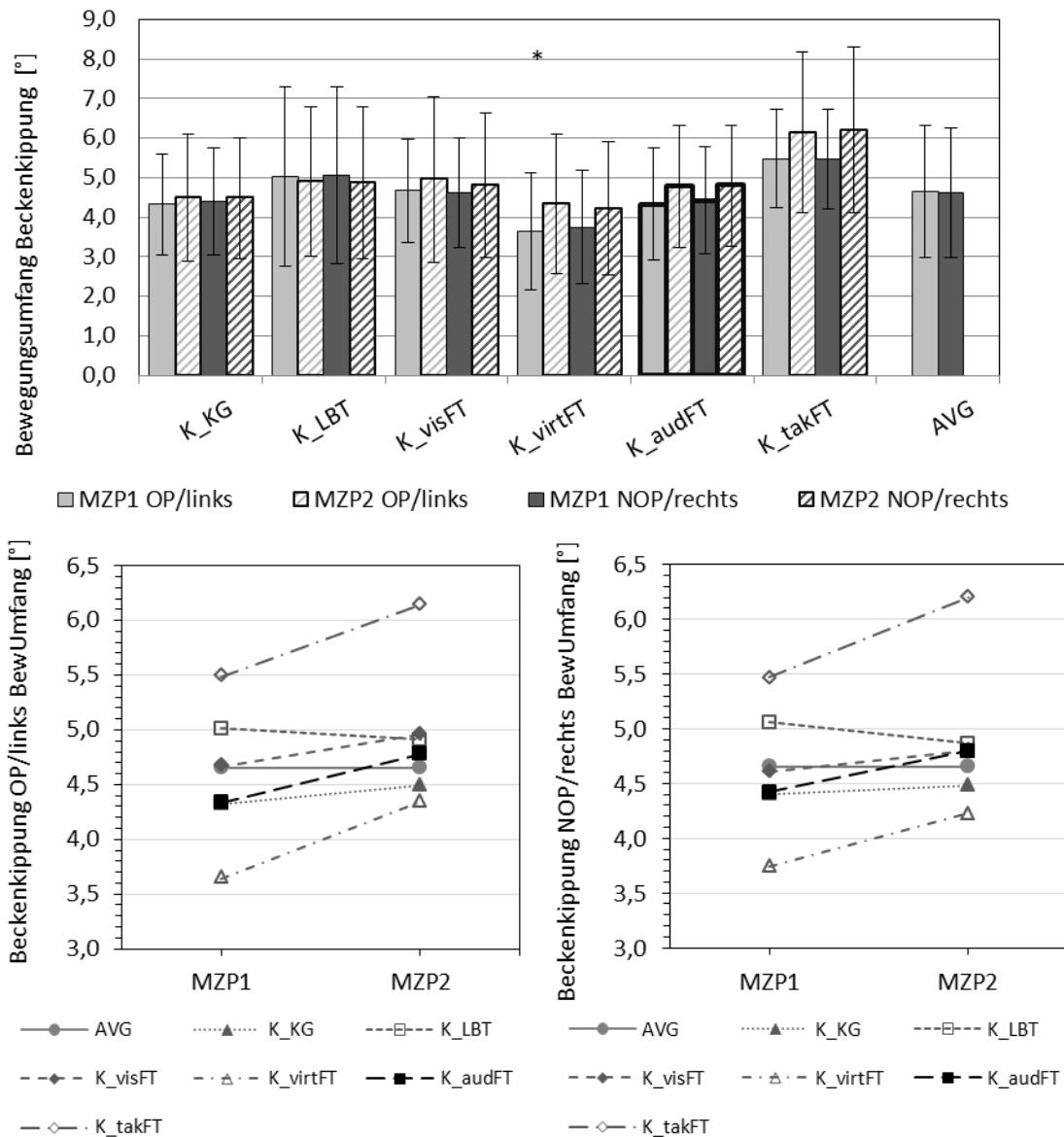


Abbildung 166: Bewegungsumfang Becken Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 4,26$, $p = .041$, partiellels $\eta^2 = .04$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,53$, $p = .750$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/rechts}** zeigt keinen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 2,65$, $p = .106$, partiellels $\eta^2 = .02$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 0,64$, $p = .667$, partielle $\eta^2 = .03$.

Tabelle 53: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Becken Knie-TEP

Bewegungsumfang Becken																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>dz</i>	<i>T</i>	<i>df</i>	<i>p</i>	<i>d</i>	
K_KG	OP/links	0,033	45	.974	0,01	0,614	45	.542	0,17	-0,633	24	.267	0,13	MZP1	-1,569	24	.130	0,31
	NOP/rechts	0,048	45	.962	0,01	0,680	45	.500	0,19	-0,292	24	.387	0,06	MZP2	0,099	24	.922	0,02
K_LBT	OP/links	-1,172	42	.248	0,35	-0,256	42	.799	0,07	0,197	21	.423	0,04	MZP1	-0,422	21	.677	0,09
	NOP/rechts	-1,114	42	.272	0,33	-0,135	42	.893	0,04	0,402	21	.346	0,09	MZP2	0,476	21	.639	0,10
K_visFT	OP/links	-0,708	35	.484	0,23	-0,291	35	.772	0,09	-0,514	14	.308	0,13	MZP1	0,816	14	.428	0,21
	NOP/rechts	-0,396	35	.695	0,13	-0,010	35	.992	0,00	-0,398	14	.348	0,10	MZP2	0,862	14	.403	0,22
K_virtFT	OP/links	1,499	39	.142	0,46	0,827	39	.413	0,25	-2,055	18	.028	0,47	MZP1	-1,052	18	.307	0,24
	NOP/rechts	1,514	39	.138	0,47	1,100	39	.278	0,34	-1,280	18	.109	0,29	MZP2	1,701	18	.106	0,39
K_audFT	OP/links									-1,041	21	.155	0,22	MZP1	-0,725	21	.477	0,15
	NOP/rechts									-0,849	21	.203	0,18	MZP2	-0,390	21	.700	0,08
K_takFT	OP/links	-2,804	42	.008	0,84	-2,451	42	.018	0,73	-1,512	21	.073	0,32	MZP1	0,350	21	.730	0,07
	NOP/rechts	-2,574	42	.014	0,77	-2,477	42	.017	0,74	-1,663	21	.056	0,35	MZP2	-1,182	21	.250	0,25
AVG	OP/links	-0,762	63	.449	0,20	0,292	63	.771	0,07					MZP1	0,499	42	.620	0,08
	NOP/rechts	-0,480	63	.633	0,12	0,405	63	.687	0,10									

* zu K_audFT

Bei dem **BUB_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = -0,76$, $p = .449$, $d = 0,20$ und an MZP2 $t(63) = 0,29$, $p = <.771$, $d = 0,07$.

Bei dem **BUB_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1, $t(63) = -0,48$, $p = .633$, $d = 0,12$ und an MZP2 $t(63) = 0,40$, $p = <.687$, $d = 0,10$.

Der **BUB_{OP}** des **audFT** ist an MZP2 nicht signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -1,04$, $p = .155$, $d_z = 0,22$.

Der **BUB_{NOP}** des **audFT** ist an MZP2 nicht signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -0,84$, $p = .203$, $d_z = 0,18$.

Die FH 1 nach Gleichung (20) kann für **BUB_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (20) kann für **BUB_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

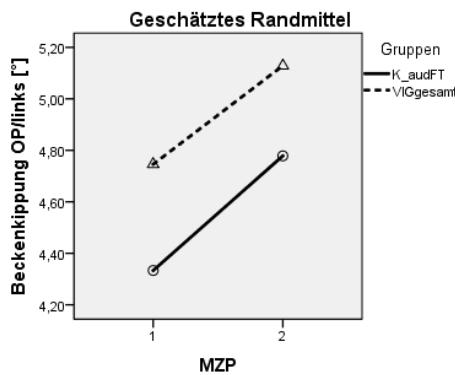


Abbildung 167: Beckenkippung OP/links -
VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

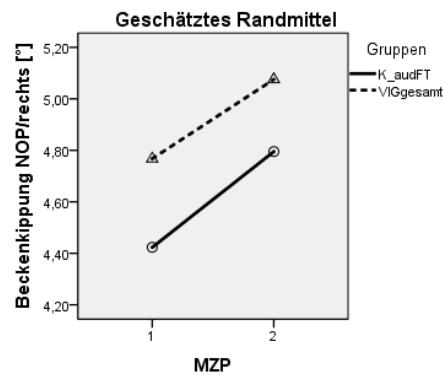


Abbildung 168: Beckenkippung NOP/rechts
- VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUB_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,02$, $p = .899$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUB_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 0,02$, $p = .895$, partiellels $\eta^2 = .00$.

Bei dem **BUB_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,99$, $p = .164$, $d = 0,24$ und an MZP2 $t(98) = 0,74$, $p = .232$, $d = 0,18$.

Bei dem **BUB_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,84$, $p = .203$, $d = 0,20$ und an MZP2 $t(98) = 0,59$, $p = .278$, $d = 0,14$.

Die FH 2 nach Gleichung (33) kann für **BUB_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (33) kann für **BUB_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden

5.3.3.2 Bewegungsumfang Hüftgelenk

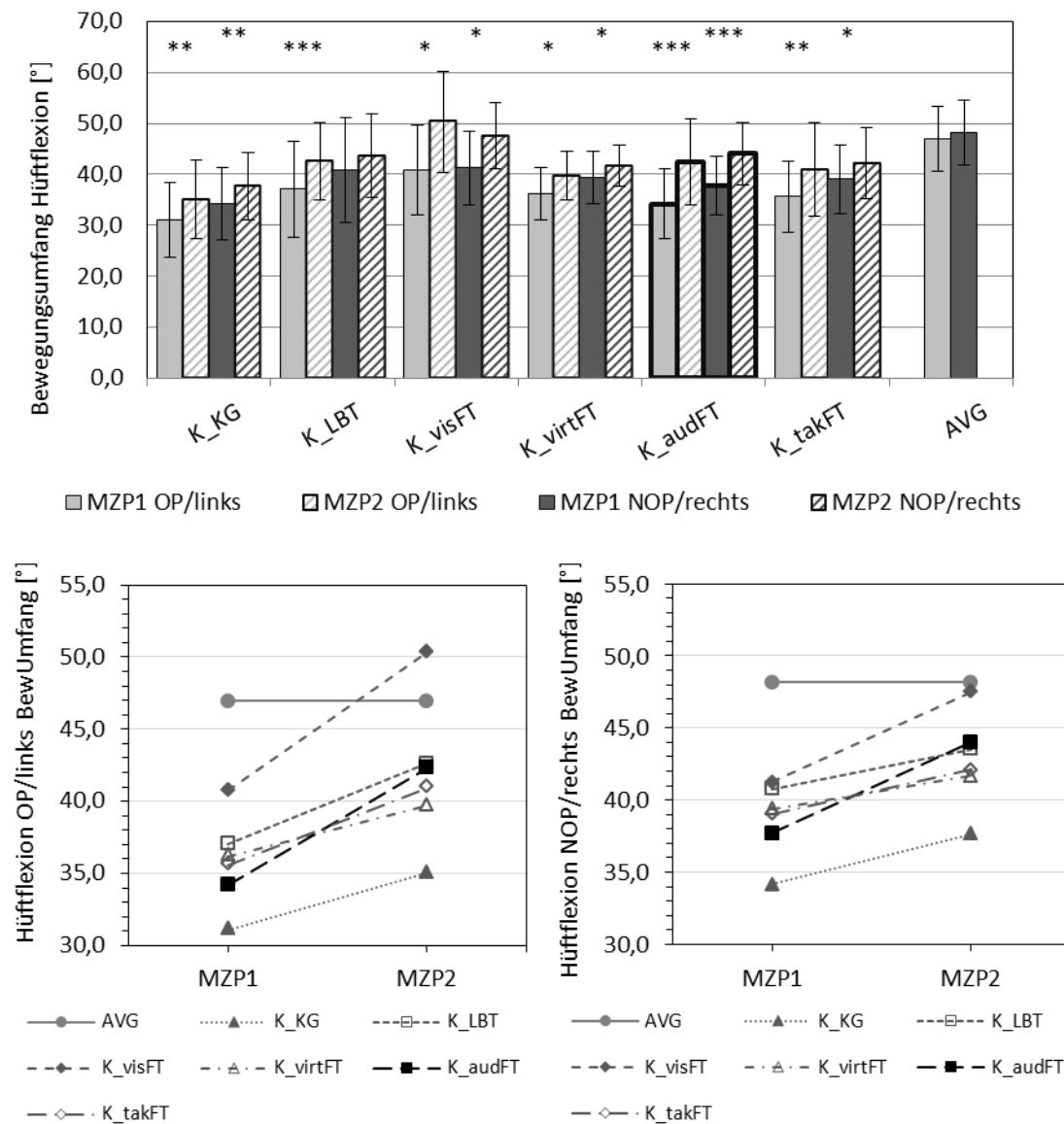


Abbildung 169: Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 66,41$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .36$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,57$, $p = .173$, partiellels $\eta^2 = .06$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 44,32$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .27$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,39$, $p = .232$, partiellels $\eta^2 = .06$.

Tabelle 54: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP

Bewegungsumfang Hüftgelenk																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
K_KG	OP/links	1,470	45	.148	0,43	3,038	45	.004	0,88	-3,319	24	.002	0,66	MZP1	-2,897	24	.008	0,58
	NOP/rechts	1,820	45	.075	0,53	3,339	45	.002	0,97	-3,236	24	.002	0,65	MZP2	-1,947	24	.063	0,39
K_LBT	OP/links	-1,121	42	.269	0,33	-0,107	42	.915	0,03	-3,751	21	<.001	0,80	MZP1	-2,794	21	.011	0,60
	NOP/rechts	-1,195	42	.239	0,36	0,224	42	.824	0,06	-1,651	21	.057	0,35	MZP2	-0,823	21	.420	0,18
K_visFT	OP/links	-2,458	35	.019	0,82	-2,567	35	.015	0,86	-2,532	14	.012	0,65	MZP1	-0,358	14	.726	0,09
	NOP/rechts	-1,598	35	.119	0,53	-1,607	35	.117	0,53	-2,607	14	.011	0,67	MZP2	1,435	14	.173	0,37
K_virtFT	OP/links	-0,998	39	.324	0,31	1,186	39	.243	0,37	-2,220	18	.020	0,51	MZP1	-2,535	18	.021	0,58
	NOP/rechts	-0,953	39	.346	0,29	1,383	39	.175	0,43	-2,235	18	.019	0,51	MZP2	-1,735	18	.100	0,40
K_audFT	OP/links									-5,602	21	<.001	1,19	MZP1	-2,492	21	.021	0,53
	NOP/rechts									-6,303	21	<.001	1,34	MZP2	-1,105	21	.281	0,24
K_takFT	OP/links	-0,643	42	.524	0,19	0,518	42	.607	0,15	-3,329	21	.002	0,71	MZP1	-2,437	21	.024	0,52
	NOP/rechts	-0,685	42	.497	0,20	0,946	42	.349	0,28	-1,830	21	.041	0,39	MZP2	-0,820	21	.422	0,17
AVG	OP/links	-7,245	63	<.001	1,89	-2,409	63	.019	0,63					MZP1	-2,023	42	.049	0,31
	NOP/rechts	-6,278	63	<.001	1,64	-2,443	63	.017	0,64									

* zu K_audFT

Bei dem BUHG_{OP/links} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** sowohl an MZP1 $t(63) = -7,245$, $p = <.001$, $d = 1,89$ und an MZP2 $t(63) = -2,40$, $p = .019$, $d = 0,63$.

Bei dem BUHG_{NOP/rechts} gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(63) = -6,27$, $p = <.001$, $d = 1,64$ jedoch nicht an MZP2 $t(63) = -2,44$, $p = .017$, $d = 0,64$.

Der BUHG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -5,60$, $p = <.001$, $d_z = 1,19$.

Der BUHG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -6,30$, $p = <.001$, $d_z = 1,34$.

Die FH 1 nach Gleichung (21) kann für **BUHG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (21) kann für **BUHG_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

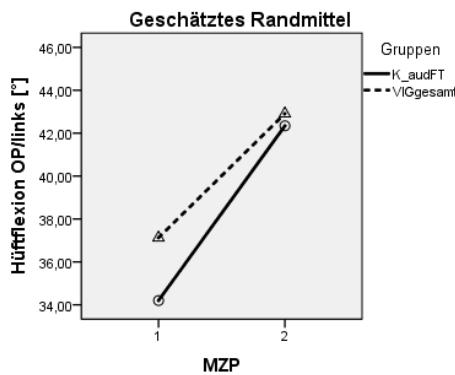


Abbildung 170: Hüftflexion OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

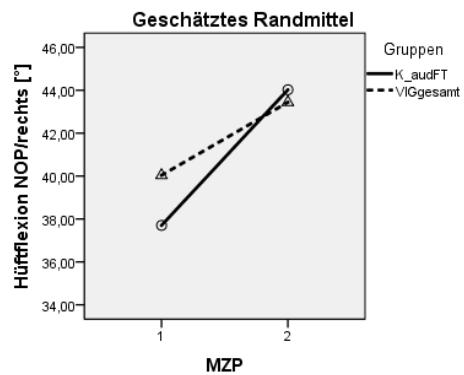


Abbildung 171: Hüftflexion NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUHG_{OP/links}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 1,27$, $p = .263$, partielles $\eta^2 = .01$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUHG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 2,99$, $p = .087$, partielles $\eta^2 = .03$.

Bei dem **BUHG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 1,55$, $p = .062$, $d = 0,38$ und an MZP2 $t(98) = 0,27$, $p = .395$, $d = 0,07$.

Bei dem **BUHG_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 1,30$, $p = .098$, $d = 0,31$ und an MZP2 $t(98) = -0,35$, $p = .364$, $d = 0,08$.

Die FH 2 nach Gleichung (34) kann für **BUHG_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (34) kann für **BUHG_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.3.3 Bewegungsumfang Kniegelenk

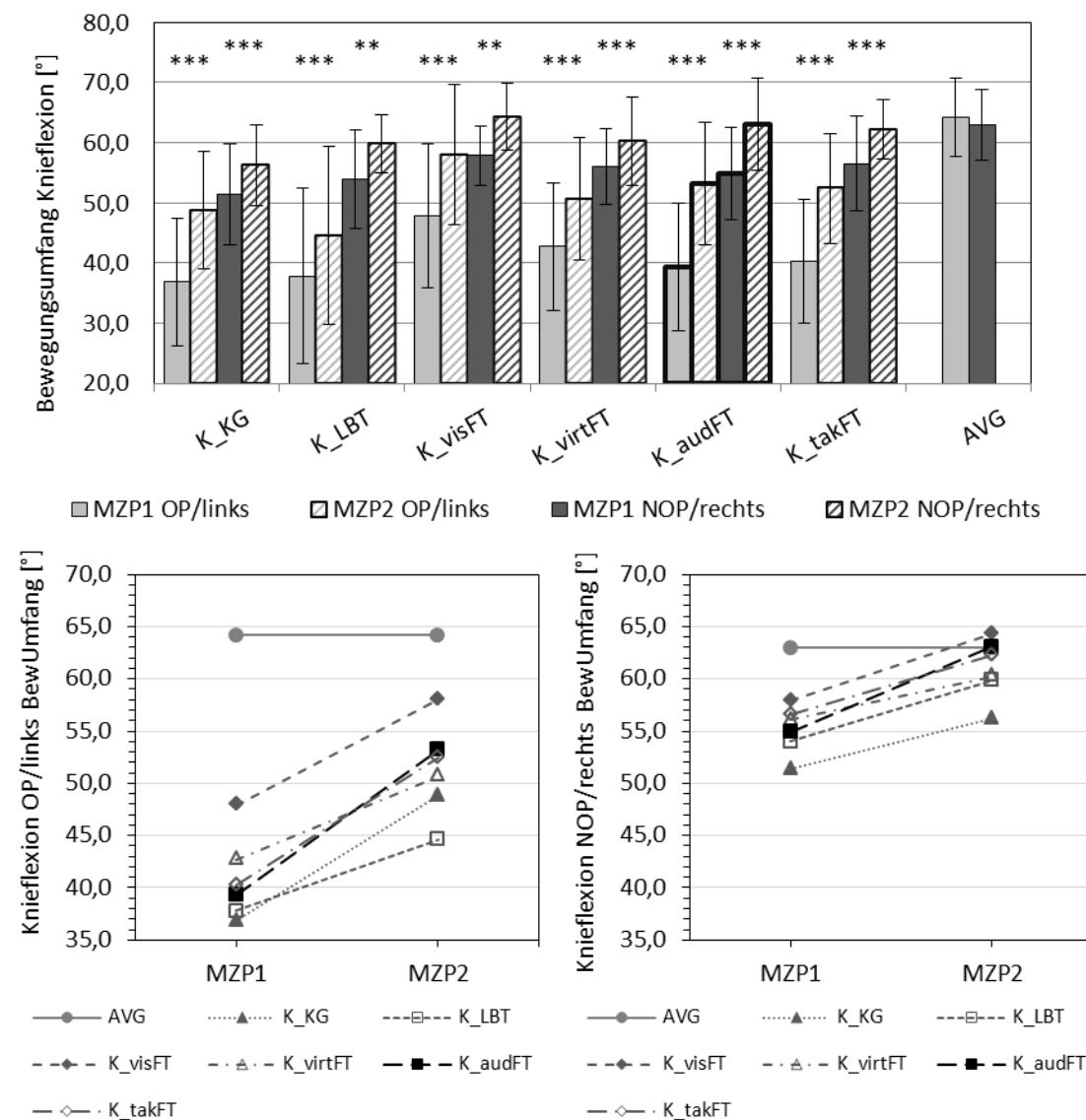


Abbildung 172: Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/links}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 306,49$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .72$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 3,61$, $p = .004$, partiellels $\eta^2 = .13$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 111,41$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .48$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 1,10$, $p = .360$, partiellels $\eta^2 = .04$.

Tabelle 55: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP

Bewegungsumfang Kniegelenk																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*							T-Test abhängiger Stichproben									
		MZP1			MZP2			MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP						
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz					
K_KG	OP/links	0,782	45	.438	0,22	1,482	45	.145	0,43	-9,049	24	<.001	1,81	MZP1	-6,467	24	<.001	1,29
	NOP/rechts	1,468	45	.149	0,11	3,207	45	.002	0,93	-4,695	24	<.001	0,94	MZP2	-4,259	24	<.001	0,85
K_LBT	OP/links	0,379	42	.707	0,11	2,190	42	.034	0,66	-4,712	21	<.001	1,00	MZP1	-5,623	21	<.001	1,20
	NOP/rechts	0,362	42	.719	0,10	1,644	42	.108	0,49	-3,179	21	.003	0,68	MZP2	-4,764	21	<.001	1,02
K_visFT	OP/links	-2,231	35	.032	0,74	-1,296	35	.204	0,43	-5,032	14	<.001	1,30	MZP1	-3,028	14	.009	0,78
	NOP/rechts	-1,302	35	.201	0,43	-0,497	35	.623	0,16	-3,505	14	.002	0,90	MZP2	-2,227	14	.043	0,58
K_virtFT	OP/links	-0,996	39	.325	0,31	0,762	39	.450	0,23	-7,377	18	<.001	1,69	MZP1	-5,810	18	<.001	1,33
	NOP/rechts	-0,528	39	.600	0,16	1,180	39	.245	0,37	-4,582	18	<.001	1,05	MZP2	-4,290	18	<.001	0,98
K_audFT	OP/links									-9,121	21	<.001	1,94	MZP1	-8,403	21	<.001	1,79
	NOP/rechts									-7,204	21	<.001	1,54	MZP2	-5,398	21	<.001	1,15
K_takFT	OP/links	-0,287	42	.775	0,08	0,266	42	.792	0,08	-8,882	21	<.001	1,89	MZP1	-8,768	21	<.001	1,87
	NOP/rechts	-0,693	42	.492	0,20	0,447	42	.657	0,13	-4,696	21	<.001	1,00	MZP2	-6,060	21	<.001	1,29
AVG	OP/links	-11,477	63	<.001	3,00	-5,184	63	<.001	1,35					MZP1	1,955	42	.057	0,30
	NOP/rechts	-4,656	63	<.001	1,22	0,079	63	.937	0,02									

* zu K_audFT

Bei dem $\text{BUKG}_{\text{OP}/\text{links}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** an MZP1 $t(63) = -11,47$, $p = <.001$, $d = 3,00$ und an MZP2 $t(63) = -5,18$, $p = <.001$, $d = 1,35$.

Bei dem $\text{BUKG}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(63) = -4,65$, $p = <.001$, $d = 1,22$ jedoch nicht an MZP2 $t(63) = 0,07$, $p = .937$, $d = 0,02$.

Der BUKG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -9,12$, $p = <.001$, $d_z = 1,94$.

Der BUKG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -7,20$, $p = <.001$, $d_z = 1,53$.

Die FH 1 nach Gleichung (22) kann für **BUKG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (22) kann für **BUKG_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

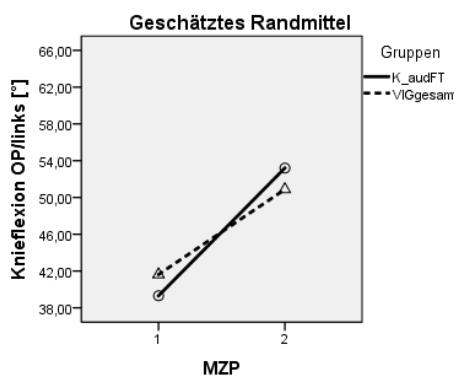


Abbildung 173: Knieflexion OP/links - VIGgesamt und audFT, Knie-TEP

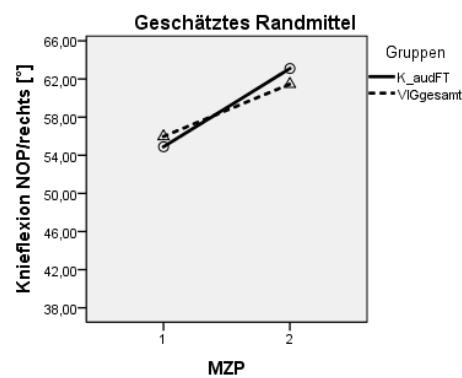


Abbildung 174: Knieflexion NOP/rechts - VIGgesamt und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUKG_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 8,02$, $p = .006$, partiellels $\eta^2 = .08$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUKG_{NOP/rechts}** zeigt keine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 3,21$, $p = .076$, partiellels $\eta^2 = .03$.

Bei dem **BUKG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,78$, $p = .218$, $d = 0,19$ und an MZP2 $t(98) = -0,79$, $p = .217$, $d = 0,19$.

Bei dem **BUKG_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** an MZP1 $t(98) = 0,60$, $p = .273$, $d = 0,15$ und an MZP2 $t(98) = -1,05$, $p = .148$, $d = 0,25$.

Die FH 2 nach Gleichung (35) kann für **BUKG_{OP/links}** als nicht bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (35) kann für **BUKG_{NOP/rechts}** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.3.4 Bewegungsumfang Sprunggelenk

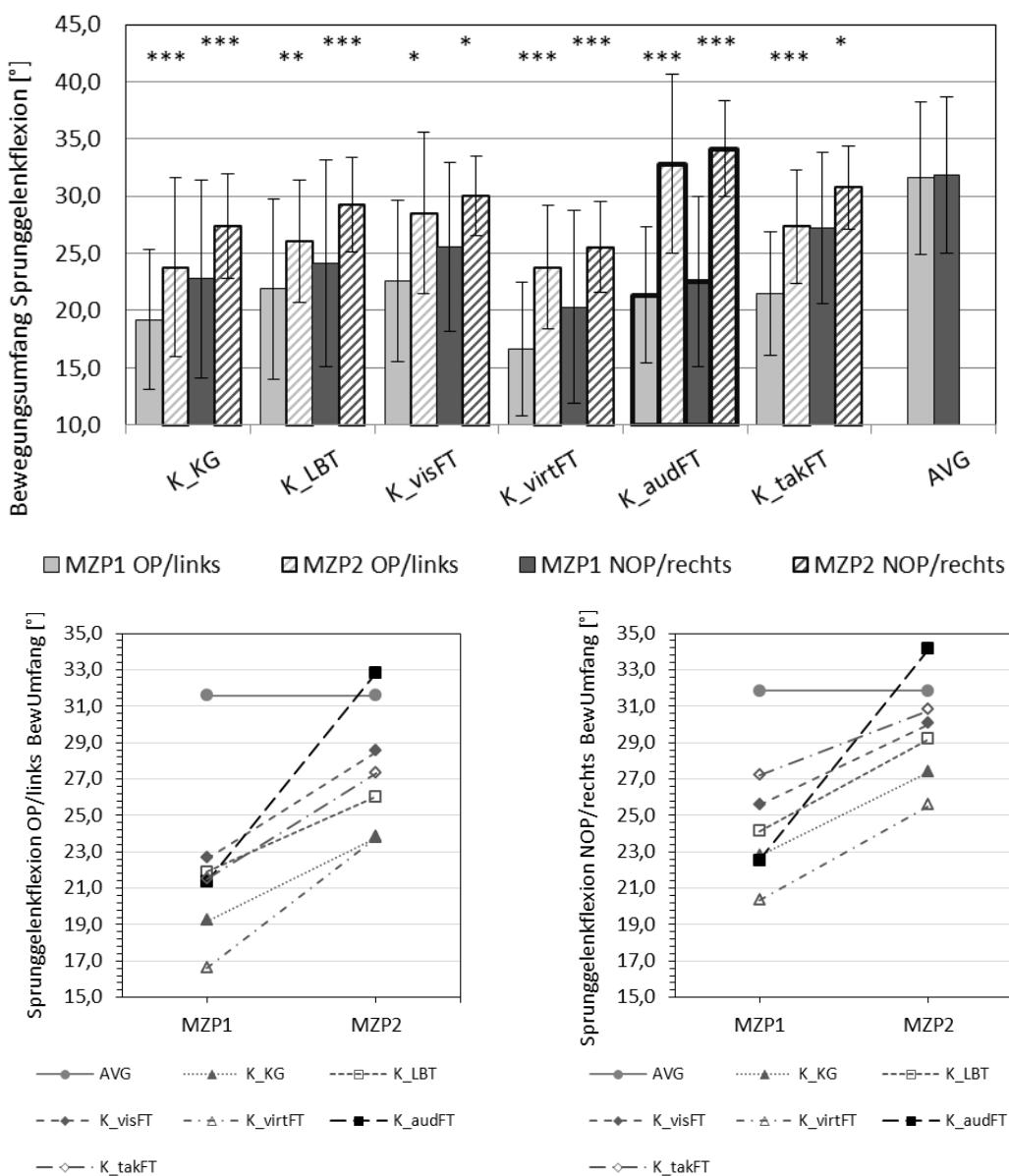


Abbildung 175: Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP-Patienten, OP und NOP aller IGs im Vergleich zur KG und AVG

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/left}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 145,51$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .55$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/left}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 4,44$, $p = .001$, partiellels $\eta^2 = .16$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt einen statistisch signifikanten **Haupteffekt Zeit (MZP)** $F(1,119) = 80,40$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .40$.

Eine ANOVA mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(5,119) = 3,71$, $p = .004$, partiellels $\eta^2 = .14$.

Tabelle 56: Statistische Kennwerte - Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP

Bewegungsumfang Sprunggelenk																		
Analyseverfahren		T-Test unabhängiger Stichproben*								T-Test abhängiger Stichproben								
		MZP1				MZP2				MZP1 → MZP2				zw. OP und NOP				
Gruppen / OP u. NOP		T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz	T	df	p	dz	
K_KG	OP/links	1,186	45	.242	0,34	3,896	45	<.001	1,13	-4,872	24	<.001	0,97	MZP1	-2,696	24	.013	0,54
	NOP/rechts	-0,090	45	.929	0,02	2,648	45	.011	0,77	-3,674	24	<.001	0,73	MZP2	-2,986	24	.006	0,60
K_LBT	OP/links	-0,258	42	.798	0,07	3,303	42	.002	0,99	-3,312	21	.002	0,71	MZP1	-1,706	21	.103	0,36
	NOP/rechts	-0,620	42	.539	0,18	1,983	42	.054	0,59	-4,074	21	<.001	0,87	MZP2	-2,439	21	.024	0,52
K_visFT	OP/links	-0,576	35	.568	0,19	1,678	35	.102	0,56	-2,440	14	.015	0,63	MZP1	-1,796	14	.094	0,46
	NOP/rechts	-1,181	35	.246	0,39	1,664	35	.105	0,55	-2,024	14	.032	0,52	MZP2	-0,865	14	.401	0,22
K_virtFT	OP/links	2,488	39	.017	0,77	4,166	39	<.001	1,30	-7,960	18	<.001	1,83	MZP1	-2,814	18	.011	0,65
	NOP/rechts	0,878	39	.385	0,27	3,542	39	.001	1,10	-4,830	18	<.001	1,11	MZP2	-1,469	18	.159	0,34
K_audFT	OP/links									-9,221	21	<.001	1,97	MZP1	-1,019	21	.320	0,22
	NOP/rechts									-6,359	21	<.001	1,36	MZP2	-0,678	21	.505	0,14
K_takFT	OP/links	-0,095	42	.925	0,02	2,740	42	.009	0,82	-4,556	21	<.001	0,97	MZP1	-3,712	21	.001	0,79
	NOP/rechts	-2,144	42	.038	0,64	1,424	42	.162	0,42	-2,085	21	.025	0,44	MZP2	-2,666	21	.014	0,57
AVG	OP/links	-5,974	63	<.001	1,56	0,659	63	.513	0,17					MZP1	-0,310	42	.758	0,05
	NOP/rechts	-4,932	63	<.001	1,29	1,168	63	.247	0,30					MZP2	-0,310	42	.758	0,05

* zu K_audFT

Bei dem $\text{BUSG}_{\text{OP}/\text{links}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** an MZP1 $t(63) = -5,97$, $p = <.001$, $d = 1,56$ jedoch nicht an MZP2 $t(63) = -0,65$, $p = .513$, $d = 0,17$.

Bei dem $\text{BUSG}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ gibt es einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **AVG** an MZP1, $t(63) = -4,93$, $p = <.001$, $d = 0,67$ jedoch nicht an MZP2 $t(63) = 1,16$, $p = .247$, $d = 0,30$.

Der BUSG_{OP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -9,22$, $p = <.001$, $d_z = 1,96$.

Der BUSG_{NOP} des **audFT** ist an MZP2 signifikant größer als an MZP1 $t(21) = -6,35$, $p = <.001$, $d_z = 1,35$.

Die FH 1 nach Gleichung (23) kann für $\text{BUSG}_{\text{OP}/\text{links}}$ als bestätigt angesehen werden.

Die FH 1 nach Gleichung (23) kann für $\text{BUSG}_{\text{NOP}/\text{rechts}}$ als bestätigt angesehen werden.

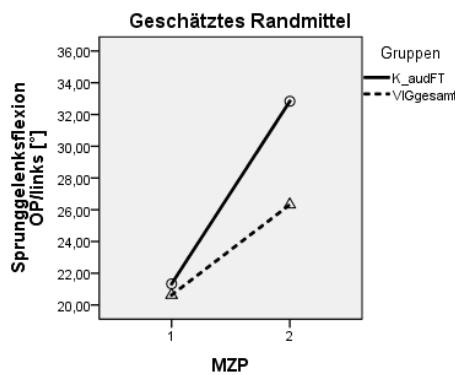


Abbildung 176: Sprunggelenksflexion OP/links - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

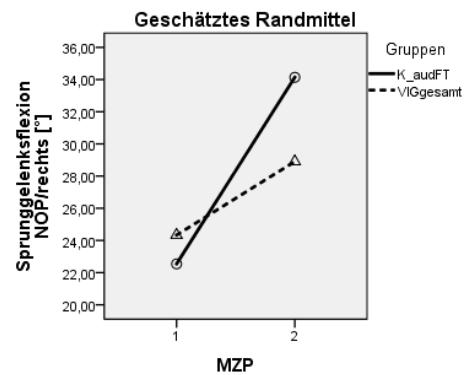


Abbildung 177: Sprunggelenksflexion NOP/rechts - VIG_{gesamt} und audFT, Knie-TEP

VIG_{gesamt}

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUSG_{OP/links}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 14,95$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .13$.

Eine ANOVA_{VIGgesamt} mit Messwiederholung für **BUSG_{NOP/rechts}** zeigt eine statistisch signifikante Interaktion **MZP x Gruppe** $F(1,98) = 16,44$, $p < .001$, partiellels $\eta^2 = .14$.

Bei dem **BUSG_{OP/links}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(98) = -0,42$, $p = .336$, $d = 0,10$ jedoch an MZP2 $t(98) = -4,22$, $p = <.001$, $d = 1,02$.

Bei dem **BUSG_{NOP/rechts}** gibt es keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der **K_audFT** und der **VIG_{gesamt}** sowohl an MZP1 $t(98) = 0,91$, $p = .184$, $d = 0,22$ und an MZP2 $t(98) = -2,91$, $p = .002$, $d = 0,70$.

Die FH 2 nach Gleichung (36) kann für **BUSG_{OP/links}** als bestätigt angesehen werden.

Die FH 2 nach Gleichung (36) kann für **BUSG_{NOP/rechts}** als bestätigt angesehen werden.

5.3.4 Ergebnisse - Bewegungsverläufe

5.3.4.1 Bewegungsverlauf Becken

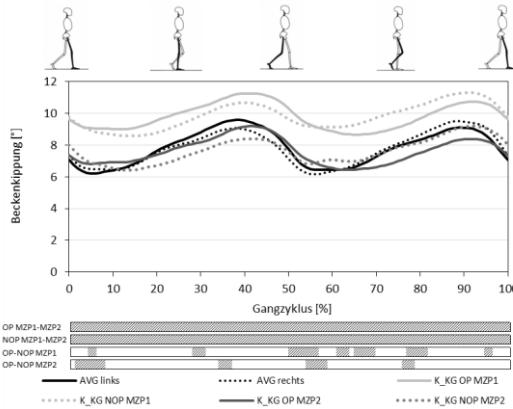


Abbildung 178: Beckenkippung - K_KG

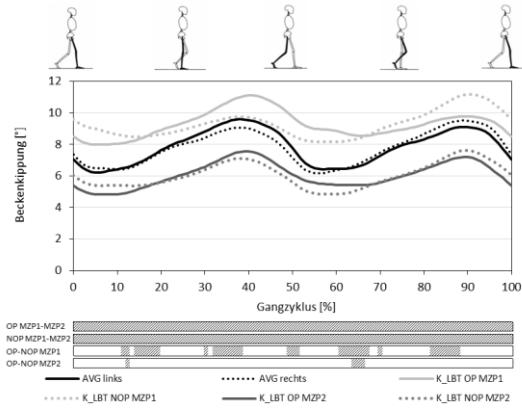


Abbildung 179: Beckenkippung - K_LBT

Die **KG** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP sind zum MZP1 nur sehr kurze Zeiträume in der Stoßdämpfungsphase, in der mittleren Standphase, der Vorschwungphase, der initialen und mittleren Schwungphase als auch in der terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 sind signifikante Unterschiede in der Stoßdämpfungsphase, der terminalen Standphase, der Vorschwungphase und der mittleren Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 178).

Das **LBT** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP sind zum MZP1 nur kleine Zeiträume in der mittleren und terminalen Standphase, beim Übergang von der terminalen Standphase zur Vorschwungphase, in der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in einem Zeitraum der initialen Schwungphase (vgl. Abbildung 179).

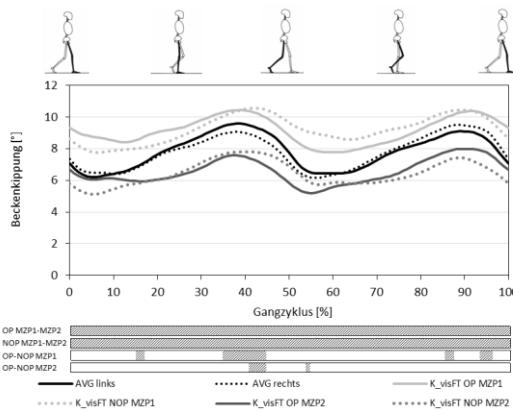


Abbildung 180: Beckenkippung - K_visFT

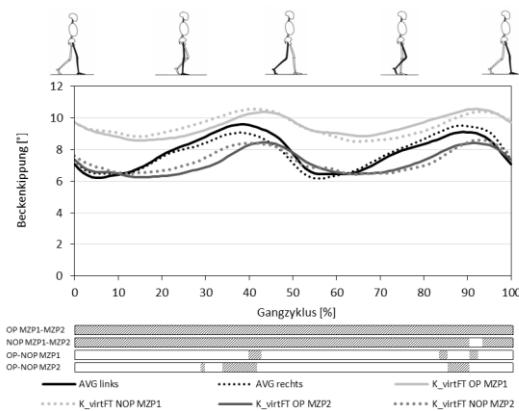


Abbildung 181: Beckenkippung - K_virtFT

Das **visFT** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und in Zeiträumen der mittleren Standphase und mittleren sowie terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in der terminalen Standphase (vgl. Abbildung 180).

Das **virtFT** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der terminalen Standphase und in Zeiträumen der mittleren sowie terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in der terminalen Standphase und in der mittleren und terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 181).

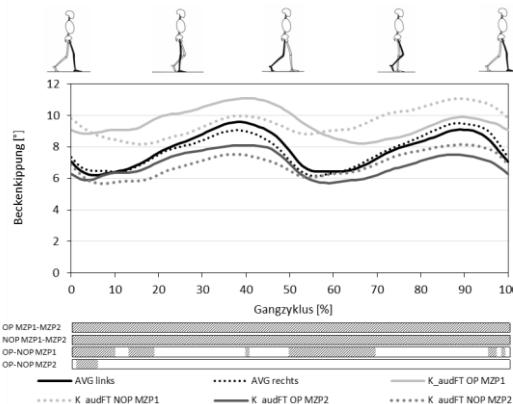


Abbildung 182: Beckenkippung - K_audFT

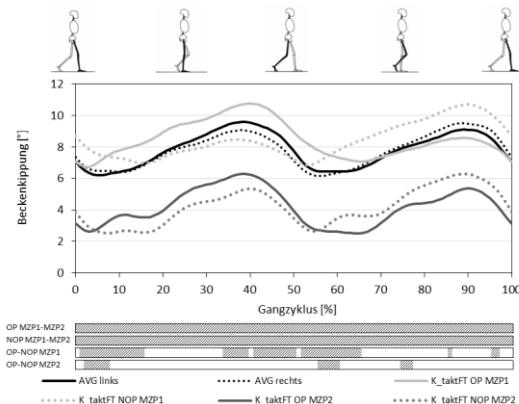


Abbildung 183: Beckenkippung - K_taktFT

Das **audFT** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungsphase und in Zeiträumen der mittleren Standphase, in der Vorschwungphase und initialen Schwungphase. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungsphase (vgl. Abbildung 182).

Das **takFT** zeigt bei der Beckenkippung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungsphase, der terminalen Standphase und Vorschwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungsphase und in der Vorschwungphase (vgl. Abbildung 183).

Tabelle 57: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Knie-TEP

Beckenkippung, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
K_taktFT :	100 %	K_taktFT :	100 %
K_audFT :	100 %	K_audFT :	100 %
K_virtFT :	100 %	K_visFT :	100 %
K_visFT :	100 %	K_LBT :	100 %
K_LBT :	100 %	K_KG :	100 %
K_KG :	100 %	K_virtFT :	97 %
Mittelwert:	100,0 %	Mittelwert:	99,5 %

Tabelle 58: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Beckenkippung, Knie-TEP

Beckenkippung, Vergleich OP/NOP			
AVG: 10 %			
MZP1		MZP2-2	
K_virtFT :	7 %	K_LBT :	4 %
K_visFT :	17 %	K_visFT :	5 %
K_KG :	27 %	K_audFT :	5 %
K_LBT :	34 %	K_virtFT :	14 %
K_audFT :	39 %	K_taktFT :	14 %
K_taktFT :	48 %	K_KG :	18 %
Mittelwert:	28,7 %	Mittelwert:	10,0 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein jeweils signifikanter Unterschied von **100%** des Gangzyklus der OP- und NOP-Seite vorhanden (Tabelle 57).

Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **39%** des Gangzyklus zum MZP1 und **5%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 58).

5.3.4.2 Bewegungsverlauf Hüftgelenk

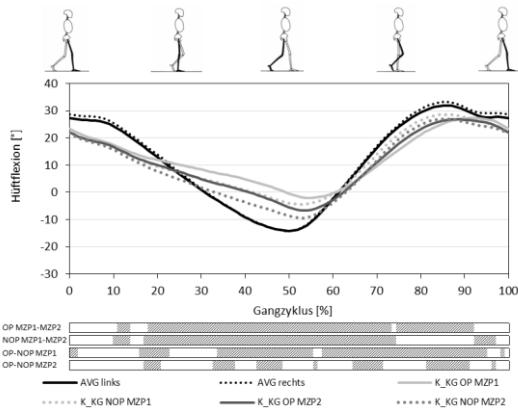


Abbildung 184: Hüftflexion - K_KG

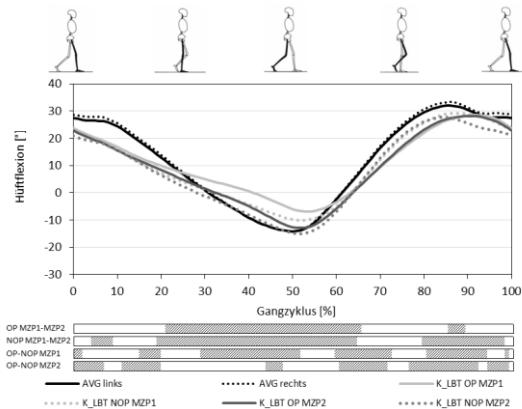


Abbildung 185: Hüftflexion - K_LBT

Die **KG** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase, sowie in der Vorschwung-, initialen und mittleren Schwungphase. Beim NOP zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase, sowie in der Vorschwung- der initialen und in einem Zeitraum der terminalen Schwungphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied von der terminalen Standphase bis zur terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in kleinen Zeiträumen aller Phasen des Gangzyklus ausgenommen der Stoßdämpfungsphase (vgl. Abbildung 184).

Das **LBT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase sowie der Vorschwungphase. Zudem zeigt sich beim NOP in Zeiträumen der Stoßdämpfungsphase sowie der mittleren und terminalen Schwungphase ein signifikanter Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied in kleinen Zeiträumen aller Phasen des Gangzyklus vorhanden (vgl. Abbildung 185).

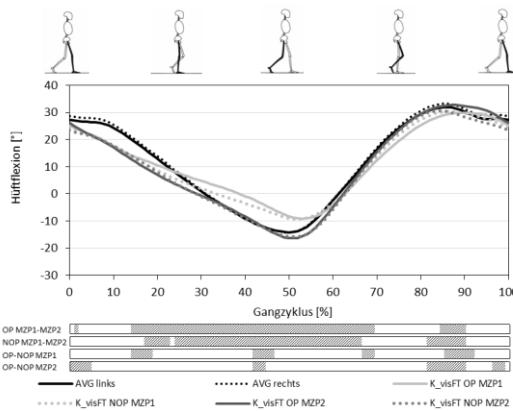


Abbildung 186: Hüftflexion - K_visFT

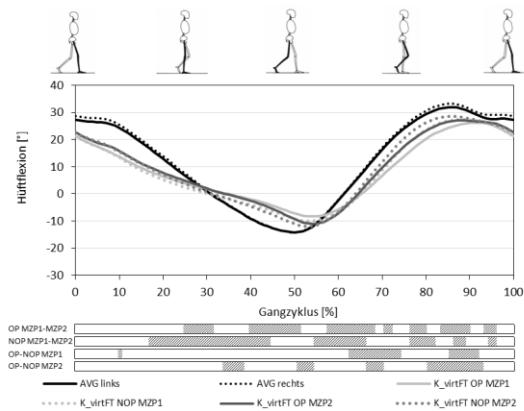


Abbildung 187: Hüftflexion - K_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP mittleren und terminalen Standphase sowie der Vorschwung- und initialen Schwungphase und in einem Zeitraum der mittleren Schwungphase einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in kleinen Zeiträumen der mittleren und terminalen Standphase sowie in der initialen Schwungphase und am Übergang zwischen der mittleren und terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in kleinen Zeiträumen der Stoßdämpfungsphase sowie der terminalen Stand-, der mittleren und terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 186).

Das **virtFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP in Zeiträumen aller Phasen des Gangzyklus, ausgenommen des initialen Bodenkontaktes und der Stoßdämpfungsphase einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der initialen, mittleren und terminalen Schwungphase vorhanden. Zum MZP2 ist zudem ein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in der terminalen Standphase und Vorschwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 163).

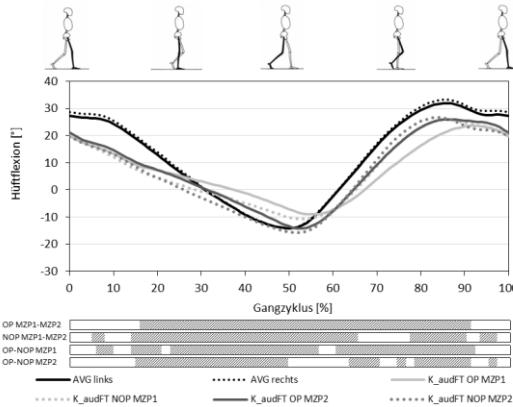


Abbildung 188: Hüftflexion - K_audFT

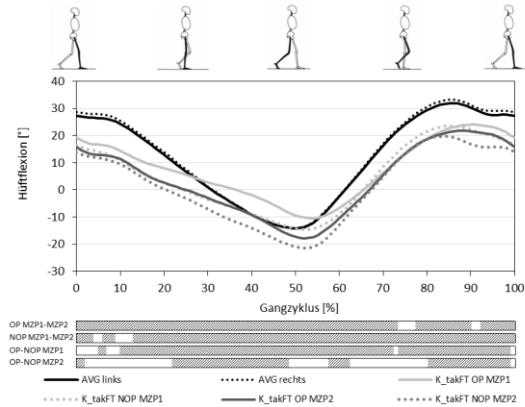


Abbildung 189: Hüftflexion - K_taktFT

Das **audFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP über den gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied mit Ausnahme der Stoßdämpfungsphase und terminalen Schwungphase. Beim NOP ist zudem kein signifikanter Unterschied in der initialen Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kleiner Zeiträume in der Stoßdämpfungsphase, der Vorschwungphase und der terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 188).

Das **takFT** zeigt in der Hüftflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP im nahezu gesamten Gangzyklus einen signifikanten Unterschied. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen der Stoßdämpfungsphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren und terminalen Standphase und in Zeiträumen der Vorschwung, mittleren und terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 189).

Tabelle 59: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Knie-TEP

Hüftflexion, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
K_taktFT:	94 %	K_taktFT:	94 %
K_KG:	77 %	K_audFT:	72 %
K_audFT:	76 %	K_LBT:	70 %
K_visFT:	63 %	K_KG:	67 %
K_LBT:	49 %	K_visFT:	58 %
K_virtFT:	46 %	K_virtFT:	51 %
Mittelwert:	67,5 %	Mittelwert:	68,7 %

Tabelle 60: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Hüftflexion, Knie-TEP

Hüftflexion, Vergleich OP/NOP			
AVG: 3 %			
MZP1		MZP2	
K_visFT:	20 %	K_visFT:	19 %
K_virtFT:	20 %	K_virtFT:	26 %
K_LBT:	57 %	K_KG:	34 %
K_KG:	69 %	K_LBT:	51 %
K_audFT:	77 %	K_taktFT:	52 %
K_taktFT:	91 %	K_audFT:	59 %
Mittelwert:	55,7 %	Mittelwert:	40,2 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **76%** des Gangzyklus der OP-Seite und **72%** des Gangzyklus der NOP-Seite vorhanden (Tabelle 59). Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **77%** des Gangzyklus zum MZP1 und **59%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 60).

5.3.4.3 Bewegungsverlauf Kniegelenk

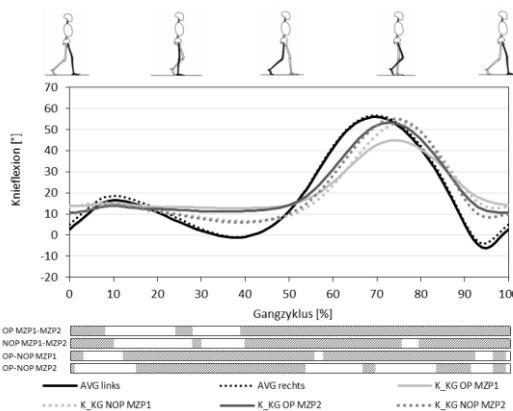


Abbildung 190: Knieflexion - K_KG

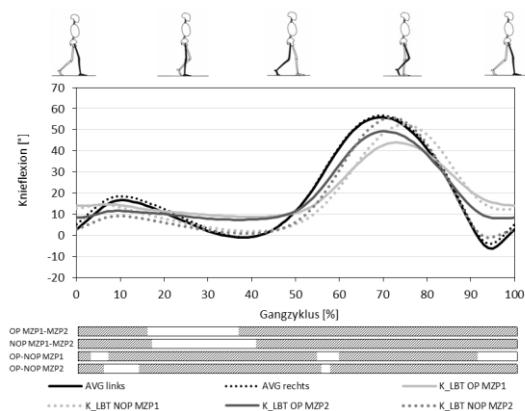


Abbildung 191: Knieflexion - K_LBT

Die **KG** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen von Zeiträumen in der Stoßdämpfungsphase sowie der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus mit Ausnahme der Stoßdämpfungsphase und einem Zeitraum in der terminalen Schwungphase. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwi-

schen OP und NOP in der mittleren und terminalen Standphase sowie in kurzen Zeiträumen der initialen, mittleren und terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 190).

Das **LBT** zeigt in der Kniestreckung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen der mittleren Standphase und kurzer Zeiträume in der terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus vorhanden, ausgenommen kurzer Zeiträume in der Stoßdämpfungsphase und in der Vorschwungphase. Zudem ist zum MZP1 kein signifikanter Unterschied in der terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 191).

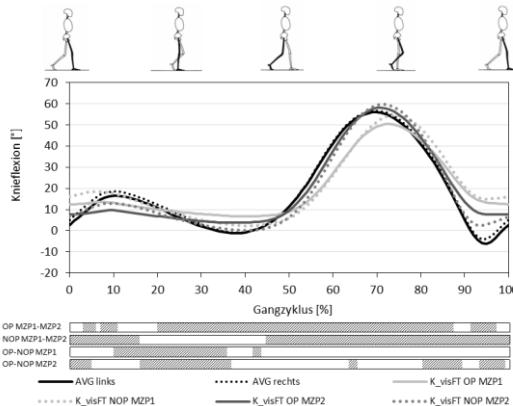


Abbildung 192: Kniestreckung - K_{visFT}

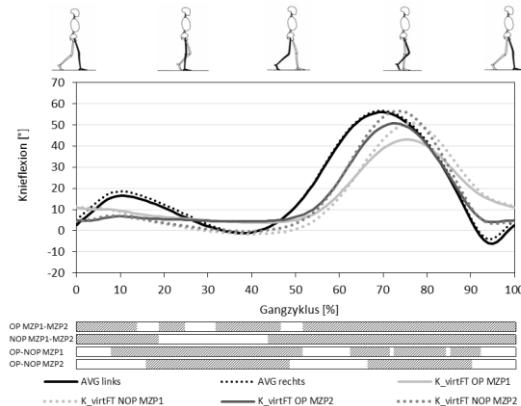


Abbildung 193: Kniestreckung - K_{virtFT}

Das **visFT** zeigt in der Kniestreckung von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kurzer Zeiträume in der Stoßdämpfungsphase und zu Beginn der mittleren Standphase sowie in einem kurzen Zeitraum der terminalen Schwungphase. Beim NOP sind die mittlere und terminale Standphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 ein signifikanter Unterschied in der mittleren Standphase und zu Beginn der terminalen Standphase vorhanden. Zum MZP2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in kurzen Zeiträumen der Stoßdämpfungsphase, der mittleren Standphase sowie in der mittleren und terminalen Schwungphase (vgl. Abbildung 192).

Das **virtFT** zeigt in der Kniestreckung von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP ein signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kurzer Zeiträume in der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1

und MZP2 kein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungs-, der Vorschwung- und der terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 193).

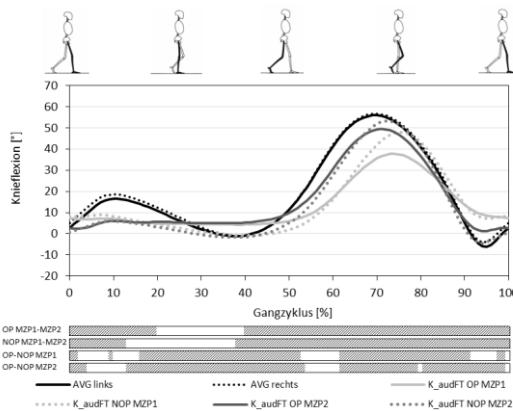


Abbildung 194: Knieflexion - K_audFT

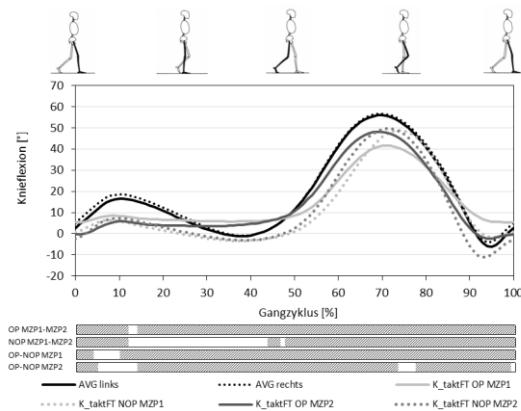


Abbildung 195: Knieflexion - K_taktFT

Das **audFT** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kurze Zeiträume in der mittleren und terminalen Standphase. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 kein signifikanter Unterschied in der Stoßdämpfungs- und der Vorschwungphase vorhanden. Zudem ist zum MZP1 ein kurzer Zeitraum in der terminalen Schwungphase nicht signifikant (vgl. Abbildung 194).

Das **takFT** zeigt in der Knieflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied im nahezu gesamten Gangzyklus. Beim NOP ist ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kurze Zeiträume in der mittleren und terminalen Standphase vorhanden. Zwischen OP und NOP zeigt sich zum MZP1 und MZP2 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen der Stoßdämpfungsphase und in einem kurzen Zeitraum am Übergang zwischen der initialen und mittleren Schwungphase (vgl. Abbildung 195).

Tabelle 61: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Kniestreckung, Knie-TEP

Kniestreckung, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
K_taktFT:	98 %	K_LBT:	76 %
K_virtFT:	83 %	K_audFT:	75 %
K_visFT:	81 %	K_virtFT:	75 %
K_audFT:	80 %	K_visFT:	71 %
K_LBT:	79 %	K_KG:	68 %
K_KG:	73 %	K_taktFT:	67 %
Mittelwert:	82,3 %	Mittelwert:	72,0 %

Tabelle 62: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Kniestreckung, Knie-TEP

Kniestreckung, Vergleich OP/NOP			
AVG: 7 %			
MZP1		MZP2	
K_visFT:	28 %	K_visFT:	42 %
K_audFT:	71 %	K_KG:	53 %
K_virtFT:	72 %	K_virtFT:	57 %
K_LBT:	82 %	K_audFT:	81 %
K_KG:	84 %	K_taktFT:	86 %
K_taktFT:	94 %	K_LBT:	90 %
Mittelwert:	71,8 %	Mittelwert:	68,2 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **80%** des Gangzyklus der OP-Seite und **75%** des Gangzyklus der NOP-Seite vorhanden (Tabelle 61 Tabelle 24).

Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **71%** des Gangzyklus zum MZP1 und **81%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 62).

5.3.4.4 Bewegungsverlauf Sprunggelenk

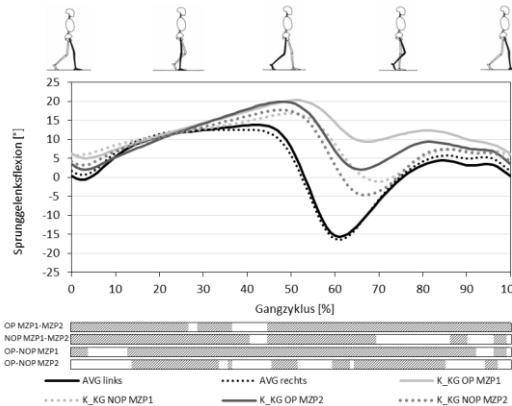


Abbildung 196: Sprunggelenksflexion - K_KG

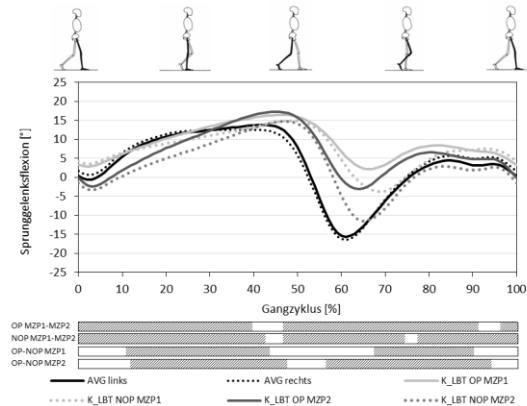


Abbildung 197: Sprunggelenksflexion - K_LBT

Die **KG** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase. Zudem sind beim NOP der Übergang von der initialen zur mittleren Schwungphase sowie ein kurzer Zeitraum in der terminalen Schwungphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Unterschied vorhanden ausge-

nommen der Stoßdämpfungsphase und eines kurzen Zeitraums in der terminalen Schwungphase. An MZP 2 zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren Standphase, in einem kurzen Zeitraum der terminalen Standphase und in der initialen und mittleren Schwungphase (vgl. Abbildung 196).

Das **LBT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase. Zum MZP1 ist zudem die terminale Schwungphase und zum MZP2 der Übergang von der initialen zur mittleren Schwungphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP sind zum MZP1 und MZP2 die mittleren und terminalen Standphasen sowie initiale und mittlere Schwungphase signifikant. Zum MZP2 ist zudem ein signifikanter Unterschied in einem kurzen Zeitraum der Vorschwung- und terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 197).

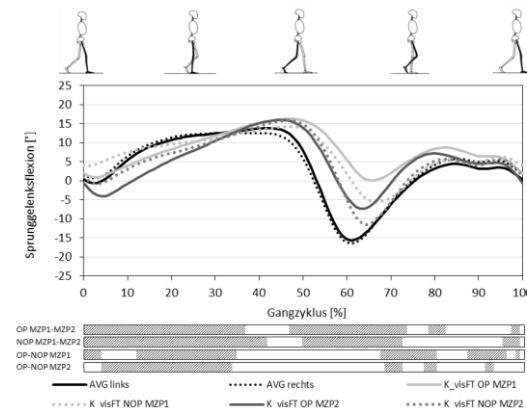


Abbildung 198: Sprunggelenksflexion - K_visFT

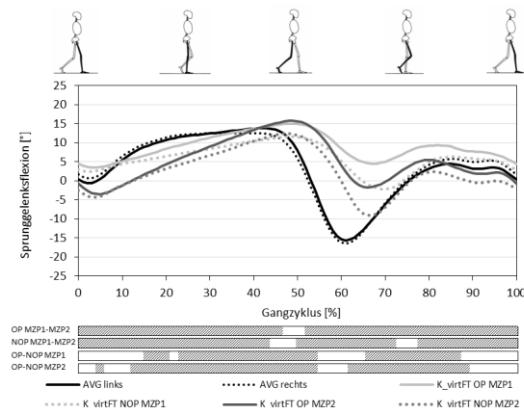


Abbildung 199: Sprunggelenksflexion - K_virtFT

Das **visFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied in der Stoßdämpfungsphase, der mittleren Standphase und zu Beginn der terminalen Standphase (OP) und in der Hälfte der terminalen Standphase (NOP). Zudem ist beim OP und NOP ein signifikanter Unterschied in der Vorschwungphase und in der initialen Schwungphase sowie kurzen Zeiträumen in der terminalen Schwungphase vorhanden. Zwischen OP und NOP zeigt sich zum MZP1 zu Beginn der Stoßdämpfungsphase, in der mittleren Standphase und in kurzen Zeiträumen der initialen, mittleren und terminalen Schwungphase ein signifikanter Unterschied (vgl. Abbildung 198).

Das **virtFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase. Beim NOP ist zudem der Übergang von der initialen zur mittleren Schwungphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP ist zum MZP1 und MZP2 die Stoßdämpfungsphase, die Vorschwungphase als auch die terminale Schwungphase nicht signifikant (vgl. Abbildung 199).

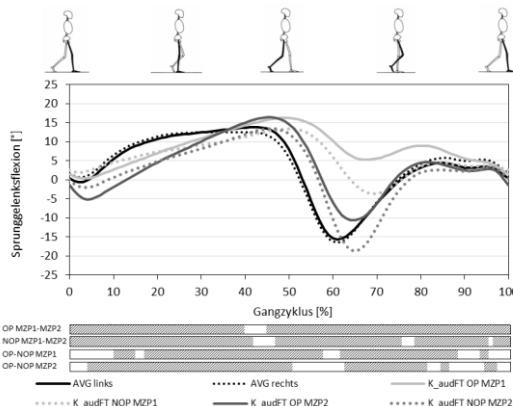


Abbildung 200: Sprunggelenksflexion - K_audFT

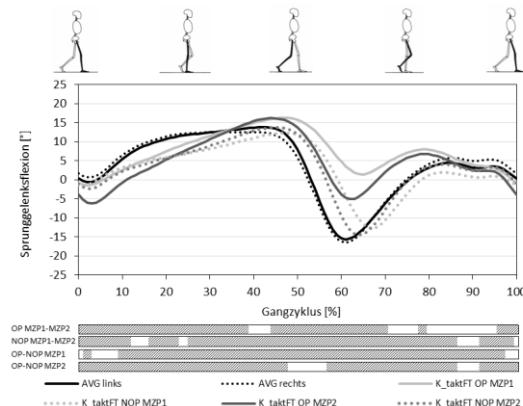


Abbildung 201: Sprunggelenksflexion - K_taktFT

Das **audFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP und NOP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase. Beim NOP ist zudem ein kurzer Zeitraum in der mittleren Schwungphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP zeigt sich zum MZP1 ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen der Stoßdämpfungsphase und kurzer Zeiträume in der Vorschwungphase und terminalen Schwungphase. Zum MZP2 ist ein signifikanter Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen kurzer Zeiträume in der Stoßdämpfungsphase, der Vorschwung sowie der mittleren und terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 200).

Das **takFT** zeigt in der Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 beim OP einen signifikanten Unterschied über den gesamten Gangzyklus ausgenommen eines kurzen Zeitraums in der terminalen Standphase sowie in der initialen, mittleren und terminalen Schwungphase. Beim NOP sind von MZP1 zu MZP2 kurze Zeiträume in der mittleren Standphase und terminalen Schwungphase nicht signifikant. Zwischen OP und NOP zeigt sich zum MZP1 über den gesamten Gangzyklus ein signifikanter Un-

terschied mit Ausnahme eines kurzen Zeitraums in der Stoßdämpfungs- uns terminalen Schwungphase. Zum MZP2 ist kein signifikanter Unterschied zwischen OP und NOP in der Vorschwung- und in einem kurzen Zeitraum der terminalen Schwungphase vorhanden (vgl. Abbildung 201).

Tabelle 63: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Knie-TEP

Sprunggelenkflexion, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
K_audFT :	95 %	K_LBT :	93 %
K_virtFT :	95 %	K_audFT :	91 %
K_KG :	90 %	K_virtFT :	89 %
K_LBT :	88 %	K_taktFT :	88 %
K_taktFT :	72 %	K_KG :	72 %
K_visFT :	69 %	K_visFT :	68 %
Mittelwert:	84,8 %	Mittelwert:	83,5 %

Tabelle 64: Prozentualer Anteil der jeweiligen Gangzyklen zw. OP u. NOP mit signifikanten Unterschieden in der Sprunggelenksflexion, Knie-TEP

Sprunggelenkflexion, Vergleich OP/NOP			
AVG: 16 %			
MZP1		MZP2	
K_visFT :	49 %	K_visFT :	39 %
K_LBT :	56 %	K_KG :	55 %
K_virtFT :	60 %	K_audFT :	71 %
K_audFT :	75 %	K_virtFT :	73 %
K_KG :	86 %	K_LBT :	74 %
K_taktFT :	91 %	K_taktFT :	86 %
Mittelwert:	69,5 %	Mittelwert:	66,3 %

Von MZP1 zu MZP2 ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **95%** des Gangzyklus der OP-Seite und **91%** des Gangzyklus der NOP-Seite vorhanden (Tabelle 63). Zw. OP und NOP ist beim **audFT** ein signifikanter Unterschied von **75%** des Gangzyklus zum MZP1 und **71%** des Gangzyklus zum MZP2 vorhanden (Tabelle 64).

5.3.5 Ergebnisse - Symmetrie-Indizes

Nachfolgend werden die Symmetrie-Indizes dargestellt. Wie in Kapitel 3.9.3 bereits beschrieben zeigt ein positiver Symmetrie-Index, dass das Ausmaß von X_L größer ist als von X_R . Ein negativer Symmetrie-Index hingegen zeigt, dass das Ausmaß von X_L kleiner ist als von X_R (Herzog et al., 1988).

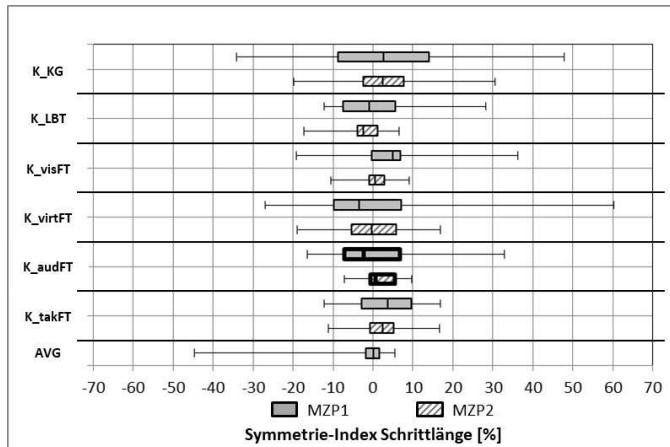


Abbildung 202: Symmetrie-Index Schrittlänge Knie-TEP

Der **SI** für die **SL** des **audFT** beträgt 0,8 % an MZP1 und 1,7% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

Tabelle 65: Symmetrie-Index Schrittlänge Knie-TEP

Symmetrie-Index Schrittlänge		
	MZP1	MZP2
K_KG	4,0	2,9
K_LBT	0,8	-2,5
K_visFT	3,1	0,4
K_virtFT	0,7	0,7
K_audFT	0,8	1,7
K_takFT	2,9	2,6
AVG	-1,0	-

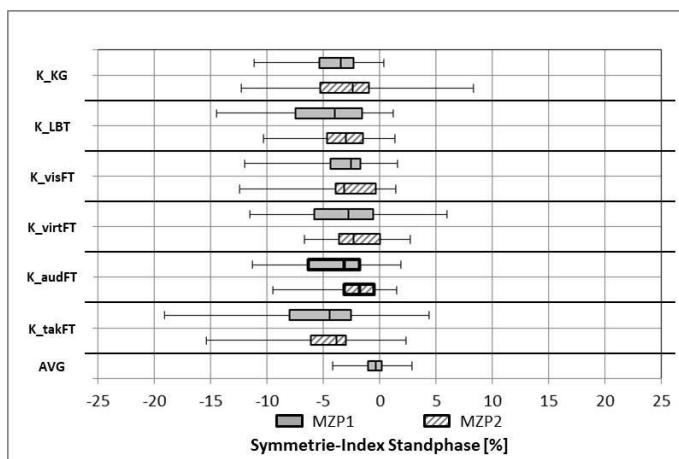


Abbildung 203: Symmetrie-Index Standphase Knie-TEP

Der **SI** für die **STPH** des **audFT** beträgt -3,9 % an MZP1 und -2,5% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 66: Symmetrie-Index Standphase Knie-TEP

Symmetrie-Index Standphase		
	MZP1	MZP2
K_KG	-4,0	-3,0
K_LBT	-5,4	-3,5
K_visFT	-3,1	-3,0
K_virtFT	-3,2	-1,9
K_audFT	-3,9	-2,5
K_takFT	-5,4	-4,7
AVG	-0,4	-

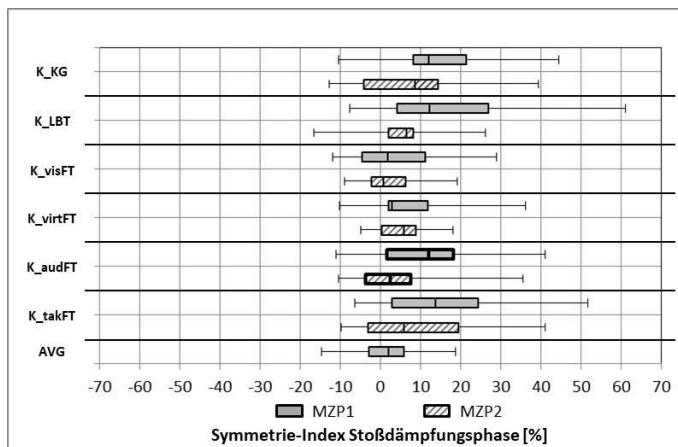


Abbildung 204: Symmetrie-Index Stoßdämpfungsphase Knie-TEP

Der **SI** für die **STDPH** des **audFT** beträgt 10,6 % an MZP1 und 2,9% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

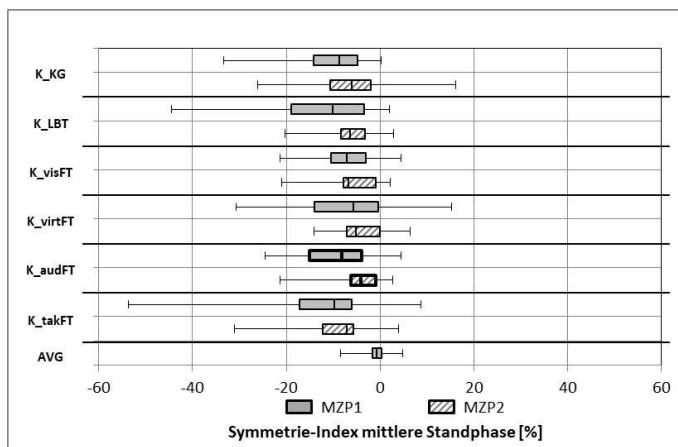


Abbildung 205: Symmetrie-Index mittlere Standphase Knie-TEP

Der **SI** für die **mSTPH** des **audFT** beträgt -9,6 % an MZP1 und -5,4% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

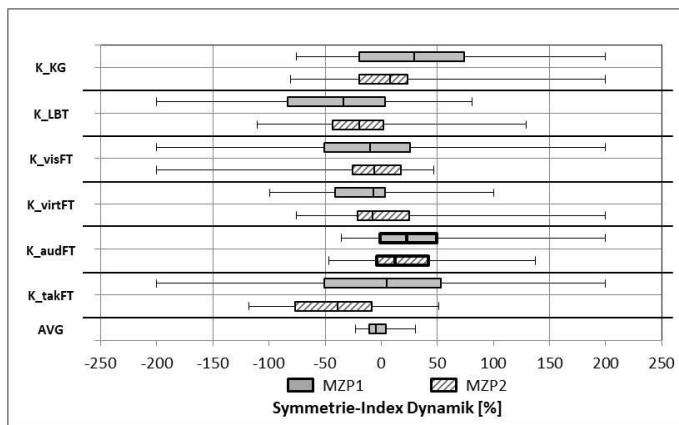


Abbildung 206: Knie-TEP - Symmetrie-Index Dynamik

Der **SI** für die **Dynamik** des **audFT** beträgt 35,4 % an MZP1 und 24,2% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 69: Symmetrie-Index Dynamik Knie-TEP

	MZP1	MZP2
K_KG	43,2	5,7
K_LBT	-41,8	-15,7
K_visFT	-14,5	-22,4
K_virtFT	-16,3	8,0
K_audFT	35,4	24,2
K_takFT	-0,5	-39,4
AVG	-2,9	-

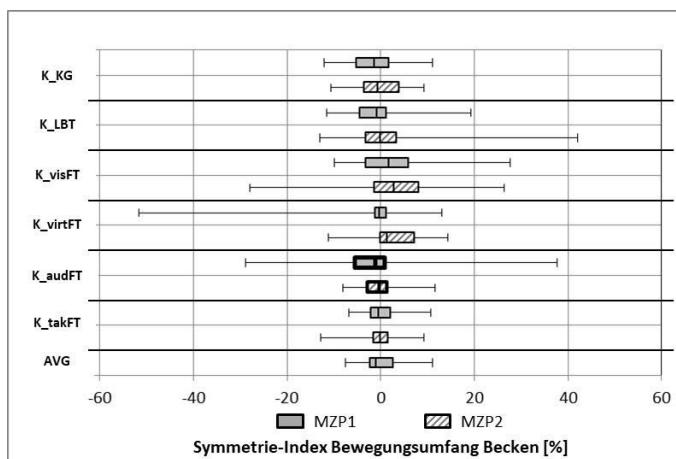


Abbildung 207: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Knie-TEP

Tabelle 70: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Becken Knie-TEP

	MZP1	MZP2
K_KG	-1,5	-0,4
K_LBT	-0,7	1,7
K_visFT	2,2	2,1
K_virtFT	-3,4	2,0
K_audFT	-2,9	-0,4
K_takFT	0,4	-0,8
AVG	0,5	-

Der **SI** für die **den BUB** des **audFT** beträgt -2,9 % an MZP1 und -0,4% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

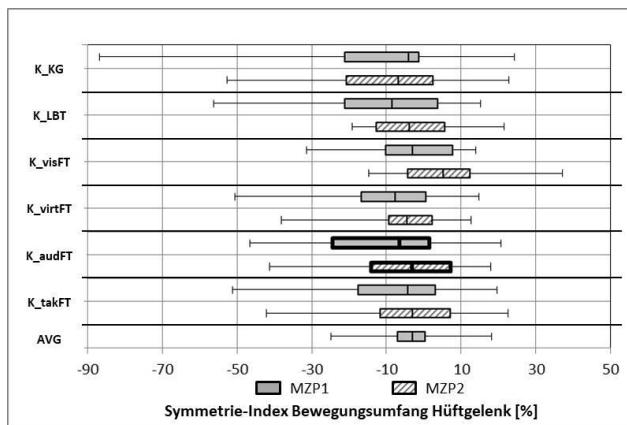


Abbildung 208: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP

Der **SI** für die **den BUHG** des **audFT** beträgt -10,3 % an MZP1 und -4,6% an MZP2.

Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 71: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk Knie-TEP

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Hüftgelenk		
	MZP1	MZP2
K_KG	-10,5	-8,0
K_LBT	-9,5	-2,0
K_visFT	-1,9	5,0
K_virtFT	-8,6	-5,1
K_audFT	-10,3	-4,6
K_takFT	-9,5	-3,7
AVG	-2,5	-

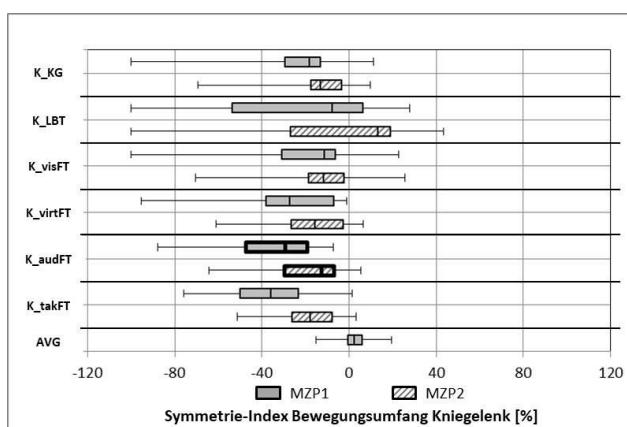


Abbildung 209: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP

Der **SI** für die **den BUKG** des **audFT** beträgt -35,5 % an MZP1 und -18,1% an MZP2.

Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als bestätigt angesehen werden.

Tabelle 72: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk Knie-TEP

Symmetrie-Index Bewegungsumfang Kniegelenk		
	MZP1	MZP2
K_KG	-35,1	-15,4
K_LBT	-41,1	-34,2
K_visFT	-21,5	-12,0
K_virtFT	-29,6	-18,6
K_audFT	-35,5	-18,1
K_takFT	-35,8	-18,2
AVG	1,8	-

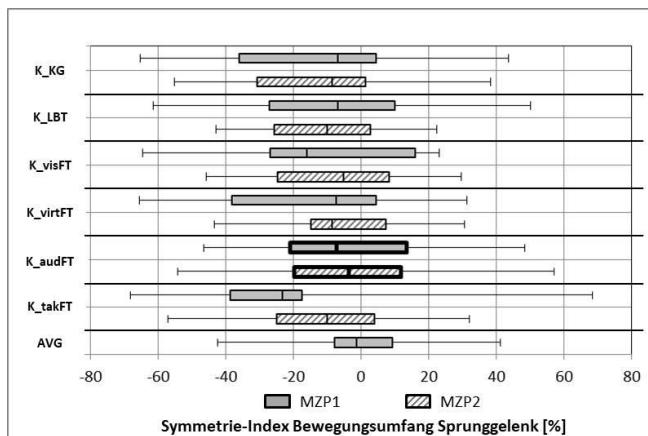


Tabelle 73: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP

	Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk	
	MZP1	MZP2
K_KG	-14,0	-13,3
K_LBT	-9,7	-10,3
K_visFT	-12,1	-6,9
K_virtFT	-16,6	-6,4
K_audFT	-2,8	-3,3
K_takFT	-22,7	-11,1
AVG	-0,6	-

Abbildung 210: Symmetrie-Index Bewegungsumfang Sprunggelenk Knie-TEP

Der SI für die den **BUSG** des **audFT** beträgt -2,8% an MZP1 und -3,3% an MZP2. Eine Reduzierung des Symmetrie-Index gemäß der Gleichung (37) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.6 Ergebnisse Trainingsdauer & Schmerzempfinden

Die Kennwerte der Trainingsdauer und des Schmerzempfindens können dem Anhang entnommen werden.

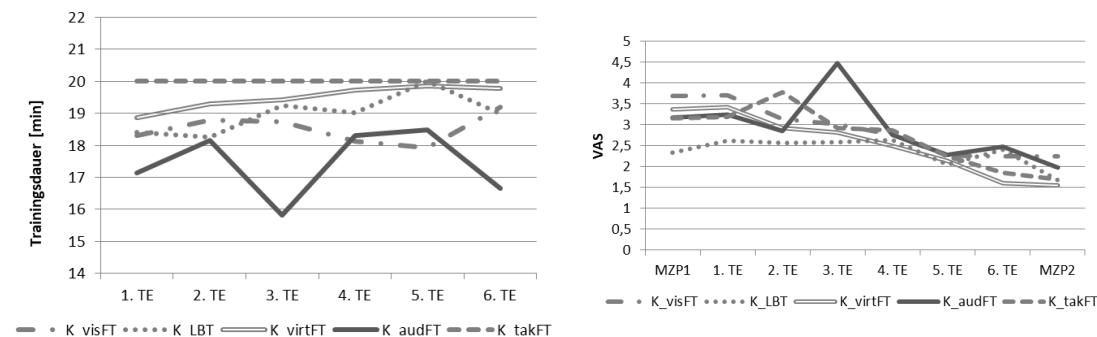


Abbildung 211: Trainingsdauer (linke Abbildung) und Angabe des Schmerzempfindens auf der VAS (rechte Abbildung) der Knie-TEP-Patienten

Die Trainingsdauer der Kniepatienten des **audFT** beträgt im Mittel = 17,4min (Tabelle 83) unterscheidet sich im Wesentlich nicht von den anderen Interventionsgruppen, mit Ausnahme der 3. TE.

Eine Überlegenheit bei der Trainingsdauer gemäß der Gleichung (38) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

Tabelle 74: Statistische Kennwerte - VAS Knie-TEP

Analyse-verfahren	Visuelle Analog Skala											
	T-Test unabhängiger Stichproben*					T-Test abhängiger Stichproben						
	MZP1		MZP2			MZP1 → MZP2						
Gruppen	T	df	p	d	T	df	p	d	T	df	p	dz
K_LBT	-1,100	42	.139	-0,33	-0,731	42	.235	-0,22	1,572	21	.066	0,34
K_visFT	0,955	35	.173	0,32	0,905	35	.320	0,30	1,530	14	.074	0,40
K_virtFT	0,530	39	.300	0,17	-0,979	39	.167	-0,31	3,031	18	.004	0,70
K_audFT									1,433	21	.083	0,31
K_takFT	0,079	42	.469	0,02	-0,797	42	.215	-0,24	2,959	21	.004	0,63

* zu K_audFT

Das Schmerzempfinden bei den Patienten des **audFT** ist an MZP2 nicht signifikant kleiner als an MZP1 $t(21) = 1,43$, $p = .083$, $d_z = 0,31$.

Bei den Kniepatienten des **audFT** beträgt das Schmerzempfinden an MZP1 = 3,2 und an MZP2 = 2,0 auf der VAS. Über die gesamte Interventionsdauer liegt das Schmerzempfinden im Mittel bei 2,9 auf der VAS (Tabelle 84).

Eine Reduzierung des Schmerzempfindens gemäß der Gleichung (39) kann für das **audFT** als nicht bestätigt angesehen werden.

5.3.7 Auswertung der IMU-Sensordaten

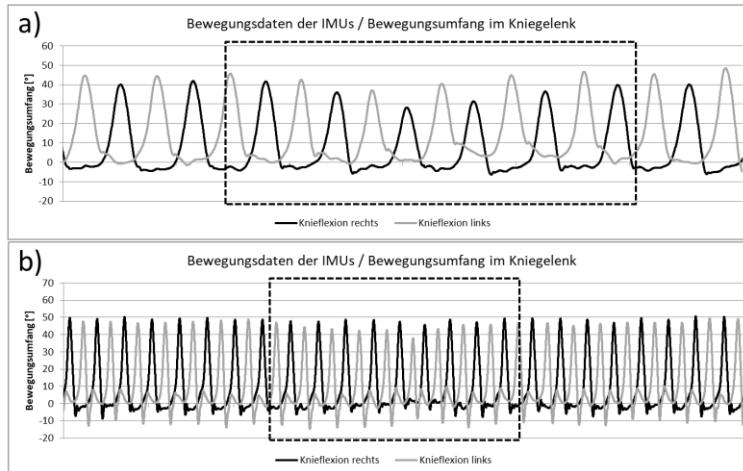


Abbildung 212: IMU - Datenauswertung, Knie-TEP-Patienten

Bei der Datenauswertung der IMU-Sensordaten der Knie-TEP-Patienten konnte bei 29 von 206 Trainingseinheiten ($\approx 14\%$ der Datensätze) festgestellt werden, dass unmittelbar nach dem Ausschalten des auditiven Feedbacks (nach 6 bzw. 4 Minuten) eine Veränderung in der Bewegungsausführung vorhanden ist (vgl. Abbildung 212). Dieses zeigt sich in a) einer Reduzierung des Bewegungsumfangs über einen kurzen Zeitraum von ca. 4 Gangzyklen oder b) über einen Zeitraum von ca. 8 Gangzyklen (vgl. Abbildung 212).

5.3.8 Auswertung der Fragebögen

Die Fragenbögen werden ausschließlich deskriptiv ausgewertet, es erfolgte keine statistische Auswertung. Die aufgelisteten Antworten sind so, wie nachfolgend dargestellt, gegeben worden. Bei Mehrfachnennungen ist die Anzahl in Klammer angegeben.

Tabelle 75: Auswertung Fragebögen Knie-TEP-Patienten

Fragen	Auswertung Fragebögen Knie-TEP-Patienten	Häufigkeit der Antworten
Frage 1:	Haben Sie das Training als angenehm empfunden?	
	Ja	17
	Nein	1
	Teils Teils	4
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	Piepton war unangenehm	
	weil nach Tagestraining (andere Therapien) heftig	
	operationsbedingt anstrengend / schmerhaft	
	Schmerzen (2x)	
Frage 2:	Haben Sie die Dauer des Trainings als angemessen empfunden?	
	Ja	18
	Nein	
	Teils Teils	4
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	operationsbedingt anstrengend / schmerhaft	
	wenn einige Maßnahmen vorweg waren	
	Abstand zw. den Terminen (Therapien)	
	nur beim ersten Mal	
Frage 3:	Konnten Sie die Tonfolge des operierten an das nicht operierte Bein anpassen?	
	Ja	16
	Nein	4
Wenn Nein, warum?		
Antworten:	nicht umsetzen	
	teilteils - erste Zeit nicht, dann besser	
	manchmal nein, wenn ich Schmerzen hatte	
	teilteils - manchmal ja, manchmal nein	
	?	
	kein Gleichklang	
Frage 4:	Ist es Ihnen gelungen sich bewusst auf Ihren Gang zu konzentrieren?	
	Ja	21
	Nein	
	Teils Teils	1
Wenn, Nein / teils teils, warum?		
Antworten:	keine Angabe	
Frage 5:	Was waren die Gründe für ein vorzeitiges Beenden des Trainings?	
Antworten:	zu warm + zu anstrengend im Vorfeld	
	Schmerzen + zu warm	
	Überlastung des Knees wegen Therapien	
	ich war geschafft	
	Schmerzen (3x)	
	Kopfschmerzen	
Frage 6:	Wie würden Sie das Training optimieren?	
Antworten:	Klettband für Sensoraufnahme → Tragekomfort verbessern	
	?	
	Zeit mehr als 20 min → dann evtl. zu lange? Öfter Training, visuell? Spiel?	
	evtl. andere Kopfhörer	
	evtl. Unterschied zw. beiden Beinen vergrößern	
	evtl. zeigen wie man Unterschiede beeinflussen kann	
	ohne Kopfhörer + bildlich	
	einpflügen der Trainingstermine in Therapieplan	
	Musik anstatt Töne	
	Beim ersten Training wusste ich nicht wie die Tonfolge optimal sein sollte	
	ist okay wie es ist	

5.3.9 Zusammenfassung der Ergebnisse

Tabelle 76: Überblick über Hypothesenprüfung Knie-TEP

Hypothesen / Parameter		FH1	FH2
Gangparameter	Schrittänge	OP ✓	NOP ✘
	Standphase	OP ✓	NOP ✘
	Stoßdämpfungsphase	OP ✓	NOP ✘
	mittlere Standphase	OP ✓	NOP ✘
	Doppelschrittänge	✓ ✘	
	Doppelstandphase	✓ ✘	
	Kadenz	✓ ✘	
	Geschwindigkeit	✓ ✘	
Dynamik		OP ✓	NOP ✘
Bewegungsumfänge	Becken	OP ✓	NOP ✘
	Hüftgelenk	OP ✓	NOP ✘
	Kniegelenk	OP ✓	NOP ✘
	Sprunggelenk	OP ✓ ✓	NOP ✓ ✓
	✓	p ≤ 0,05, signifikant	
	!	.05 < p ≤ 0,10, tendenzielle Signifikanz	
	✗	p > 0,10, nicht signifikant	

Zusammenfassend kann anhand der Tabelle 76 gezeigt werden, dass die FH1 für alle Parameter der Knie-TEP-Patienten angenommen werden kann, mit Ausnahme des Bewegungsumfangs des Beckens NOP. Die FH2 muss sowohl bei den Gangparametern, der Dynamik als auch bei den Bewegungsumfängen mit einer Ausnahme, dem Bewegungsumfang im Sprunggelenk, abgelehnt werden.

Tabelle 77: Mittelwert der prozentualen Anteile in der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion der jeweiligen Gangzyklen von MZP1 zu MZP2 mit signifikanten Unterschieden, Knie-TEP

Mittelwert, Vergleich MZP1 / MZP2			
OP		NOP	
K_taktFT:	91,0 %	K_taktFT:	87,3 %
K_audFT:	87,8 %	K_LBT:	84,8 %
K_KG:	85,0 %	K_audFT:	84,5 %
K_virtFT:	81,0 %	K_virtFT:	78,0 %
K_LBT:	79,0 %	K_KG:	76,8 %
K_visFT:	78,3 %	K_visFT:	74,3 %
Mittelwert:	83,7 %	Mittelwert:	80,9 %

Tabelle 78: Mittelwert der prozentualen Anteile in der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion der jeweiligen Gangzyklen zw. OP und NOP mit signifikanten Unterschieden, Knie-TEP

Mittelwert, Vergleich OP/NOP			
AVG: 9 %			
MZP1		MZP2	
K_visFT:	28,5 %	K_visFT:	26,3 %
K_virtFT:	39,8 %	K_KG:	40,0 %
K_LBT:	57,3 %	K_virtFT:	42,5 %
K_audFT:	65,5 %	K_audFT:	54,0 %
K_KG:	66,5 %	K_LBT:	54,8 %
K_taktFT:	81,0 %	K_taktFT:	59,5 %
Mittelwert:	56,4 %	Mittelwert:	46,2 %

Der Mittelwert der prozentualen Anteile bei der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion von MZP1 zu MZP2 zeigt beim **audFT** für **OP 87,8 %** und für **NOP 84,5%** einen signifikanten Unterschied (Tabelle 77).

Der Mittelwert der prozentualen Anteile bei der Beckenkippung, der Hüft-, Knie- und Sprunggelenksflexion zw. OP und NOP zeigt beim **audFT** an **MZP1 65,5 %** und an **MZP2 54,0%** einen signifikanten Unterschied (Tabelle 78).

6 Diskussion

Nach der vollendeten Ergebnisdarstellung werden im folgenden Kapitel die aktuellen Ergebnisse in Relation zu den in der Literatur gefundenen Angaben gesetzt. In den nachfolgenden Kapiteln werden daher eine Ergebnisinterpretation sowie eine fachliche Deutung der Ergebnisse vorgenommen. Die Kapitel 6.1 und 6.5 bilden dabei den Rahmen dieser Diskussion. In Kapitel 6.2 erfolgt eine Diskussion der Ergebnisse der Hüft-TEP-Patienten. Losgelöst hiervon werden in Kapitel 6.3 die Ergebnisse der Knie-TEP-Patienten separat diskutiert. In Kapitel 6.4 wird ein Ergebnisvergleich zwischen den Hüft- und Knie-TEP-Patienten vorgenommen. Anschließend erfolgt in Kapitel 6.5 eine allgemeine und umfassende inhaltliche Diskussion.

Um die Ergebniskapitel der Hüft- (Kapitel 6.2) und Knie-TEP-Patienten (Kapitel 6.3) individuell betrachten zu können und um die Leserlichkeit zu wahren, wurden textliche und inhaltliche Redundanzen nicht entfernt. Inhaltliche Repetitionen sind daher in diesen beiden Kapitel zu erwarten. Die Reihenfolge der Parameterdiskussion orientiert sich an der Ergebnisdarstellung in Kapitel 5.2 und 5.3.

6.1 Übergeordnete inhaltliche Diskussion

Im Anschluss an die Identifizierung der Schlüsselparameter nach Hüft- und Kniegelenkersatz ergab sich die Frage nach ihrer Ansteuerung (Kapitel 2.6.1). Feedbackverfahren, die überwiegend in der Neurologie zum Einsatz kommen, scheinen hierfür geeignet (Kapitel 2.7.1). Demnach bestand der Lösungsansatz zur Wiederherstellung des normalen Gangbildes in der Verwendung verschiedener Feedbackverfahren, welche im Projekt *Zurück zum normalen Gang* auf ihre Effektivität hin untersucht wurden (Kapitel 2.8.2 und 3.3). Durch die technischen Gegebenheiten war zunächst nur eine indirekte Ansteuerung der Schlüsselparameter über visuelle und virtuelle Verfahren möglich. Wesentliches Ziel des Projekts bestand jedoch in einer direkten Ansteuerung der Schlüsselparameter. Aufgrund erster positiver Effekte eines auditiven Feedbacks in der neurologischen Rehabilitation (Baram & Lenger, 2012; Brock et al., 2012; Thielman, 2010) scheint dieses eine Möglichkeit zur direkten Ansteuerung darzustellen. Eine Vertonung der Bodenreaktionskräfte, wie bereits in verschiedenen Studien eingesetzt (Horsak et al., 2016; Knieling et al., 2015;

Reh et al., 2016), ist zum Wiedererlernen des normalen Gangbildes und zur Ansteuerung der defizitären Gelenkwinkel nicht zielführend. Eine Bewegungsvertonung, wie sie bereits im Rennrudern erfolgreich von Schaffert et al. (2009) demonstriert wurde, scheint jedoch vielversprechend. Durch die Sonifikation von Gelenkwinkeln und der Wiedergabe dieser als auditives Feedback, ist eine direkte Ansteuerung der defizitären Flexions-Extensions-Bewegung nach Hüft- und Kniegelenkersatz in der orthopädischen Rehabilitation nunmehr möglich.

In dieser Studie wurde daher die Effektivität eines auditiven Feedbacktrainings zur Normalisierung des Gangbildes bei Patienten in der orthopädischen Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- und Kniegelenks untersucht. Dahingegend wurden die Hypothesen aufgestellt, dass ein auditives Feedbacktraining über den Zeitraum der Rehabilitation zu Verbesserungen in wesentlichen Gangparametern beiträgt und anderen Interventionen mit unterschiedlichen Feedbackmodalitäten überlegen ist.

Vorrangig belegen die Ergebnisse dieser Studie eine annähernd einheitliche Verbesserung aller Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe in nahezu allen Parametern. Dies liefert einen Hinweis darauf, dass die aufgezeigten Verbesserungen im Wesentlichen auf den normalen Heilungsverlauf während der orthopädischen Rehabilitation zurückzuführen sind. Eine postoperative Verbesserung der allgemeinen Konstitution sowie ein verbesserter Bewegungsumfang im operierten Gelenk und eine verbesserte Gangsicherheit bedingt durch eine Schmerzreduktion führen zu Verbesserungen in allen Parametern. Ungeachtet dessen können in dieser Studie dennoch verschiedene Tendenzen in einzelnen Parametern aufgezeigt werden. Diese wiederum können als geringfügige Hinweise für die Effektivität durch eine direkte Ansteuerung der Gelenkwinkel eines auditiven Feedbacktrainings gewertet werden. Im Anschluss werden die Ergebnisse für Hüft- und Knie-TEP dahingehend separat diskutiert und interpretiert.

6.2 Ergebnisdiskussion Hüft-TEP

Ausgangsniveau

An MZP1 lag bei allen IGs und der KG kein signifikanter Unterschied zum audFT vor, was auf ein gleiches Ausgangsniveau aller Gruppen hindeutet und eine maßgebliche Voraussetzung zur Beurteilung eines Gruppenunterschieds darstellt. Ausschließlich die AVG zeigt an MZP1 einen höchst signifikanten Unterschied zum audFT in allen Parametern. Die AVG dient jedoch ausschließlich zur Beurteilung der Effekte am Ende der Rehabilitation, sodass der signifikante Unterschied an MZP1 nicht bedeutsam ist, zumal die Daten der AVG ausschließlich an einem Messzeitpunkt erhoben wurden und nur zum besseren Verständnis an beiden MZPs dargestellt werden.

Allgemeine Berücksichtigung

Allgemein muss beim Vergleich mit der AVG berücksichtigt werden, dass die Probanden der AVG mit einer deutlich höheren Geschwindigkeit bei der Datenerhebung auf dem Laufband gegangen sind. Die Geschwindigkeit stellt eine zentrale Größe dar, die sich nicht nur auf die Weg-Zeit-Parameter, sondern auch auf die kinematischen Parameter auswirkt (Sauer et al., 2012). Mögliche Unterschiede zur AVG können somit durch die erhöhte Ganggeschwindigkeit bedingt sein.

6.2.1 Gangparameter

Die Ergebnisse der interferenzstatistischen Prüfung der Hypothesen weisen einen Haupteffekt über die Zeit bei allen IGs und der KG bei den Gangparametern auf. Die FH1 kann folglich für alle Gangparameter aller IGs und der KG angenommen werden. Dieser Effekt kann im Wesentlichen auf die normalen Heilungsprozesse während der Rehabilitation zurückzuführen sein, da sich die Ergebnisse der durchgeführten Interventionen im Allgemeinen zum MZP2 nicht maßgeblich von denen der Kontrollgruppe abheben.

Bezugnehmend auf die in Kapitel 2.4.5 beschriebenen postoperativen Defizite nach Hüft-TEP stimmen diese mit den Ergebnissen dieser Studie überein. Im Allgemeinen decken sich die Resultate mit der Feststellung von Okoro et al. (2012), dass postoperativ nicht alle körperlichen Funktionen wiederhergestellt werden, da zur AVG in allen Parametern zum MZP2 noch deutliche Defizite vorhanden sind. Die Ergebnisse

bestätigen ebenfalls die Aussage von Sander, Layher et al. (2012), dass 5 Wochen postoperativ noch Defizite im Gangbild vorhanden sind. Insbesondere mit Hinblick auf den Faktor Zeit (MZP2 = ca. 5 Wochen postoperativ) bestätigt dieses die Befunde von Sander und Kollegen (2011).

6.2.1.1 Schrittlänge

Bei der Betrachtung der Schrittlänge muss zunächst berücksichtigt werden, dass diese „[...] eine individuelle und variable Größe“ darstellt (Amelung & Seidel, 2005, S. 410). Perry (2003) führt zudem an: „Jeder gesunde Mensch hat seine persönliche Schrittlänge in Abhängigkeit seiner Konstitution“ (S.306). Zudem ist die Schrittlänge von der Beweglichkeit der Gelenke der unteren Extremitäten abhängig (Amelung & Seidel, 2005). Einschränkungen in der Hüft- und Kniebeweglichkeit können somit zu einer reduzierten Schrittlänge führen. Infolge eines endoprothetischen Gelenkersatzes des Hüftgelenks ist der Bewegungsumfang nachweislich reduziert (vgl. Tabelle 2), was ebenfalls die reduzierte Schrittlänge aller IGs und der KG erklärt. Amelung und Seidel (2005) geben zudem zu bedenken, dass bei Ganganalysen auf dem Laufband Patienten „[...] eine individuelle Verkürzung der Schrittlänge vornehmen“ (Amelung & Seidel, 2005, S. 411). Möglicherweise ist die deutlich reduzierte Schrittläng aller IGs und der KG im Vergleich zur AVG zumindest auch teilweise in der Darlegung von Amelung und Seidel (2005) begründet. Generell zeigt sich nach Sauer et al. (2012) und Kressig und Beauchet (2004), dass eine Reduzierung der Schrittlänge auch eine altersbedingte Veränderung beim Gehen darstellt. Was jedoch nicht den Unterschied zur AVG zum MZP2 erklärt, da der Altersunterschied zwischen der AVG und den Probanden des audFT mit 2,5 Jahren relativ marginal ist.

Das aktuelle Ergebnis einer postoperativ reduzierten Schrittlänge nach Hüft-TEP deckt sich mit den Angaben von Horstmann et al. (2013) und Perron et al. (2000). Es liegt zwar für die $SL_{OP/links}$ ein signifikanter Interaktionseffekt ($p = .044$) zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT vor, jedoch kann die FH2 nicht bestätigt werden, da zum MZP2 kein signifikanter Unterschied ($p = .245$) zwischen den Gruppen vorhanden ist. Für die SL_{NOF} ist kein Interaktionseffekt nachweisbar, sodass die FH2 nicht bestätigt werden kann.

Eine geringfügige Diskrepanz ist dennoch zwischen den Gruppen erkennbar. Zum MZP2 unterscheidet sich das audFT beim operierten ($p = .024$) und nicht operierten Bein ($p = .040$) signifikant zur KG. Ein signifikanter Unterschied zwischen den anderen IGs und dem audFT liegt zum MZP2 nicht vor. Was die Vermutung zulässt, dass sich eine zusätzliche Intervention auf dem Laufband positiv auf die Schrittlänge auswirkt. Dennoch zeigen sowohl die $SL_{OP/links}$ als auch die $SL_{NOP/rechts}$ am Ende der Rehabilitation noch deutliche Defizite auf. Erkennbar ist dieses an den höchst signifikanten Abweichungen zum MZP2 zur AVG ($p < .001$).

Alle IGs und die KG zeigen von MZP1 zu MZP2 einen höchst signifikanten Unterschied von $p < .001$. Das LBT (OP $d = 1,89$ und NOP $d = 1,92$) und das audFT (OP $d = 1,71$, NOP $d = 1,79$) weisen hierbei die größten Effekte auf.

Ausgenommen der KG zum MZP1 ($p = .006$) und LBT zum MZP2 ($p = .039$) ist kein Unterschied zwischen OP und NOP bei allen IGs und der KG an den MZPs vorhanden, was darauf hindeutet, dass die Schrittlänge im Allgemeinen relativ gleich zwischen OP und NOP ist bzw. sich gleich verbessert.

6.2.1.2 Standphase

Die Studienlage hinsichtlich der Standphase ist nicht eindeutig. Während Horstmann et al. (2013) sogar 6 Monate postoperativ noch von einer reduzierten relativen Standphase berichten, konnten Perron et al. (2000) im Vergleich mit einer gesunden weiblichen Probandengruppe keine Unterschiede in der relativen Standphase verzeichnen. Hinsichtlich der Ergebnisse zur Standphase decken sich die in dieser Studie erzielten Ergebnisse mit denen von Horstmann et al. (2013).

Alle IGs und die KG verzeichnen einen höchst signifikanten Unterschied von MZP1 zu MZP2, dennoch liegen zum MZP2 deutliche Defizite zur AVG vor. Das audFT zeigt sowohl beim OP ($d = 1,91$) als auch NOP ($d = 2,17$) die größten Effektstärken auf, was auf einen größeren Effekt zwischen den MZPs hindeutet. Signifikante Unterschiede zwischen OP und NOP sind bei der KG, dem LBT, dem visFT und dem audFT zum MZP1 und MZP2 vorhanden. Dieses Ergebnis deutet darauf hin, dass die Defizite über den Zeitraum der Rehabilitation zwischen OP und NOP nicht reduziert werden können, zumal die Standphase des NOP sich ebenfalls über den Zeitraum der Intervention im gleichen Ausmaß wie OP verändert.

Zudem unterscheidet sich audFT zum MZP2 sowohl beim OP als auch NOP signifikant zur KG. Zu allen anderen Interventionsgruppen liegen keine signifikanten Unterschiede zum audFT vor. Im Vergleich zur Kontrollgruppe und somit zu herkömmlichen Therapiemaßnahmen scheint sich ein zusätzliches audFT geringfügig vorteilhaft auf die Standphase des OP und NOP auszuwirken. Die Unterschiede zwischen den anderen Interventionsgruppen und der KG wurden an dieser Stelle nicht berücksichtigt, sodass der vorliegende Effekt auch allein durch ein zusätzliches Laufbandtraining begründet werden kann und nicht zwingend auf ein audFT zurückzuführen ist.

In dieser Studie kann ebenfalls gezeigt werden, dass zw. dem audFT und der VIG_{gesamt} die STPH_{OP/link} einen signifikanten Interaktionseffekt ($p = .007$) aufweist. Die FH2 kann dennoch nicht angenommen werden, da zum MZP2 kein signifikanter Unterschied ($p = .073$) zur VIG_{gesamt} vorliegt. Gleichermaßen zeigt sich bei der STPH_{NOP/rechts} mit einem signifikanten Interaktionseffekt von $p = .025$ und einem nicht signifikanten Unterschied zum MZP2 von $p = .093$. Da für beide Parameter jedoch eine tendenzielle Signifikanz zum MZP2 zu erkennen ist, kann vorsichtig daraus geschlossen werden, dass bei erhöhter Probandenzahl auch die FH2 für die Standphase OP und NOP angenommen werden kann. Ebenfalls vorsichtig interpretiert, könnte das auf eine vermehrte Wirksamkeit und Überlegenheit des audFT hindeuten.

6.2.1.3 Stoßdämpfungsphase

Während Perron et al. (2000) von keinen Unterschieden in der Stoßdämpfungsphase bei Hüft-TEP-Patienten im Vergleich zu einer weiblichen gesunden Vergleichsgruppe berichten, identifizieren Agostini et al. (2014) diese Phase auch ein Jahr postoperativ noch als kritische Phase im Gangzyklus. Alle Gruppen unterscheiden sich von MZP1 zu MZP2 höchst signifikant ($p = <.001$), ausgenommen NOP des virtFT ($p = .002$). Das audFT zeigt hierbei für OP ($d = 2,17$) und NOP ($d = 1,86$) die größten Effektstärken. Zum MZP2 unterscheidet sich die KG sowohl beim OP und NOP signifikant zum audFT. Zu den Interventionsgruppen hingegen besteht kein signifikanter Unterschied zum audFT, was wiederum den Einsatz einer zusätzlichen Intervention zumindest geringfügig befürwortet. Der signifikante Unterschied zwischen OP und NOP zum MZP2, der nicht nur beim audFT vorliegt, deutet darauf hin, dass die

Stoßdämpfungsphase des operierten Beins weiterhin deutlich reduziert ist im Vergleich zu NOP, was die Aussage von Agostini et al. (2014) stützt. Weiterhin zeigt sich, dass bei der Stoßdämpfungsphase OP und NOP ein signifikanter Interaktionseffekt (OP, $p = .007$; NOP, $p = .025$) vorliegt. Trotz vorhandener tendenzieller Signifikanz mit $p = .064$ muss die FH2 für das NOP zunächst abgelehnt werden. Auch für diesen Parameter kann davon ausgegangen werden, dass eine größere Stichprobe zu einer Annahme der FH2 bei der Stoßdämpfungsphase NOP führen würde. Zumindest das NOP scheint bei der STDPH geringfügig von einem audFT zu profitieren. Eine mögliche Erklärung könnte mit den Schmerzen der Probanden begründet sein.

6.2.1.4 Mittlere Standphase

Bei der mittleren Standphase zeigen alle Gruppen höchst signifikante Unterschiede zwischen MZP1 und MZP2. Zudem können höchst signifikante Unterscheide zum MZP2 zwischen dem audFT und der AVG verzeichnet werden. Im Widerspruch dazu stehen jedoch die Ergebnisse von Perron et al. (2000), die postoperativ in der mittleren Standphase keine Unterschiede zu einer gesunden weiblichen Kontrollgruppe beschreiben. Zum MZP2 liegt ein signifikanter Unterschied zwischen der KG OP ($p = .024$) und NOP ($p = .040$) zum audFT vor. Signifikante Unterschiede zum audFT sind zum MZP2 zu den anderen Interventionsgruppen nicht vorhanden. Auch dieser Parameter scheint positiv von einem zusätzlichen Training beeinflusst zu sein. Zwischen OP und NOP bestehen bei der KG, dem LBT, dem visFT und dem audFT zum MZP1 und MZP2 signifikante Unterschiede. Im Zusammenhang mit der mittleren Standphase könnte ebenfalls die eingeschränkte Hüftextension stehen. In der mSTPH wird Perry (2003) zufolge die Extension im Hüftgelenk fortgesetzt. Bei einer reduzierten Hüftextension würde das eine reduzierte mittlere Standphase erklären. Zwischen dem VIG_{gesamt} und den audFT besteht sowohl für das OP ($p = .027$) und NOP ($p = .007$) ein signifikanter Interaktionseffekt. Aufgrund keines signifikanten Unterschieds zum MZP2 für OP und NOP muss die FH2 abgelehnt werden. Die tendenzielle Signifikanz der mSTPH beim OP ($p = .091$) und NOP ($p = .070$) spricht für eine mögliche Annahme der FH2 bei erhöhter Probandenzahl.

In der Literatur findet die mSTPH generell wenig Beachtung. Die Ansicht von Agostini et al. (2014), dass in der Literatur der Gangzyklus überwiegend nur in Stand- und

Schwungphase unterteilt und betrachtet wird und die unterschiedlichen Sub-Phasen vernachlässigt werden, kann nach der Literatursichtung ebenfalls bestätigt werden. Überlegungen hinsichtlich einer direkten Ansteuerung der mSTPH erklären wohlmöglich die Vernachlässigung dieser in der Literatur. Aufgrund des sehr kurzen Zeitintervalls (12-31%) im Gangzyklus stellt die mittlere Standphase eine sehr kurze Phase im Einbeinstand dar.

6.2.1.5 Doppelschrittänge

Perry (2003) zufolge beträgt die DSL bei gesunden Personen durchschnittlich 1,41m (S.271). Die DSL der AVG beträgt in dieser Studie 1,51 m (vgl. Tabelle 59 im Anhang). Aufgrund des Unterschieds von 10 cm stimmen die in dieser Studie erzielten Ergebnisse nicht mit denen in der Literatur überein. Perry (2003) konnte ihre Angaben zur Doppelschrittänge aus einem Probandenkollektiv von $n = 293$ ermitteln. Die in dieser Studie erhobene AVG war hingegen mit $n = 43$ deutlich kleiner in der Probandenzahl. Eine mögliche Ursache für diesen Unterschied zur Literatur könnte in der Messtechnik liegen. Aufgrund der enormen technischen Weiterentwicklung bleibt zu hinterfragen, ob die Vorgaben von Perry (2003) aktuell noch Bestand haben.

In dieser Studie zeigt sich, dass von MZP1 zu MZP2 in allen Gruppen höchst signifikante Unterschiede vorliegen. Das LBT weist mit $d = 2,00$ zusammen mit dem audFT $d = 1,77$ die größten Effektstärken auf. Das audFT zeigt zum MZP2 einen signifikanten Unterschied zur KG ($p = .030$). Die FH2 kann aufgrund eines fehlenden Interaktionseffektes nicht bestätigt werden. Zum MZP2 besteht nicht nur ein signifikanter Unterschied aller IGs und der KG zur AVG, auch im direkten Vergleich mit den Vorgaben zu gesunden Personen von Perry (2003) sind Defizite vorhanden. Den geringsten Unterschied zur Vorgabe von Perry (2003) erzielt das audFT. In der Literatur zum Gangverhalten nach endoprothetischem Gelenkersatz des Hüftgelenks findet die Doppelschrittänge ebenfalls kaum Beachtung.

6.2.1.6 Doppelstandphase

Gegensätzliche Feststellungen sind in der Literatur zur Doppelstandphase vorhanden. Während Horstmann et al. (2013) erste Hinweise sehen, dass Patienten nach Hüftgelenkersatz bei gleicher Geschwindigkeit weniger Zeit in der Doppelstand-

phase verbringen, können Agostini et al. (2014) keine Unterschiede in der Doppelstandphase im Vergleich zur Kontrollgruppe finden. Im Gegensatz dazu zeigt sich in dieser Studie zum MZP2 ein signifikanter Unterschied zur AVG. Zudem zeigen alle Gruppen einen höchst signifikanten Unterschied von MZP1 zu MZP2. Besonders auffällig ist hierbei, dass das audFT im Vergleich zu den anderen IGs und der KG eine deutlich größere Effektgröße ($d = 2,25$) aufweist. Es besteht weiterhin ein signifikanter Unterschied zwischen dem audFT und der KG zum MZP2 ($p=.028$). Aufgrund des nicht signifikanten Unterschieds zum MZP2 zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT kann die FH2 trotz des signifikanten Interaktionseffektes nicht bestätigt werden. Die tendenzielle Signifikanz von $p = .074$ lässt jedoch den Schluss zu, dass bei erhöhter Probandenzahl die FH2 für die DSTPH auch angenommen werden kann.

6.2.1.7 Kadenz

Zu der Kadenz sind in der Literatur widersprüchliche Angaben zu finden. Horstmann et al. (2013) berichten von einer erhöhten Kadenz bei Hüft-TEP-Patienten im Vergleich zur Kontrollgruppe bei gleicher Geschwindigkeit. Perron et al. (2000) hingegen berichten von einer bis zu 6% reduzierten Kadenz bei Hüft-TEP-Patienten. Aufgrund unterschiedlicher Geschwindigkeiten der IGs im Vergleich zur AVG lässt sich die Feststellung von Horstmann et al. (2013) nur schwer überprüfen. In dieser Studie zeigen alle Gruppen einen signifikanten Unterschied in der KD von MZP1 zu MZP2, das audFT zeigt dabei die größte Effektstärke ($d = 1.66$). Auch zum MZP2 liegt ein signifikanter Unterschied in der KD zw. dem audFT und der AVG vor. Die Aussage von Perron et al. (2000) hinsichtlich eines vorhandenen Defizits kann somit bestätigt werden. Das Ausbleiben eines signifikanten Unterschieds zw. dem VIG_{gesamt} und dem audFT zum MZP2 führt jedoch zur Ablehnung der FH2 trotz vorhandenem Interaktionseffekt.

Kressig und Beauchet (2004) zufolge bleibt „Die Schrittkadenz (Anzahl Schritte pro Minute) [...] bis ins hohe Alter von ca. 80 Jahren unverändert (ca. 120/min)“ (S.16). „Der physiologische Altersprozess hat [...]“ nach Kressig und Beauchet (2004) „[...] keinen Einfluss auf die Gang-Regelmäßigkeit“ (S.16). Die in dieser Studie gefundenen Ergebnisse stehen im Widerspruch zur Aussage von Kressig und Beauchet (2004). Kressig und Beauchet (2004) stützen ihre Aussage jedoch auf die Analyse

eines Fallbeispiels eines 81-jährigen Mannes. Die Autoren untersuchen zwar die Rolle der Ganganalyse bei Betagten, das Ergebnis hinsichtlich der Kadenz bleibt jedoch kritisch zu hinterfragen. Die Kadenz beträgt nach einer 3-monatigen Intervention bei einem 81-jährigen 142,0 Schritte/Minute. Bezogen auf die in dieser Studie erzielten Ergebnisse ist die KD deutlich größer als die der AVG (KD = 124,9) und dem audFT (KD = 106,4). Zunächst lag die Vermutung nahe, dass bei erhöhter KD eine kleinere Schrittänge sichtbar wird. Jedoch kann dieses nicht bestätigt werden. Die Schrittänge in dem Fallbeispiel von Kressig und Beauchet (2004) beträgt 72,4 cm und ist somit ähnlich der AVG (76,0 cm) und dem audFT (61,4cm) ausgeprägt. Auch die Geschwindigkeit von 3,1km/h ist zu der Geschwindigkeit der IGs nahezu identisch. Aufgrund des deutlich erhöhten Alters der Versuchsperson von Kressig und Beauchet (2004) bleibt die Angabe der KD weiterhin zu hinterfragen.

Vergleicht man die Angaben von Perry (2003) mit der Kadenz von Frauen (KD = 117) und der von Männer (KD = 111), stimmen die Ergebnisse dieser Studie annähernd überein.

6.2.1.8 Geschwindigkeit

Nach Perry (2003) zeigen „Gesunde Erwachsene [...] nur mäßige Variabilität ihrer Ganggeschwindigkeit beim freien Gehen“ (S.271). Kirtley, Whittle und Jefferson (1985) erläutern, dass die Geschwindigkeit das Produkt aus der Kadenz und der Schrittänge ist und somit alle drei Parameter eng miteinander verbunden sind. Folglich sollten immer alle drei Parameter in ihrer Aussagekraft überprüft werden. Zur Erhaltung einer gleichen Geschwindigkeit kann die Kadenz erhöht und die Schrittänge reduziert werden. Bereits kapiteleinleitend wurde darauf verwiesen, dass die Geschwindigkeit einen wichtigen Parameter darstellt. Westhoff et al. (2004) bekräftigen, dass „[...] die Ganggeschwindigkeit die meisten Weg-Zeit-Parameter, kinematischen und kinetischen Kurvenverläufe in allen drei Ebenen des Raums signifikant beeinflusst“ (S.79). Amelung und Seidel (2005) erklären zudem, dass „Viele der quantitativ zu erfassenden Gangparameter [...] in direkter Beziehung zur Gehgeschwindigkeit“ stehen (S.410). Dieses gilt sowohl für die Kadenz als auch für die Schrittänge (Perron et al., 2000).

Höchst signifikante Unterschiede können in dieser Studie von MZP1 zu MZP2 in der Geschwindigkeit in allen Gruppen gezeigt werden. Das audFT verzeichnet dabei die größte Effektstärke mit $d = 2,06$. Ein signifikanter Interaktionseffekt zwischen dem VIG_{gesamt} und dem audFT ist zwar vorhanden, signifikante Unterschiede werden zum MZP2 jedoch nicht erzielt. Folglich kann die FH2 nicht angenommen werden. Zum MZP2 bestehen jedoch weiterhin deutliche Defizite zur AVG. Diese Ergebnisse gleichen denen von Agostini et al. (2014), die ebenfalls postoperativ eine verringerte Ganggeschwindigkeit verzeichnen. Perron et al. (2000) können sogar 4 Jahre postoperativ noch eine Reduktion um 15-25% in der Geschwindigkeit verzeichnen. Ein Vergleich kurzzeitig postoperativ mit 4 Jahren postoperativ ist problematisch, tendenziell zeigt die Studie von Perron et al. (2000) jedoch, dass langfristig mit einer Reduktion der Geschwindigkeit zu rechnen ist.

Die Ganggeschwindigkeit ist Perry (2003) zufolge eine Konstante, folglich führt eine zu langsame Ganggeschwindigkeit zu einem Aufheben des Schrittautomatismus (S. 306). Zur Überprüfung dieser Aussage könnte die Körperschwerpunktverlagerung (COP) dienen, welche jedoch in dieser Studie in der Datenauswertung nicht mit berücksichtigt wurde. Eine genaue Definition hinsichtlich einer *zu langsamem Geschwindigkeit* liefert Perry (2003) jedoch nicht.

Sauer et al. (2012) beschreiben ebenfalls, dass die Ganggeschwindigkeit altersbedingt abnimmt. Für die Ergebnisse dieser Studie ist dieses nicht weiter relevant, da die Altersstruktur in allen Gruppen relativ identisch ist, sodass keine Gruppenunterschiede aufgrund von Altersunterschieden zu erwarten sind.

6.2.2 Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf

Die Dynamik ist bisher in der Literatur lediglich von Jöllenbeck und Pietschmann (2014, 2017) beschrieben worden. Dieser Parameter ermöglicht in einem einheitlich zusammengefassten Wert die Darstellung der Bodenreaktionskräfte, die sich im Gangbild durch zwei Maxima und ein Minimum äußern und aus dem unterschiedlich ausgeprägten Fußaufsatz- und Fußabdruckverhalten resultieren.

In der Dynamik zeigen alle IGs und die KG einen höchst signifikanten Unterschied von MZP1 zu MZP2. Dabei erzielt das audFT für OP mit $d = 1,30$ die größte Effektstärke. Die Effektstärke beim NOP mit $d = 1,20$ wird sowohl vom audFT als auch vom

takFT erzielt. Die AVG unterscheidet sich zum MZP2 höchst signifikant zum audFT, was auf die noch vorhandenen Defizite am Ende der Rehabilitation hindeutet. Ein Interaktionseffekt kann bei der Dynamik zwischen dem VIG_{gesamt} und dem audFT nicht verzeichnet werden. Demzufolge scheint ein audFT keinen zusätzlich positiven Einfluss auf die Dynamik auszuüben. Die AVG zeigt ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zwischen dem linken und rechten Bein. Ausschließlich bei der KG liegt zum MZP1 zwischen dem OP und NOP ein signifikanter Unterschied vor. Zum MZP2 hingegen besteht bei allen IGs und der KG zw. dem OP und NOP ein signifikanter Unterschied, beim takFT ist dieser sogar höchst signifikant. Im Rehabilitationsverlauf scheint eine Annäherung des OP und NOP in der Dynamik nicht möglich. Erklären lässt sich dieses damit, dass das NOP ebenfalls bei den therapeutischen Maßnahmen, beispielsweise durch das Training in der MTT an der Beinpresse oder bei den therapeutischen Gruppenübungen, mittrainiert wird und somit ebenfalls Verbesserungen beim NOP zu erwarten sind. Zusätzlich führt eine erhöhte Geschwindigkeit zu einer Zunahme der Dynamik, da eine erhöhte Geschwindigkeit erhöhte Kraftmaxima beim Fußaufsatz und -abdruck bedingt.

6.2.3 *Bewegungsumfänge*

6.2.3.1 Beckenkippung

Kramers-de Quervain et al. (2008) beschreiben, dass das Becken „[...] in der sagittalen Ebene ein individuell variables Mass an Kippung“ aufweist, was zwischen 5-20 Grad betragen kann (S.39). Den Bewegungszyklus des Gehens betrachtend, bleibt die Beckenbewegung jedoch relativ konstant (Kramers-de Quervain et al., 2008). Perry (2003) beschreibt, dass bei jedem Doppelschritt das Becken asynchrone Bewegungen ausführt, die im Hüftgelenk des Standbeines stattfinden (S.80). Für den Bewegungsumfang in der Sagittalebene (Kippung nach anterior und posterior) gibt Perry (2003) zur Orientierung einen Wert von 4 Grad an, was sich mit den Ergebnissen in dieser Studie deckt. Die AVG weist einen Bewegungsumfang von 4,7° (links) und 4,6° (rechts) im Becken auf. Die Angabe von 5-20° nach Kramers-de Quervain et al. (2008) scheinen demnach deutlich zu groß und sollten hinterfragt werden.

Infolge von Bewegungseinschränkungen im Hüftgelenk kann es zu einer kompensatorischen Beckenmehrbe wegung kommen. So beschreiben Perron et al. (2000) in der Bewegung eine vermehrte Beckenvorderrotation in der Sagittalebene im Vergleich zur Stehposition um 63% bei Frauen nach Hüft-TEP (S.509).

Nach Amelung und Seidel (2005) ist eine übermäßige Beckenaufrichtung, welches von den Autoren als Retroversion bezeichnet wird, sowie eine vermehrte Beckenkippung nach ventral (Anteversion) „[...] als Zeichen einer Instabilität oder Hypermobilität in der Lenden-Becken-Hüft-Region zu werten“ (S.412). Nach Hüft-TEP hingegen kann eine vermehrte Beckenaufrichtung oder - kippung jedoch als Kompensationsmechanismus aufgrund einer reduzierten Hüftbeweglichkeit oder aufgrund von vorhandenen Kontrakturen gesehen werden. Die Ursache ist demzufolge nicht zwingend eine Instabilität in dieser Region. Spätfolgen aufgrund dieser Kompensationsbewegung sind nicht auszuschließen. So berichten viele Hüft-TEP-Patienten von bereits präoperativ bestehenden LWS –Beschwerden.

Ausgenommen des visFT und des audFT zeigen alle anderen IGs und die KG einen signifikanten Unterschied von MZP1 zu MZP2. Zwar könnte ein signifikanter Unterschied als positiv gewertet werden, in dem Fall der Beckenbewegung lässt dieses auf eine kompensatorische Beckenmehrbe wegung schließen, die aus einer reduzierten Hüftbeweglichkeit bei erhöhter Geschwindigkeit und größerer Schritt länge resultiert. Die Annahme der FH1 ist somit nicht als positiv zu werten.

Zwischen OP und NOP sind bei keiner IGs, der KG und der AVG signifikante Unterschiede im Bewegungsumfang des Beckens vorhanden. Was auf zumindest keine vermehrte unilaterale Kompensationsbewegung hindeutet. Generell muss das Ausmaß der Beckenmehrbe wegung beachtet werden, welches lediglich um 2-2,5° erhöht ist. Sauer et al. (2012) berichten von einer erhöhten Beckenkippung beim Normalkollektiv. „Als mögliche Ursache für die gesteigerte Beckenbewegung [...]“ wird die erhöhte Ganggeschwindigkeit gesehen (Sauer et al., 2012, S. 14). Eine vermehrte Beckenbewegung der AVG konnte trotz erhöhter Ganggeschwindigkeit in dieser Studie nicht gezeigt werden. Die Befunde von Sauer et al. (2012) können somit nicht bestätigt werden.

6.2.3.2 Hüftgelenk

Die Ergebnisse hinsichtlich des Bewegungsumfangs im Hüftgelenk decken sich mit denen von Horstmann et al. (2013) und Foucher und Freels (2015). Nach endoprothetischem Hüftgelenkersatz ist der Bewegungsumfang im Hüftgelenk reduziert. Pospischill et al. (2010) verzeichnen eine reduzierte Hüftextension postoperativ. Perron und Kollegen (2000) berichten zudem, dass überwiegend in der terminalen Standphase die Hüftextension eingeschränkt ist. „Eine unzureichende Hüftextension in der terminalen Standphase [...]“, so erklären Sauer et al. (2012) „[...] hemmt die Retroversion des Oberschenkels“ (S.13). Das Resultat daraus ist eine reduzierte Schrittänge der Patienten (Sauer et al., 2012).

Von MZP1 zu MZP2 besteht bei allen IGs und der KG ein signifikanter Unterschied, ausgenommen des NOP beim LBT und virtFT. Das audFT erzielt dabei für OP die größte Effektstärke von $d = 1,08$. Zum MZP2, ausgenommen der KG (NOP) und dem virtFT (OP), bestehen sowohl beim OP als auch NOP keine signifikanten Unterschiede zum audFT. Ein Interaktionseffekt zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT liegt nicht vor, sodass die FH2 nicht bestätigt werden kann.

Bei genauer Betrachtung fällt auf, dass zum MZP2 zwischen der AVG und dem audFT beim NOP/rechts kein signifikanter Unterschied mehr vorhanden ist. Dieses deutet auf eine Angleichung an den Bewegungsumfang der AVG hin, da zum MZP1 sowohl beim OP als auch NOP ein höchst signifikanter Unterschied zum audFT vorhanden war.

Interessanterweise zeigt die AVG einen knapp signifikanten Unterschied ($p = .049$) zwischen links und rechts. Ursächlich hierfür könnte ein fehlerhaftes Erfassen bei der Datenerhebung sein. Zum anderen sollte an dieser Stelle auch darüber nachgedacht werden, dass der Mensch an sich nicht immer symmetrisch ist, wenngleich eine Symmetrie als wünschenswert gilt. „[...] alle menschlichen Körper [...]“ sind zwar „[...] nach dem gleichen Plan gebaut und den gleichen Kräften ausgesetzt“ dennoch besitzt jeder Mensch eine gewisse Individualität (Suppé & Bongartz, 2013, S. 138). Unterstützt wird diese These durch die Befunde von Sauer et al. (2012), die ebenfalls beim Normalkollektiv Seitendifferenzen in der Frontalebene bei der Adduktion und Abduktion der Hüfte in der mittleren Standphase statistisch belegen konnten. Sauer et al. (2012) ziehen als mögliche Erklärung der erhöhten Hüftabduktion

tion eine „[...] individuelle Ausprägung hinsichtlich einer erhöhten Standbeinaktivität [...]“ in Betracht (S.14).

Einseitige berufliche oder sportliche Tätigkeit könnte eine Erklärung für den Umfangsunterschied im Hüftgelenk zwischen der linken und rechten Seite bei der AVG sein, wobei dieses rein spekulativ ist und weiter untersucht werden sollte.

6.2.3.3 Kniegelenk

Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen die Befunde von Agostini et al. (2014). Im Follow-Up konnten Agostini und Kollegen (2014) in der Standphase nicht nur eine reduzierte Knieextension, sondern auch einen limitierten Bewegungsumfang im Kniegelenk zur Kontrollgruppe verzeichnen.

Von MZP1 zu MZP2 zeigen alle IGs und die KG signifikante Unterschiede im Bewegungsumfang des Kniegelenks. Das audFT erzielt für OP eine Effektgröße von $d = 1,35$ und NOP $d = 1,09$. Ausschließlich das visFT erzielt für OP eine größere Effektgröße von $d = 2,18$. Zum MZP2 liegen keine signifikanten Diskrepanzen zw. audFT und der AVG vor. Aufgrund der höchst signifikanten Unterschiede zum MZP1 sowohl beim OP und NOP zur AVG scheint ein audFT zu einer Verbesserung im Bewegungsumfang des Kniegelenks beizutragen. Es liegt ebenfalls ein höchst signifikanter Interaktionseffekt zw. dem audFT und dem VIG_{gesamt} für OP und NOP (beide $p < .001$) vor. Die FH2 kann aufgrund der signifikanten Unterschiede zum MZP2 für OP ($p = .010$) und NOP ($p = .029$) angenommen werden. Dieses Ergebnis zeigt, dass ein audFT anderen Feedbackarten und Trainingsinterventionen auf dem Laufband überlegen ist und den Bewegungsumfang im Kniegelenk nach Hüft-TEP positiv beeinflusst.

Wie bereits in Kapitel 6.2.1 beschrieben, werden von MZP1 zu MZP2 auch signifikante Unterschiede in der Geschwindigkeit erzielt. Eine Geschwindigkeitssteigerung führt zu einer größeren Schrittlänge als auch zu einer Zunahme des Bewegungsumfangs in allen Gelenken. Abgesichert wird dieses durch die Darlegung von Kramers-de Quervain et al. (2008), welche beschreibt, dass das Ausmaß der Knieflexion geschwindigkeitsabhängig ist. Sauer et al. (2012) bestätigen dieses, indem sie erläutern, dass eine reduzierte Ganggeschwindigkeit die Knieflexion in der Phase der Belastungsantwort deutlich herabsetzt (S.13). „Eine Verringerung der Gehge-

schwindigkeit von 5,4 km/h auf 3,6 km/h [...]“ kann „[...] eine um 67% reduzierte Knieflexion“ bewirken (Sauer et al., 2012, S. 13). Folglich kann der vermehrte Bewegungsumfang im Kniegelenk zumindest teilweise auch auf die erhöhte Geschwindigkeit zum MZP2 zurückzuführen sein. Eine reduzierte Hüftextension beim Fußabdruck führt folglich auf der gleichen Seite zu einer reduzierten Knieextension beim Fußabdruck, was ebenfalls einen reduzierten Bewegungsumfang im Kniegelenk bewirkt.

6.2.3.4 Sprunggelenk

Der Gesamtbewegungsumfang beim Gehen im Sprunggelenk beträgt Perry (2003) zufolge durchschnittlich 30° ($20\text{-}40^\circ$). Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit den Angaben von Perry (2003). Die AVG erzielt einen Bewegungsumfang im Sprunggelenk beim OP $31,6^\circ$ und beim NOP $31,8^\circ$.

Von MZP1 zu MZP2 sind in allen IGs und der KG signifikante Unterschiede zu verzeichnen. Zwischen OP und NOP liegt nur bei der KG zum MZP1 ein signifikanter Unterschied vor. Zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT liegt weder für OP noch NOP ein signifikanter Interaktionseffekt vor. Dennoch zeigt sich zum MZP2 ein signifikanter Unterschied beim OP ($p = .029$) und NOP ($p = .003$). Zum MZP1 war jedoch weder für OP noch NOP ein signifikanter Unterschied vorhanden. Den Ergebnissen zufolge führt ein audFT zu einem deutlich vermehrten Bewegungsumfang im Sprunggelenk bei beiden Beinen. Inwiefern dieser vermehrte Bewegungsumfang wirklich auf das audFT zurückzuführen oder als Zufallseffekt anzusehen ist, sollte weiterhin untersucht werden. Ein möglicher Erklärungsansatz wäre, dass der auditive Trigger für die Hüftgelenksbewegung auf das Sprunggelenk übertragen wird. Eine bewusste Aufmerksamkeitslenkung auf das Gehen könnte automatisch zu einer vermehrten Dorsalextension und Plantarflexion führen. Eine mögliche Erklärung für eine vermehrte Sprunggelenksbewegung liefern Agostini et al. (2014). Demnach ist das operierte Bein in der Standphase vermehrt flektiert. Aufgrund dessen wird zur Einleitung der Vorschwungphase eine vermehrte Aktivität des Tibialis anterior sichtbar, wofür eine erhöhte Dorsalflexion notwendig ist (Agostini et al., 2014). Der erhöhte Bewegungsumfang im Sprunggelenk muss nicht zwangsläufig dem audFT

zugeschrieben, sondern sollte vielmehr als Kompensationsmechanismus angesehen werden.

Generell deuten die Befunde jedoch darauf hin, dass die Bewegungsveränderungen im Hüftgelenk nicht nur im direkt benachbarten Gelenk (Kniegelenk) zu finden sind, sondern auch in der zweiten Ebene unterhalb des operierten Gelenks noch erkennbar sind und auch Auswirkungen auf die NOP Seite haben.

6.2.4 *Bewegungsverläufe*

In der Literatur werden nach Hüftgelenkersatz die Bewegungsverläufe des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes im Gangzyklus beschrieben und auch grafisch dargestellt (Agostini et al., 2014; Perron et al., 2000; Sander, Layher et al., 2012). Eine Beschreibung und grafische Veranschaulichung der Beckenbewegung nach Hüftgelenkersatz hingegen findet nicht statt.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass die Flexions-Extensions-Bewegung im Hüftgelenk als wesentlicher Schlüsselparameter nach Hüft-TEP sich zwar in ihrem Verlauf über den Zeitraum der Intervention verbessert. Defizite zw. der operierten und nicht operierten Seite und gegenüber der AVG an MZP2 verbeiben jedoch in allen IGs. Zudem zeigen die Ergebnisse, dass sich die Bewegungsverläufe nach Hüft-TEP nicht nur im Hüft-, sondern auch im Knie- und Sprunggelenk normalisieren, zur AVG an MZP2 aber ebenso defizitär bleiben. Der Bewegungsverlauf des Beckens offenbart an MZP2 weiterhin ein vergrößertes Bewegungsausmaß. Eine Mehrbewegung im Becken kann auf einen Kompensationsmechanismus aufgrund einer eingeschränkten Hüftbeweglichkeit hindeuten.

Die statistische Auswertung der Verlaufskurven zeigt, dass von MZP1 zu MZP2 das audFT tendenziell die größten Effekte im Bewegungsverlauf sowohl im Becken, im Hüft-, im Knie- (OP-Seite) und im Sprunggelenk erzielt (vgl. Tabelle 22, Tabelle 24, Tabelle 26 & Tabelle 28). Dieses gilt jedoch nicht für eine Angleichung der Seitenunterschiede zw. operierter und nicht operierter Seite (vgl. Tabelle 23, Tabelle 25, Tabelle 27 & Tabelle 29).

Aufgrund dieser Ergebnisse empfehlen sich für Folgestudien zum einen die Betrachtung der Verlaufskurven in allen Gelenken (unter Einbezug der 1. Ableitung und Vereinigungsmenge) und zum anderen die Hinzunahme der Beckenbewegung, da in

dieser ebenfalls Veränderungen nach Hüft-TEP zu erkennen sind. Folgebeschwerden aufgrund kompensatorischer Mehrbewegungen könnte somit besser vorgebeugt werden.

6.2.5 *Symmetrie-Indizes*

Seitenunterschiede, Symmetrien und Asymmetrien in Bezug auf das Gangbild nach Hüftgelenkersatz werden in der Literatur häufig beschrieben (Agostini et al., 2014; Horstmann et al., 2013; Perron et al., 2000; Rasch et al., 2010) und zur Beurteilung des Gangbildes herangezogen (Casartelli, Item-Glatthorn, Bizzini, Leunig, & Maffiuletti, 2013; Di Monaco, Vallero, Tappero, & Cavanna, 2009; Sander, Layher et al., 2012). Ein Symmetrie-Index wird zur Bewertung des Gangbildes nach Hüftgelenkersatz hingegen nur selten verwendet, wurde jedoch bereits 1988 von Herzog et al. beschrieben.

Empfehlungen für das Training zur Reduzierung von Asymmetrien des Gangbildes werden ebenfalls in der Literatur gegeben (Foucher & Freels, 2015).

Eindeutige Tendenzen in der Reduktion von Asymmetrien können in dieser Studie jedoch keiner Intervention direkt zugeschrieben werden. Eine Reduzierung der Symmetrie-Indizes ist in allen Gruppen und in nahezu allen Parametern zu erkennen (Tabelle 30 - Tabelle 38). Verbesserungen beim audFT von MZP1 zu MZP2 für den direkt angesteuerten Bewegungsumfang im Hüftgelenk (SI an MZP2 = 26,0%, Reduktion um 8,3 %P) verdeutlicht eine Angleichung zw. der operierten und nicht operierten Seite, allerdings hatte eine direkte Ansteuerung des Schlüsselparameters einen größeren Effekt erwarten lassen. Vermutlich kann die zu kurze Trainingsdauer in dieser Intervention diesen Effekt erklären.

Allgemein empfiehlt sich die Verwendung von Symmetrie-Indizes für Folgestudien, da die Ausprägung der Seitenunterschiede zw. dem operierten und nicht operierten Bein somit anhand eines Kennwertes vereinfacht dargestellt werden kann.

6.2.6 *Trainingsdauer & Schmerzempfinden*

Über den Zeitraum der Intervention (von TE 1 zu 6) scheint sich die Trainingsdauer in allen IGs (ausgenommen takFT) geringfügig zu verbessern. Dieses steht möglicherweise mit der wundheilungsbedingten Schmerzreduktion und der Verbesserung der allgemeinen Konstitution im Rehabilitationsprozess in Zusammenhang.

Hinsichtlich der Trainingsdauer ist besonders auffällig, dass beim takFT die Trainingsdauer von 20 Minuten ausnahmslos, ohne vorzeitige Beendung, eingehalten wurde. Das takFT scheint dahingehend eine zu favorisierende Trainingsform zu sein. Die deutlich reduzierte Trainingsdauer bei der 2. TE beim audFT könnte verschiedene Ursachen haben (Unwohlsein, Schmerzen, Überbelastung etc.), scheint jedoch nicht ausschließlich auf das audFT zurückzuführen zu sein, da die Trainingsdauer an den Folgeeinheiten ähnlich denen der anderen Interventionsgruppen war. Die Annahme einer motivationsfördernden Wirkung eines audFT und damit verbunden eine erhöhte Trainingsdauer bestätigt sich nicht.

Eine Schmerzreduktion im Rahmen der Rehabilitation ist zu erwarten und bestätigt sich für alle Gruppen. Ein audFT scheint keinen zusätzlichen Einfluss auf das Schmerzempfinden zu nehmen.

6.2.7 *IMU-Sensordaten*

Bei der Datenauswertung der IMUs sind bei den Hüft-TEP-Patienten sichtbare Veränderungen im Bewegungsablauf beim Ausschalten der Gelenkwinkelvertonung aufgefallen. Unter Vorbehalt, dass das System mit dem gearbeitet wurde einen Prototyp darstellt, könnte dieses bedeuten, dass beim Umstellen von einem externen Trigger (dem auditiven Feedback) auf einen internen Trigger (die eigene Wahrnehmung) es zu einer Veränderung in der Bewegungsvorstellung bzw. in der Bewegungsausführung führte. Jedoch muss an dieser Stelle berücksichtigt werden, dass nicht zuletzt diese Sichtung auch messtechnische Ursachen haben könnte. Diese Befunde lassen zwar wagen Optimismus zu, jedoch sollte dieses Phänomen weiter untersucht werden, bevor diese Beobachtung zu Fehlinterpretationen führt.

6.2.8 *Fragebogenauswertung*

Der Fragenbogen wurden entworfen, um ein erstes Stimmungsbild der Patienten und die ersten Erfahrungen mit einem audFT abbilden zu können.

Die Auswertung der Fragenbögen hat ergeben, dass 2/3 der Hüftpatienten das Training als angenehm empfunden haben. Sieben Hüftpatienten haben das Training eher teils teils als angenehm empfunden. Die Begründungen bezogen sich vorwiegend auf die gehörten Töne, die als unangenehm wahrgenommen wurden. Weiterhin wurden operationsbedingte Schmerzen als Begründung angegeben. Aus diesen Ergebnissen kann abgeleitet werden, dass die Patienten das durchgeführte audFT überwiegend als positiv wahrgenommen haben. Es kann dennoch davon ausgegangen werden, dass ein audFT nicht für jeden Patienten geeignet ist, da eine Affinität zur Musik sowie ein gewisses Körperbewusstsein und -gefühl Voraussetzungen sind, um ein audFT durchführen zu können. Sollten diese Voraussetzungen möglicherweise nur unzureichend vorhanden sein, könnte sich dieses auf die Umsetzung des Gehörten in Bezug auf die Bewegungsausführung nachteilig ausgewirkt haben bzw. zu einem unangenehmen Gefühl beigetragen haben.

Die Dauer des Trainings haben 20 von 21 als angenehm empfunden. Warum die Dauer des Trainings nur teils teils als angenehm empfunden wurde, wurde mit einer grenzwertigen Anstrengung begründet.

Die Frage, ob die Tonfolge OP an die NOP angepasst werden konnte, konnten 13 Hüftpatienten bejahen. Acht Hüftpatienten konnten die Tonfolge nicht anpassen. Die Begründungen der Hüftpatienten bezogen sich oftmals auf die Tonfolge bzw. die Tonunterschiede. Es bestanden Probleme, die Tonfolge der Bewegung zuzuordnen bzw. die Tonunterschiede besonders zwischen der operierten und nicht operierten Seite wahrzunehmen. Dieses kann auf das begrenzte Bewegungsausmaß des Hüftgelenks zurückgeführt werden. An dieser Stelle kann zudem diskutiert werden, ob die Dauer der eingehaltenen Schonhaltung bzw. die Manifestierung dieser einen Einfluss auf die Wahrnehmung der Bewegungsausführung und der Tonanpassung hat. Das heißt, je länger die Schonhaltung ausgeübt wurde, umso schwieriger ist die Bewegungsausführung bzw. -wahrnehmung postoperativ, trotz Bewegungsvertonung.

19 von 21 Hüftpatienten haben angegeben, dass es ihnen gelungen ist, sich auf ihren Gang zu konzentrieren, was folglich. Was den Rückschluss zulässt, dass Patienten nach Hüft-TEP allgemein in der Lage sind, ein bewusstes Gangtraining auszuführen.

Gründe für ein vorzeitiges Beenden des Trainings waren oftmals muskuläre Schmerzen, Überlastung oder allgemeine Erschöpfung. Es kann davon ausgegangen werden, dass dies normale operationsbedingte Begleiterscheinungen sind die nicht ausschließlich auf das audFT zurückzuführen sind.

Zu der Frage, wie eine Optimierung des Trainings aussehen könnte, wurden viele Vorschläge gemacht. Zusammengefasst bezogen sich die meisten Optimierungsvorschläge auf die Tonfolge. Diese sollte deutlicher zu hören bzw. die Unterschiede sollten deutlicher herausgearbeitet werden. Weiterhin wurde vorgeschlagen, die Tonfolge der Gelenkbewegung ansprechender zu gestalten und ggf. durch Musik zu ersetzen. Auch auf eine Kombination mit einem zusätzlich visuellen Training z.B. durch ein Spiegeltraining wurde mehrfach hingewiesen. Eine Verlegung der Trainingszeiten in die Morgenstunden wurde ebenfalls mehrfach gewünscht, da die Patienten nach einem Tag mit einer Vielzahl an Therapien schon stark beansprucht waren und ihnen daher die Umsetzung des audFT schwer gefallen ist.

6.2.9 *Gesamtdiskussion Hüft-TEP Ergebnisse*

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen eine Verbesserung wesentlicher Parameter über den Zeitraum der Intervention für Hüft-TEP-Patienten. Aufgrund dessen kann die FH1 (Haupteffekt über die Zeit) bei allen Parametern angenommen werden. Die FH2 (Überlegenheit des audFT) kann für Hüft-TEP nur für den Bewegungsumfang im Kniegelenk als bestätigt angesehen werden. In weiteren Parametern liegen dahingehend tendenzielle Signifikanzen vor. Zunächst deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die aufgezeigten Verbesserungen im Wesentlichen auf den normalen Heilungsprozess zurückzuführen sind, da sich die Ergebnisse des auditiven Feedbacktrainings weitgehend mit denen der anderen Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe nach Hüft-TEP decken.

Bei der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass nach endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks nicht ausschließlich das operierte Hüftgelenk selbst betrof-

fen ist und Bewegungseinschränkungen aufweist, sondern, dass ebenfalls Einschränkungen in den benachbarten Gelenken zu verzeichnen sind. Die operativen Auswirkungen bzw. die im Vorfeld schmerzbedingt eingenommene Schonhaltung lässt sich somit nicht allein auf das betroffene Gelenk reduzieren. Einschränkungen sind ebenso auf der NOP-Seite zu verzeichnen.

Zudem kann gezeigt werden, dass das audFT von MZP1 zu MZP2 im Vergleich zu den anderen Interventionsgruppen bei der *t*-Test-Berechnung die größten Effektstärken bei den Gangparametern (mit Ausnahme der Doppelschrittänge), bei der Dynamik und auch vereinzelt bei den Bewegungsumfängen aufzeigt (vgl. Tabelle 8 - Tabelle 20). Ein besonders großer Effekt wird dabei im Bewegungsumfang des Hüftgelenks auf der operierten Seite erzielt (vgl. Tabelle 18). Diese Ergebnisse sind ein Indiz dafür, dass im Rehabilitationsverlauf sowohl temporäre als auch überdauern-de Parameter durch ein audFT zumindest geringfügig vermehrt angesprochen werden können.

Diese Feststellung bestätigt sich ebenfalls bei der Betrachtung des Bewegungsverlaufs. So zeigt ein audFT in der Vereinigungsmenge in der Beckenkippung und der Hüftgelenksbewegung prozentual auf den Gangzyklus bezogen die größten Verbesserungen von MZP1 zu MZP2. Im Kniegelenk zeigt sich Gleichtes auf der operierten und im Sprunggelenk auf der nicht operierten Seite. Im Hinblick auf die Ansteuerung der Schlüsselpараметer nach Hüft-TEP zeigt besonders der verbesserte Bewegungsverlauf im Hüftgelenk, dass eine direkte Ansteuerung durch ein audFT zumindest zu geringfügig verbesserten Effekten führen kann. Eine Anpassung zw. der operierten und nicht operierten Seite hingegen zeigt sich nicht.

Aufgrund des Ausbleibens signifikanter Unterschiede an MZP2 zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT kann die FH2 überwiegend nicht angenommen werden. Bei 8 von 22 Parametern liegt, wie in Tabelle 41 dargestellt, bei der FH2 eine tendenzielle Signifikanz vor. Zwar muss die FH2 zunächst abgelehnt werden, könnte aber unter anderen Voraussetzungen (größeres Probandenkollektiv) für diese Parameter wohlmöglich doch angenommen werden. Folglich würde sich die Durchführung einer Folgestudie mit größerem Probandenkollektiv für das audFT anbieten.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen zudem, dass Asymmetrien zw. der operierten und nicht operierten Seite ebenfalls durch ein audFT reduziert werden können (aus-

genommen der Dynamik). Die größte Reduktion erfolgt dabei im Bewegungsumfang des Hüftgelenks. Ein identischer Effekt ist jedoch auch bei den anderen Interventions- sowie bei der Kontrollgruppe vorhanden, sodass dieser Effekt nicht ausschließlich dem audFT zugeschrieben werden kann (vgl. Tabelle 82).

Ein weiteres wichtiges Ergebnis dieser Arbeit zeigt sich durch die Betrachtung der Beckenbewegung (Kippung) nach Hüft-TEP. Bisher wurden wie bei Mittlmeier und Rosenbaum (2005) sowie Felder (1998) in der Literatur ausschließlich die Auswirkungen auf die darunterliegenden Ebenen des Knie- und Sprunggelenks betrachtet. Rückschlüsse über die Auswirkungen der Schonhaltung auf die Wirbelsäule bzw. auf die oberen Extremitäten sind somit kaum möglich, jedoch beschreiben Wieben und Falkenberg (2008), dass im Einzelfall Fehl- und Überlastungen der unteren Extremitäten auch Auswirkungen auf die oberen Extremitäten haben können. Bereits 2008 haben Bochdansky et al. (2008) Bezug auf das in der Literatur beschriebene *Hip-Spine-Syndrom* genommen und beschrieben, dass Störungen im Hüftgelenk zu Schmerzen in der Wirbelsäule führen können. Bochdansky et al. (2008) schildern auch, dass Einschränkungen im Hüftgelenk ebenfalls die Muskelfunktionen in der Lendenwirbelsäule betreffen können. In Studien zum Gangverhalten nach Hüft-TEP findet dieses jedoch wenig Beachtung, daran erkennbar, dass nach Hüft-TEP vorwiegend die Weg-Zeit-Parameter, Muskelfunktionen im Seitenvergleich sowie Bewegungsumfänge im Knie- und Sprunggelenk Beachtung finden. Eine ganzheitliche Betrachtung der Auswirkungen eines defizitären und gestörten Gangbildes ist in der Literatur nach Hüft-TEP jedoch kaum zu finden. Ein Teilaспект dieser Studie besteht in der Analyse eines defizitären Gangbildes nach Gelenkersatz sowie die daraus resultierenden Konsequenzen auf die Wirbelsäule. Die Daten der Wirbelsäulenanalyse wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt, befinden sich jedoch aktuell in der Auswertung.

Für die Therapie im Allgemeinen könnten die Verbesserungen im Bewegungsumfang des Knie- und Sprunggelenks nach Hüft-TEP bedeuten, dass sich eine bewusste Ansteuerung und ein bewusstes Training positiv auf den Bewegungsumfang im Hüftgelenk auswirken könnten. Es kann davon ausgegangen werden, dass in den verschiedenen Therapieformen die Bewegungsumfänge im Knie- und Sprunggelenk unbewusst mittrainiert werden. Dennoch bietet es sich möglicherweise für die The-

rapie an, den Fokus und die Aufmerksamkeit bewusst auf den Bewegungsumfang im Knie- und Sprunggelenk zu richten, um als *Begleiteffekt* eine Verbesserung im Hüftgelenk zu erlangen.

Verbesserungen auf der nicht operierten Seite nach Hüft-TEP können Horstmann et al. (1995) zufolge zumindest im geringen Umfang als methodischer Lerneffekt bzw. als Cross-Over-Effekte gesehen werden. Darüber hinaus wirkt sich die postoperativ wiedererlangte Mobilität aufgrund durchgeföhrter Therapiemaßnahmen auch auf die nicht operierte Seite aus (Horstmann et al., 1995). Die in dieser Studie festgestellten Verbesserungen auf der nicht operierten Seite lassen sich ebenfalls dadurch erklären.

Durch die in dieser Studie erzielten Ergebnisse besonders mittels der Bestätigung der FH2 für den Parameter *Bewegungsumfang im Kniegelenk* und der Beobachtung der IMU-Sensordaten (Bewegungsveränderungen / Leistungseinbußen beim Ausschalten des auditiven Feedbacks) besteht ein vorsichtiger Optimismus hinsichtlich der Wirksamkeit eines audFT nach Hüft-TEP. Aktuell scheint ein audFT anderen Feedbackformen noch nicht übermäßig überlegen zu sein. Modifikationen in der Vertonung (wie im Fragebogen auch von den Patienten gewünscht) können dieses möglicherweise positiv beeinflussen.

Eine weiterführende inhaltliche Diskussion Projektübergreifend ist im Kapitel 6.5. zu finden.

6.3 Ergebnisdiskussion Knie-TEP

Ausgangsniveau

An MZP1 lag im Wesentlichen bei allen IGs und der KG kein signifikanter Unterschied zum audFT vorliegt, was auf ein gleiches Ausgangsniveau aller Gruppen hindeutet und eine maßgebliche Voraussetzung zur Beurteilung eines Gruppenunterschieds darstellt. In vereinzelten Parameter (z.B. Kadenz und Geschwindigkeit) ist ein signifikanter Unterschied zum takFT vorhanden. An MZP1 und MZP2 liegt ein höchst signifikanter Unterschied in allen Parametern zw. dem audFT und der AVG vor. Die AVG dient jedoch ausschließlich zur Beurteilung der Effekte am Ende der Rehabilitation, sodass der signifikante Unterschied an MZP1 nicht bedeutsam ist, zumal die Daten der AVG ausschließlich an einem Messzeitpunkt erhoben wurden und nur zum besseren Verständnis an beiden MZPs dargestellt werden.

Allgemeine Berücksichtigung

Allgemein muss beim Vergleich mit der AVG berücksichtigt werden, dass die Probanden der AVG mit einer deutlich höheren Geschwindigkeit bei der Datenerhebung auf dem Laufband gegangen sind. Die Geschwindigkeit stellt eine zentrale Größe dar, die sich nicht nur auf die Weg-Zeit-Parameter, sondern auch auf die kinematischen Parameter auswirkt (Sauer et al., 2012). Mögliche Unterschiede zur AVG können somit durch die erhöhte Ganggeschwindigkeit bedingt sein.

6.3.1 *Gangparameter*

Die Ergebnisse der interferenzstatistischen Prüfung der Hypothesen weisen einen Haupteffekt über die Zeit bei allen IGs und der KG bei den Gangparametern auf. Die FH1 kann folglich für alle Gangparameter aller IGs und der KG angenommen werden. Dieser Effekt kann im Wesentlichen auf die normalen Heilungsprozesse während der Rehabilitation zurückzuführen sein. Da die Ergebnisse der durchgeführten Interventionen sich im Allgemeinen an MZP2 nicht maßgeblich von denen der Kontrollgruppe abheben.

Bezugnehmend auf die in Kapitel 2.4.5 beschriebenen postoperativen Defizite nach Knie-TEP stimmen diese mit den Ergebnissen dieser Studie überein. Im Allgemeinen decken sich die Ergebnisse mit der Feststellung von McClelland et al. (2012), dass

postoperativ anhaltende Einschränkungen in der operierten Extremität sowie Bewegungsasymmetrien vorhanden sind. Dies ist erkennbar an den noch deutlichen Defiziten in allen Parametern zur AVG an MZP2. Die Ergebnisse bestätigen ebenfalls die Aussage von Sander, Layher et al. (2012), dass 3 Monate postoperativ noch ein Schonhinken und Funktionsstörungen in der sagittalen Kniekinematik vorhanden sind. Die von Ahmed, Abd-Elkader und Al-Obathani (2010) beschriebenen funktionellen Limitationen in der frühen postoperativen Phase können ebenfalls in dieser Studie gezeigt werden.

6.3.1.1 Schrittlänge

Bei der Betrachtung der Schrittlänge muss zunächst berücksichtigt werden, dass diese „[...] eine individuelle und variable Größe“ darstellt (Amelung & Seidel, 2005, S. 410). Perry (2003) führt zudem an: „Jeder gesunde Mensch hat seine persönliche Schrittlänge in Abhängigkeit seiner Konstitution“ (S.306). Zudem ist die Schrittlänge von der Beweglichkeit der Gelenk der unteren Extremitäten abhängig (Amelung & Seidel, 2005). Einschränkungen in der Kniebeweglichkeit können somit zu einer reduzierten Schrittlänge führen. Infolge eines endoprothetischem Gelenkersatzes des Kniegelenks ist der Bewegungsumfang nachweislich reduziert (vgl. Tabelle 3), was ebenfalls die reduzierte Schrittlänge aller IGs und der KG erklärt. Amelung und Seidel (2005) geben zudem zu bedenken, dass bei Ganganalysen auf dem Laufband Patienten „[...] eine individuelle Verkürzung der Schrittlänge vornehmen“ (S.411). Möglicherweise ist die deutlich reduzierte Schrittläng aller IGs und der KG im Vergleich zur AVG zumindest teilweise in der Darlegung von Amelung und Seidel (2005) begründet. Generell zeigt sich nach Sauer et al. (2012) und Kressig und Beauchet (2004), dass eine Reduzierung der Schrittlänge auch eine altersbedingte Veränderung beim Gehen darstellt. Dies erklärt jedoch nicht den Unterschied zur AVG an MZP2, da der Altersunterschied zwischen der AVG und den Probanden des audFT mit 2,5 Jahren relativ marginal ist.

Das aktuelle Ergebnis einer postoperativ reduzierten Schrittlänge nach Knie-TEP deckt sich mit den Angaben von Ouellet und Moffet (2002).

Alle IGs und die KG zeigen von MZP1 zu MZP2 einen höchst signifikanten Unterschied von $p < .001$. Das audFT (OP $d = 1,84$, NOP $d = 1,71$) weist hierbei die größten

Effektstärken auf. An MZP2 unterscheidet sich das audFT beim OP und NOP signifikant zur KG und zum virtFT. OP und NOP weisen weder zum MZP1 noch zum MZP2 einen signifikanten Unterschied auf, ausgenommen das LBT an MZP2 ($p = .047$). Zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT liegt nur für OP ein signifikanter Interaktionseffekt mit $p = .042$ vor. Ein signifikanter Unterschied an MZP2 ist nicht vorhanden, sodass die FH2 für die Schrittlänge nicht angenommen werden kann.

6.3.1.2 Standphase

In den Studien von Aenon, Junhyuck und Seungwon (2015) und Ahmed et al. (2010) können ebenfalls postoperativ reduzierte Standphasen festgestellt werden. Sander, Rosenbaum et al. (2012) beschreiben, dass sich das Schonhinken nach Knie-TEP 13 Wochen postoperativ besonders in der verkürzten Standphase äußert. Die höchst signifikanten Unterschiede zur AVG an MZP2 bestätigen die Erkenntnisse von Aenon et al. (2015), Ahmed et al. (2010) und Sander, Rosenbaum et al. (2012).

Alle Gruppen zeigen von MZP1 zu MZP2 signifikante bis höchst signifikante Unterschiede. Das audFT zeigt neben dem virtFT für NOP dabei die größten Effektstärken mit $d = 1,49$ für das audFT und $d = 1,51$ für das virtFT. Die FH2 kann weder für OP noch NOP angenommen werden. Zudem liegen bei allen Gruppen zwischen OP und NOP an beiden Messzeitpunkten ebenfalls hoch bis höchst signifikante Unterschiede vor. Dieses deutet darauf hin, dass während der Rehabilitation die Differenzen zw. OP und NOP nicht abgebaut werden können und an MZP2 weiterhin Bestand haben. Es ist zwar eine Verkürzung der Standphase zu erkennen, jedoch sowohl für OP und NOP was auf die erhöhte Geschwindigkeit zurückgeführt werden kann.

Sander, Rosenbaum et al. (2012) sind der Ansicht, dass der Übergang von der Stand- zur Schwungphase aufgrund der unzureichenden Flexion in der Vorschwungphase nicht fließend ist. Eine vermehrte Schwellung im operierten Gelenk und Schmerzen können ebenfalls ursächlich hierfür sein.

6.3.1.3 Stoßdämpfungsphase

Auffällig ist, dass in der Literatur überwiegend keine isolierte Betrachtung der Stoßdämpfungsphase stattfindet. Ausschließlich in Zusammenhang mit der Kniestreckung wird auf die Stoßdämpfungsphase eingegangen. So beschreiben Sander, Rosen-

baum et al. (2012), dass sich funktionelle Einschränkungen nach Knie-TEP in einer vermehrten Kniestreckung in der Stoßdämpfungsphase zeigen. Zeni et al. (2013) sind der Ansicht, dass über die Kniestreckung besonders in der Stoßdämpfungsphase ein Rückschluss auf die Funktion des Quadrizeps möglich ist.

In dieser Studie kann gezeigt werden, dass signifikante bis höchst signifikante Unterschiede in allen Gruppen von MZP1 zu MZP2 erzielt werden. Die Stoßdämpfungsphase reduziert sich somit sowohl beim OP als auch NOP. Für OP zeigt das audFT mit $d = 1,43$ neben dem takFT $d = 1,40$ die größte Effektstärke. Ausgenommen des visFT an MZP1 und MZP2 und des audFT an MZP2 liegen bei allen IGs und der KG signifikante Unterschiede zw. OP und NOP vor. Aufgrund des höchst signifikanten Unterschieds an MZP1, welcher an MZP2 nicht mehr vorhanden ist, kann geschlussfolgert werden, dass durch ein audFT die Differenz zwischen OP und NOP abgebaut werden kann. Ein audFT scheint auf die Stoßdämpfungsphase einen positiven Einfluss zu haben. Die FH2 muss aufgrund des fehlenden Interaktionseffektes zw. den audFT und der VIG_{gesamt} abgelehnt werden.

6.3.1.4 Mittlere Standphase

Aenon et al. (2015) berichten von einer reduzierten mittleren Standphase postoperativ bei Knie-TEP-Patienten im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe. In der Literatur findet die mittlere Standphase überwiegend in Bezug zur Knieextension Betrachtung. So können Zeni et al. (2013) eine reduzierte Knieextension in der mittleren Standphase aufzeigen. Die mittlere Standphase hat Perry (2003) zufolge die Funktion der Stabilität bei Gewichtsbelastung. Zudem erfolgt in dieser Phase die Extension des Kniegelenks (Perry, 2003).

In dieser Studie ist von MZP1 zu MZP2 bei allen IGs und der KG ein signifikanter Unterschied vorhanden. Das audFT ($d = 1,53$) zeigt neben dem virtFT ($d = 1,48$) und dem takFT ($d = 1,44$) beim OP die größte Effektstärke. An MZP2 zeigt das audFT jedoch noch einen signifikanten Unterschied zur AVG. Bei allen Gruppen liegen sowohl an MZP1 und MZP2 signifikante Unterschiede zwischen OP und NOP vor. In der Phase der Rehabilitation scheint ein Abbau von Differenzen zw. OP und NOP nicht möglich zu sein. Ein Interaktionseffekt zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT liegt ebenfalls nicht vor, sodass die FH2 nicht bestätigt werden kann.

In der Literatur findet die mSTPH generell wenig Beachtung. Die Ansicht von Agostini et al. (2014), dass in der Literatur der Gangzyklus überwiegend nur in Stand- und Schwungphase unterteilt und betrachtet wird und die unterschiedlichen Subphasen vernachlässigt werden, kann nach der Literatursichtung ebenfalls bestätigt werden. Überlegungen hinsichtlich einer direkten Ansteuerung der mSTPH erklären wohlmöglich die Vernachlässigung dieser in der Literatur. Aufgrund des sehr kurzen Zeitintervalls (12-31%) im Gangzyklus stellt die mittlere Standphase eine sehr kurze Phase im Einbeinstand dar. Fraglich bleibt, mit Hinblick auf ein gezieltes Training dieser Phase, wie diese Umsetzung gestaltet werden kann. Aufgrund der signifikanten Unterschiede besonders an MZP2 sollte diese mittlere Standphase auch isoliert mehr Beachtung finden.

6.3.1.5 Doppelschrittlänge

Perry (2003) zufolge beträgt die DSL bei gesunden Personen durchschnittlich 1,41m (S.271). Die DSL der AVG beträgt in dieser Studie 1,51 m (vgl. Tabelle 79 im Anhang). Aufgrund des Unterschieds von 10 cm stimmen die in dieser Studie erzielten Ergebnisse nicht mit denen in der Literatur überein. Perry (2003) konnte ihre Angaben zur Doppelschrittlänge aus einem Probandenkollektiv von $n = 293$ ermitteln. Die in dieser Studie erhobene AVG war hingegen mit $n = 43$ deutlich kleiner in der Probandenzahl. Eine mögliche Ursache für diesen Unterschied zur Literatur könnte in der Messtechnik liegen. Aufgrund der enormen technischen Weiterentwicklung bleibt zu hinterfragen, ob die Vorgaben von Perry (2003) aktuell noch Bestand haben.

In dieser Studie sind in allen Gruppen von MZP1 zu MZP2 in der Doppelschrittlänge höchst signifikante Unterschiede vorhanden. Das audFT erzielt hierbei die größte Effektstärke von $d = 1,79$. Trotz einer tendenziellen Signifikanz von $p = .072$ liegt kein Interaktionseffekt zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT vor, somit kann die FH2 nicht als bestätigt angesehen werden.

In der Literatur zum Gangverhalten nach endoprothetischem Gelenkersatz des Kniegelenks findet die Doppelschrittlänge ebenfalls kaum Beachtung.

6.3.1.6 Doppelstandphase

Aenon et al. (2015) berichten davon, dass das Gangbild von älteren Personen mit dem nach Knie-TEP übereinstimmt. Dieses zeigt sich u.a. darin, dass für ein stabiles Gangbild die Zeit der doppelten Stützphase verlängert wird.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen den gleichen Effekt. Im Vergleich zu AVG ist die Doppelstandphase deutlich verlängert. Von MZP1 zu MZP2 sind in allen Gruppen in der Doppelstandphase höchst signifikante Unterschiede ($p = <.001$) vorhanden, die Doppelstandphase verringert sich von MZP1 zu MZP2. Die verringerte Doppelstandphase ist durch die erhöhte Geschwindigkeit von MZP1 zu MZP2 zu erklären. An MZP2 ist jedoch noch ein signifikanter Unterschied zur AVG vorhanden. Aufgrund eines fehlenden Interaktionseffektes zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT kann die FH2 nicht bestätigt werden.

In der Literatur zum Gangverhalten nach endoprothetischem Gelenkersatz des Kniegelenks findet die Doppelstandphase ebenfalls kaum Beachtung.

6.3.1.7 Kadenz

Aenon et al. (2015) können Unterschiede in der Kadenz bei Frauen nach Knie-TEP im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe verzeichnen. Eine reduzierte Kadenz kann von Ouellet und Moffet (2002) ebenfalls nach Knie-TEP festgestellt werden. Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit den Ergebnissen von Aenon et al. (2015) und Ouellet und Moffet (2002).

Von MZP1 zu MZP2 sind zwar bei allen Gruppen in der Kadenz signifikante Unterschiede vorhanden, an MZP2 sind jedoch noch deutliche Unterschiede zur AVG vorhanden. Die FH2 kann aufgrund eines nicht vorhandenen Interaktionseffektes nicht bestätigt werden.

Kressig und Beauchet (2004) zufolge bleibt „Die Schrittkadenz (Anzahl Schritte pro Minute) [...] bis ins hohe Alter von ca. 80 Jahren unverändert (ca. 120/min)“ (S.16). „Der physiologische Altersprozess hat [...]“ nach Kressig und Beauchet (2004) „[...] keinen Einfluss auf die Gang-Regelmäßigkeit“ (S.16). Die in dieser Studie gefundenen Ergebnisse stehen im Widerspruch zur Aussage von Kressig und Beauchet (2004). Kressig und Beauchet (2004) stützen ihre Aussage jedoch auf die Analyse eines Fallballspiels eines 81-jährigen Mannes. Die Autoren untersuchen zwar die

Rolle der Ganganalyse bei Betagten, das Ergebnis hinsichtlich der Kadenz bleibt jedoch kritisch zu hinterfragen. Die Kadenz beträgt nach einer 3-monatigen Intervention bei einem 81-jährigen 142,0 Schritte/Minute. Bezogen auf die in dieser Studie erzielten Ergebnisse ist die KD deutlich größer als die der AVG (KD = 124,9) und dem audFT (KD = 95,3). Zunächst lag die Vermutung nahe, dass bei erhöhter KD eine kleinere Schrittänge sichtbar wird. Jedoch kann dieses nicht bestätigt werden. Die Schrittänge in dem Fallbeispiel von Kressig und Beauchet (2004) beträgt 72,4 cm und ist somit ähnlich der AVG (links = 75,6 cm/ rechts 76,0 cm) und dem audFT (OP = 58,6 cm / NOP = 57,5cm) ausgeprägt. Auch die Geschwindigkeit von 3,1km/h ist zu der Geschwindigkeit der IGs nahezu identisch. Aufgrund des deutlich erhöhten Alters der Versuchsperson von Kressig und Beauchet (2004) bleibt die Angabe der KD weiterhin zu hinterfragen.

Verglichen mit den Angaben von Perry (2003) zu der Kadenz von Frauen (KD = 117) und der von Männer (KD = 111) stimmen die Ergebnisse dieser Studie annähernd überein.

6.3.1.8 Geschwindigkeit

Nach Perry (2003) zeigen „Gesunde Erwachsene [...] nur mäßige Variabilität ihrer Ganggeschwindigkeit beim freien Gehen“ (S.271). Kirtley et al. (1985) erläutern, dass die Geschwindigkeit das Produkt aus der Kadenz und der Schrittänge ist und somit alle drei Parameter eng miteinander verbunden sind. Folglich sollten immer alle drei Parameter in ihrer Aussagekraft überprüft werden. Zur Erhaltung einer gleichen Geschwindigkeit kann die Kadenz erhöht und die Schrittänge reduziert werden. Bereits kapiteleinleitend wurde darauf verwiesen, dass die Geschwindigkeit einen wichtigen Parameter darstellt. Westhoff et al. (2004) bekräftigen, dass „[...] die Ganggeschwindigkeit die meisten Weg-Zeit-Parameter, kinematischen und kinetischen Kurvenverläufe in allen drei Ebenen des Raums signifikant beeinflusst“ (S.79). Amelung und Seidel (2005) erklären zudem, dass „Viele der quantitativ zu erfassenden Gangparameter [...] in direkter Beziehung zur Gehgeschwindigkeit“ stehen (S.410). Dieses gilt sowohl für die Kadenz als auch für die Schrittänge (Perron et al., 2000). Eine signifikant reduzierte Geschwindigkeit zwei Monate postoperativ können Ouellet und Moffet (2002) im Vergleich zu normativen Daten aufzei-

gen. Blakeney et al. (2019) hingegen können keine Unterschiede zu einer gesunden Kontrollgruppe in der Geschwindigkeit verzeichnen. Die Datenlage hinsichtlich der Geschwindigkeit ist in der Literatur nicht einheitlich.

Von MZP1 zu MZP2 sind in allen Gruppen bei der Geschwindigkeit höchst signifikante Unterschiede ($p = <.001$) vorhanden. Das audFT erzielt dabei die größte Effektstärke von $d = 1,93$. An MZP2 liegt dennoch ein signifikanter Unterschied zw. dem audFT und der AVG ($p = <.001$) vor. Die FH2 muss aufgrund einer fehlenden Interaktion zwischen der VIG_{gesamt} und dem audFT abgelehnt werden. Dennoch zeigt sich, dass der signifikante Unterschied an MZP1 zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT an MZP2 nicht mehr vorhanden ist. Im Vergleich zu anderen Interventionen scheint ein audFT eine größere Verbesserung in der Geschwindigkeit von MZP1 zu MZP2 zu bewirken.

Ahmed et al. (2010) erklären die Unterschiede zur gesunden Vergleichsgruppe damit, dass Knie-TEP Patienten sich mehr auf die Gangqualität als auf eine höhere Geschwindigkeit konzentrieren. Die Autoren argumentieren, dass Schmerzen als auch die Notwendigkeit zur Stabilisierung des Knies, die Ursache dafür ist. Handel et al. (2005) weisen nach, dass bei höherer Geschwindigkeit „[...] die Defizite der muskulären Leistungsfähigkeit bei Kniesttotalendoprothesenträgern gegenüber Kniegesunden deutlicher“ werden (S.581). Auch Sauer et al. (2012) beschreiben, dass als Kompensationsmechanismus bei Knie-TEP Patienten die Geschwindigkeit reduziert wird.

6.3.2 Dynamik & Kraft-Zeit-Verlauf

Die Dynamik ist bisher in der Literatur lediglich von Jöllenbeck und Pietschmann (2014, 2017) beschrieben worden. Dieser Parameter ermöglicht in einem einheitlich zusammengefassten Wert, die Darstellung der Bodenreaktionskräfte, die sich im Gangbild durch zwei Maxima und ein Minimum äußern und aus dem unterschiedlich ausgeprägten Fußaufsatz- und Fußabdruckverhalten resultieren.

Von MZP1 zu MZP2 zeigen alle IGs und die KG einen signifikanten Unterschied sowohl beim OP als auch NOP, was auf eine Verbesserung in der Dynamik schließen lässt. An MZP2 besteht ein höchst signifikanter Unterschied ($p = <.001$) zw. dem audFT und der AVG. Die FH2 kann aufgrund des fehlenden Interaktionseffektes zw.

der VIG_{gesamt} und dem audFT nicht angenommen werden. Hinsichtlich des Unterschieds zw. OP und NOP gibt es bei der Dynamik keine einheitliche Tendenz. Während bei der KG und dem virtFT an MZP1 und MZP2 keine signifikanten Unterschiede vorhanden sind, zeigen das audFT und takFT signifikante Unterschiede an beiden MZPs. Das LBT zeigt hingegen an MZP1 keinen signifikanten Unterschied jedoch dafür an MZP2. Beim visFT verhält es sich umgekehrt.

Im Rehabilitationsverlauf ist eine Verbesserung in der Dynamik möglich. Eine Annäherung des OP und NOP in der Dynamik zeigt keinen einheitlichen Trend auf. Erklären lässt sich dieses damit, dass das NOP ebenfalls bei den therapeutischen Maßnahmen, durch beispielsweise das Training in der MTT an der Beinpresse oder bei den therapeutischen Gruppenübungen mittrainiert wird und somit ebenfalls Verbesserungen beim NOP zu erwarten sind. Zusätzlich führt zudem eine erhöhte Geschwindigkeit ebenfalls zu einer Zunahme der Dynamik, da dies erhöhte Kraftmaxima beim Fußaufsatz und -abdruck bedingt.

6.3.3 *Bewegungsumfänge*

6.3.3.1 Beckenkippung

In der Literatur sind keine Ergebnisse hinsichtlich der Beckenkippung bzw. des Bewegungsumfangs im Becken nach Knie-TEP beschrieben.

Von MZP1 zu MZP2 zeigt der Bewegungsumfang im Becken bei allen IGs und der KG keine signifikante Verbesserung. An MZP1 und MZP2 liegt nur ein signifikanter Unterschied zw. dem audFT und dem takFT vor. Zur AVG kann ebenfalls kein Unterschied weder an MZP1 noch MZP2 gezeigt werden. Zw. dem audFT und der VIG_{gesamt} ist ebenfalls kein Interaktionseffekt vorhanden, sodass die FH2 als nicht bestätigt gilt. Signifikante Unterschiede zwischen OP und NOP liegen weder an MZP1 noch an MZP2 bei allen IGs, der KG oder der AVG vor.

Die Beckenbewegung scheint somit relativ unbeeinträchtigt von einer Knie-TEP-Operation zu sein. Operationsbedingte Auswirkungen bzw. Schonhaltungen sind nach Knie-TEP nicht in der Beckenbewegung erkennbar.

6.3.3.2 Hüftgelenk

Sauer et al. (2012) konnten bei Patienten mit Kniepathologien keine signifikanten Unterschiede in der Hüftflexion und -extension aufzeigen. Zwei Monate postoperativ nach Knie-TEP können Ouellet und Moffet (2002) jedoch nicht nur eine vermehrte gebeugte Hüfte in der Standphase, sondern auch während des gesamten Gangzyklus eine signifikante Abnahme in der Hüftflexion und -extension erkennen.

In dieser Studie zeigen alle IGs und die KG von MZP1 zu MZP2 einen signifikanten Unterschied im Bewegungsumfang des Hüftgelenks, ausgenommen NOP beim LBT, was allgemein auf eine Zunahme des Bewegungsumfanges hindeutet. Das audFT zeigt hierbei mit Abstand die größten Effektstärken mit $d = 1,19$ für OP und $d = 1,34$ für NOP. Ein signifikanter Unterschied beim audFT an MZP1 zw. OP und NOP mit $p = .021$ ist an MZP2 nicht mehr vorhanden. Dieses deutet auf eine Angleichung des Bewegungsumfanges zw. OP und NOP durch ein audFT hin. Der gleiche Effekt ist jedoch auch bei der KG, dem LBT, dem virtFT und dem takFT zu beobachten, sodass eine Angleichung zw. OP und NOP vermutlich eher auf den herkömmlichen Heilungsverlauf zurückzuführen ist. Es liegt kein Interaktionseffekt zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT vor, sodass die FH2 nicht bestätigt werden kann. An MZP2 besteht zum audFT weiterhin beim OP und NOP ein signifikanter Unterschied zur AVG. An MZP2 sind sowohl beim OP und NOP noch deutliche Defizite in allen Gruppen erkennbar. Die einzige Ausnahme ist das visFT, durch welches beim OP an MZP2 eine deutliche Zunahme in der Hüftbewegung verzeichnet wird. Dieser Effekt kann jedoch als kompensatorischer Effekt aufgrund einer reduzierten Kniebewegung angesehen werden.

Milner (2009) erläutert dahingehend, dass die Auswirkungen der reduzierten Knieflexion beim Fußaufsatz zu kompensatorischen Effekten im Hüft- und Sprunggelenk führen, da die unteren Extremitäten eine Art *Gliederkette* darstellen (S.119). Nach Sauer et al. (2012) wird aufgrund einer unzureichenden Knieflexion die Hüfte in der Vorschwingphase vermehrt flektiert, damit der Fuß für die Vorwärtsbewegung vom Boden abgelöst werden kann. Ouellet und Moffet (2002) führen an, dass eine Kompenstation aufgrund zu schwacher Knieextensoren wahrscheinlich zu einer Anpassung in der Hüfte führt. Ouellet und Moffet (2002) beschreiben zudem, dass der reduzierte Bewegungsumfang nach Knie-TEP mit einer vermehrten Hüftflexion und

einer reduzierten Plantarflexion im Sprunggelenk assoziiert ist. Die Ergebnisse dieser Studie decken sich mit den Ergebnissen in der Literatur. Auswirkungen der Knie-TEP Operation sind somit im Bewegungsumfang des Hüftgelenkes erkennbar. Veränderungen im Bewegungsumfang des Hüftgelenkes können jedoch oftmals auch als Kompensationsbewegung aufgrund einer unzureichenden Kniebeweglichkeit angesehen werden.

6.3.3.3 Kniegelenk

Die Ergebnisse dieser Studie stimmen mit den Angaben der Literatur überein. So wurde bereits von Blakeney et al. (2019), Ouellet und Moffet (2002) und Sander, Rosenbaum et al. (2012) nach Kniegelenkersatz postoperativ ein reduzierter Bewegungsumfang im Kniegelenk festgestellt.

Der Bewegungsumfang im Kniegelenk verändert sich sowohl beim OP und NOP von MZP1 zu MZP2 bei allen IGs und der KG signifikant. Auffällig ist, dass beim OP und NOP an MZP1 ein höchst signifikanter Unterschied ($p = <.001$) zwischen dem audFT und der AVG besteht. An MZP2 zeigt sich dieses beim NOP jedoch nicht. Dieses deutet darauf hin, dass das NOP sich dem Bewegungsumfang der AVG vom MZP1 zu MZP2 angenähert hat, dieses gilt jedoch ebenso für das visFT und takFT (vgl. Abbildung 172) und kann somit nicht allein auf das audFT zurückgeführt werden. Trotz eines signifikanten Interaktionseffektes ($p = .006$) für OP zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT muss die FH2 aufgrund eines nicht signifikanten Unterschied an MZP2 abgelehnt werden. Für NOP liegt kein Interaktionseffekt vor.

Zw. OP und NOP bestehen sowohl an MZP1 und MZP2 signifikante Unterschiede in allen Gruppen. Erstaunlicherweise liegt ein knapp nicht signifikanter Unterschied beim Bewegungsumfang im Kniegelenk bei der AVG vor. Diese Ergebnisse widersprechen vor allem den Ergebnisse von Sauer et al. (2012) die in Ihrer Studie bei Patienten mit Gonarthrose im Bewegungsausmaßen des Kniegelenks in der Flexion und Extension keine signifikanten Seitendifferenzen nachweisen konnten. Dieser knapp nicht signifikante Unterschied zw. dem linken und rechten Bein bei der AVG könnte auf eine geringe Asymmetrie im Bewegungsumfang des Kniegelenks auch bei gesunden Personen hindeuten.

Als Grund für eine reduzierte Knieflexion kommt Sauer et al. (2012) zufolge ein geschwächter M. quadriceps femoris in Betracht „[...] der den wiederholten Belastungen durch ein flektiertes Kniegelenk nicht entgegenwirken kann“ (S.13). Sauer et al., (2012) beschreiben zudem, dass in der Sagittalebene eine reduzierte Knieflexion in der Stoßdämpfungsphase sowie in der initialen und mittleren Schwungphase vorhanden ist. Verantwortlich hierfür kann Sauer et al. (2012) zufolge eine reflektorische Muskelhemmung sein, die „[...] zu einer Verminderung der maximalen willkürlichen Aktivierbarkeit [...]“ der Quadrizepsmuskulatur und somit zur eingeschränkten Knieflexion in der Schwungphase führt (S.13). Milner (2009) erklären, dass allein bei Patienten mit Knieschmerzen eine reduzierte Quadrizepsaktivierung vorhanden ist. Daraus geschlussfolgert, sehen die Autoren die reduzierte Knieflexion als Mechanismus an, um Schmerzen im Knie zu vermeiden. Veränderungen in der Muskelaktivierung könnte Rahman, Tang, Monda, Miles und McCarthy (2015) zufolge postoperativ ebenfalls den reduzierten Kniewinkel in der Standphase erklären.

Wie bereits in Kapitel 6.3.1 beschrieben werden von MZP1 zu MZP2 auch signifikante Unterschiede in der Geschwindigkeit erzielt. Eine Geschwindigkeitssteigerung führt zu einer größeren Schrittlänge als auch zu einer Zunahme des Bewegungsumfangs in allen Gelenken. Abgesichert wird dieses durch die Darlegung von Kramers-de Quervain et al. (2008), welche beschreiben, dass das Ausmaß der Knieflexion geschwindigkeitsabhängig ist. Sauer et al. (2012) bestätigen dieses, indem sie erläutern, dass eine reduzierte Ganggeschwindigkeit die Knieflexion in der Phase der Belastungsantwort deutlich herabsetzt (S.13). „Eine Verringerung der Gehgeschwindigkeit von 5,4 km/h auf 3,6 km/h [...]“ kann „[...] eine um 67% reduzierte Knieflexion“ bewirken (Sauer et al., 2012, S. 13). Ein verbesserter Bewegungsumfang im Kniegelenk kann somit zumindest teilweise auch durch die erhöhte Geschwindigkeit von MZP1 zu MZP2 erklärt werden.

6.3.3.4 Sprunggelenk

Sauer et al. (2012) beschreiben, dass „[...] bei Patienten mit degenerativer Kniepathologie eine signifikant reduzierte Dorsalextension in der mittleren sowie terminalen Schwungphase festgestellt werden [...]“ konnte (S.13). Die reduzierte Dorsalex-

tension des oberen Sprunggelenks wird nach Sauer et al. (2012) durch eine reduzierte Schrittweite und vermehrte Hüftgelenksflexion kompensiert. Während Sauer et al. (2012) eine „[...] exzessive Plantarflexion des oberen Sprunggelenks [...]“ als Ursache für eine reduzierte Schrittänge ansehen (S.13), berichten Ouellet und Moffet (2002) von einer signifikanten Abnahme in der Plantarflexion über den gesamten Gangzyklus.

In dieser Studie kann eine signifikante Verbesserung im Bewegungsumfang des Sprunggelenks von MZP1 zu MZP2 sowohl beim OP als auch NOP in allen Gruppen verzeichnet werden. Das audFT erzielt dabei mit Abstand die größte Effektstärke für OP $d = 1,97$, was als sehr großer Effekt zu werten ist. Beim NOP erzielt das audFT ebenfalls die größte Effektstärke $d = 1,36$ im Vergleich zu den anderen IGs und der KG. Der an MZP1 höchst signifikante Unterschied des audFT beim OP und NOP zur AVG ist an MZP2 nicht mehr vorhanden. Dieses deutet auf eine Angleichung des Bewegungsumfanges an den der AVG hin. Zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT ist ein signifikanter Interaktionseffekt ($p = <.001$) für OP und NOP sowie signifikante Unterschiede für OP ($p = <.001$) und NOP ($p = .002$) an MZP2 vorhanden, sodass die FH2 als bestätigt angesehen werden kann.

Dass die von Milner (2009) beschrieben Auswirkungen der reduzierten Knieflexion beim Fußaufsatz zu kompensatorischen Effekten im Sprunggelenk führen können, da die unteren Extremitäten eine Art *Gliederkette* darstellen, kann als Ursache für den deutlich vermehrten Bewegungsumfang im Sprunggelenk beim audFT in Betracht gezogen werden. Zwar zeigen alle anderen IGs und die KG ebenso eine Zunahme des Bewegungsumfanges von MZP1 zu MZP2, das Ausmaß der AVG kann jedoch auch beim NOP nicht erreicht werden. Ausschließlich das audFT zeigt eine deutliche Zunahme im Bewegungsumfang des Sprunggelenks über das Ausmaß der AVG hinaus, sodass dieser Effekt ausschließlich dem audFT zugeschrieben werden kann (vgl. Abbildung 175).

6.3.4 Bewegungsverläufe

In der Literatur werden nach Kniegelenkersatz die Bewegungsverläufe des Hüft-, Knie- und Sprunggelenkes im Gangzyklus beschrieben und auch grafisch dargestellt (Blakene et al., 2019; Ouellet & Moffet, 2002; Rahman et al., 2015). Eine Beschrei-

bung und grafische Veranschaulichung der Beckenbewegung nach Kniegelenkersatz hingegen findet nicht statt.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass sich der Bewegungsumfang nach Knie-TEP ebenso vergrößert wie die Knieextension beim Fußaufsatz. Die Flexions-Extensions-Bewegung im Kniegelenk, als wesentlicher Schlüsselparameter, zeigt sich von MZP1 zu MZP2 für OP und NOP hingegen nur geringfügig verbessert. Zu erkennen ist dieses an den überwiegend nicht signifikanten Unterschieden in der Standphase (10 – 40% des Gangzyklus).

Die statistische Auswertung der Verlaufskurven von MZP1 zu MZP2 zeigt, dass durch ein audFT keine größeren Effekte im Bewegungsverlauf erzielt werden, weder im Becken, noch im Hüft- oder im Kniegelenk (vgl. Tabelle 57, Tabelle 59 & Tabelle 61). Für den Bewegungsverlauf des Sprunggelenkes hingegen zeigt das audFT einen tendenziell größeren Effekt von MZP1 zu MZP2 (vgl. Tabelle 63). Ein audFT führt zu keiner vermehrten Angleichung der Seitenunterschiede zw. operierter und nicht operierter Seite.

Aufgrund dieser Ergebnisse empfiehlt sich für Folgestudien nahezu immer (natürlich in Abhängigkeit der Fragestellung) die Betrachtung der Verlaufskurven in allen Gelenken (unter Einbezug der 1. Ableitung und Vereinigungsmenge). Besonders die Betrachtung des Bewegungsverlaufes des Hüft- und Sprunggelenks wird angeraten, da in diesen ebenso Veränderungen nach Knie-TEP ersichtlich werden. Die Betrachtung der Beckenbewegung ist nicht zwingend notwendig, da diese im Vergleich zum Hüft- und Sprunggelenk weniger auffällig ist. Für eine ganzheitliche Betrachtung ist die Einbindung der Beckenbewegung dennoch zu empfehlen.

6.3.5 Symmetrie-Indizes

Seitenunterschiede, Symmetrien und Asymmetrien in Bezug auf das Gangbild nach Kniegelenkersatz werden in der Literatur beschrieben (Casartelli et al., 2013; Rahman et al., 2015; Zeni et al., 2019) und zur Beurteilung des Gangbildes herangezogen (Zeni et al., 2013). Ein Symmetrie-Index wird zur Bewertung des Gangbildes nach Kniegelenkersatz hingegen nur selten verwendet, wurde jedoch bereits 1988 von Herzog et al. beschrieben.

Empfehlungen für das Training zur Reduzierung von Asymmetrien des Gangbildes werden ebenfalls in der Literatur gegeben (Zeni et al., 2013).

Eindeutige Tendenzen in der Reduktion von Asymmetrien können in dieser Studie jedoch keiner Intervention direkt zugeschrieben werden. Eine Reduzierung der Symmetrie-Indizes ist in allen Gruppen und in nahezu allen Parametern zu erkennen (Tabelle 30 - Tabelle 38). Eine Verbesserung beim audFT von MZP1 zu MZP2 für den direkt angesteuerten Bewegungsumfang im Kniegelenk (SI an MZP2 = 18,1%, Reduktion um 17,4 %P) verdeutlicht zwar eine deutliche Angleichung zw. der operierten und nicht operierten Seite, identischer Effekt zeigt sich jedoch auch bei den anderen IGs. Eine direkte Ansteuerung des Schlüsselparameters hatte jedoch einen größeren Effekt annehmen lassen. Vermutlich kann die zu kurze Trainingsdauer in dieser Intervention diesen Effekt erklären.

Allgemein empfiehlt sich die Verwendung von Symmetrie-Indizes für Folgestudien, da die Ausprägung der Seitenunterschiede zw. dem operierten und nicht operierten Bein somit anhand eines Kennwertes vereinfacht dargestellt werden kann.

6.3.6 *Trainingsdauer & Schmerzempfinden*

Über den Zeitraum der Intervention (von TE 1 zu 6) scheint sich die Trainingsdauer in allen IGs (ausgenommen takFT und audFT) geringfügig zu verbessern. Dieses steht möglicherweise mit der wundheilungsbedingten Schmerzreduktion und der Verbesserung der allgemeinen Konstitution im Rehabilitationsprozess in Zusammenhang.

Hinsichtlich der Trainingsdauer ist besonders auffällig, dass beim takFT die Trainingsdauer von 20 Minuten ausnahmslos, ohne vorzeitige Beendung, eingehalten wurde. Das takFT scheint dahingehend eine zu favorisierende Trainingsform zu sein. Die deutlich reduzierte Trainingsdauer bei der 3. TE beim audFT könnte verschiedene Ursachen haben (Unwohlsein, Schmerzen, Überbelastung etc.), scheint jedoch nicht ausschließlich auf das audFT zurückzuführen zu sein, da die Trainingsdauer an den Folgeeinheiten ähnlich denen der anderen Interventionsgruppen war. Die Trainingsdauer und das Schmerzempfinden scheinen miteinander zu korrelieren. Erkennbar ist dieses an der deutlichen reduzierten Trainingsdauer sowie der deutlich erhöhten Schmerzwahrnehmung bei der 3. TE des audFT.

Die Annahme einer motivationsfördernden Wirkung eines audFT und damit verbunden eine erhöhte Trainingsdauer bestätigt sich nicht.

Eine Schmerzreduktion im Rahmen der Rehabilitation ist zu erwarten und bestätigt sich für alle Gruppen. Ein audFT scheint keinen zusätzlichen Einfluss auf das Schmerzempfinden zu nehmen.

6.3.7 *IMU-Sensordaten*

Bei der Datenauswertung der IMUs sind bei den Knie-TEP-Patienten sichtbare Veränderungen im Bewegungsablauf beim Ausschalten der Gelenkwinkelvertonung aufgefallen. Unter Vorbehalt, dass das System mit dem gearbeitet wurde einen Prototyp darstellt, könnte dieses bedeuten, dass beim Umstellen von einem externen Trigger (dem auditiven Feedback) auf einen internen Trigger (die eigene Wahrnehmung) es zu einer Veränderung in der Bewegungsvorstellung bzw. in der Bewegungsausführung führte. Jedoch muss an dieser Stelle berücksichtigt werden, dass bei Knie-TEP-Patienten diese Beobachtung nur selten aufgetreten ist und, dass diese Sichtung auch messtechnische Ursachen haben könnte. Diese Befunde lassen zwar wagen Optimismus zu, dennoch sollte dieses Phänomen weiter untersucht werden, bevor diese Beobachtung zu Fehlinterpretationen führt.

6.3.8 *Fragebogenauswertung*

Der Fragenbogen wurden entworfen, um ein erstes Stimmungsbild der Patienten und die ersten Erfahrungen mit einem audFT abbilden zu können.

Die Auswertung der Fragenbögen hat ergeben, dass ca. 3/4 der Kniepatienten das Training als angenehm empfunden haben. Vier Kniepatienten haben das Training eher *teils teils* als angenehm empfunden. Die Begründungen bezogen sich vorwiegend auf die gehörten Töne, die als unangenehm wahrgenommen wurden (*Pieps-ton*). Weiterhin wurden operationsbedingte Schmerzen als Begründung angegeben. Lediglich ein Kniepatient hat das Training als unangenehm empfunden. Aus diesen Ergebnissen kann abgeleitet werden, dass das durchgeführte audFT überwiegend als positiv von den Patienten wahrgenommen wurde. Es kann davon ausgegangen werden, dass ein audFT nicht für jeden Patienten geeignet ist, da eine Affinität zur Musik sowie ein gewisses Körperbewusstsein und -gefühl Voraussetzungen sind, um

das audFT durchführen zu können. Sollten diese Voraussetzungen möglicherweise nur unzureichend vorhanden sein, könnte sich dieses auf die Umsetzung des Gehörten in Bezug auf die Bewegungsausführung nachteilig ausgewirkt haben bzw. zu einem unangenehmen Gefühl beigetragen haben.

Die Dauer des Trainings haben 18 von 22 Kniepatienten als angenehm empfunden. Begründungen, warum die Dauer nur *teils teils* als angenehm empfunden wurde, sind nach Angabe der Patienten ebenfalls auf die operationsbedingten Schmerzen zurückzuführen.

Die Frage, ob die Tonfolge OP an die NOP angepasst werden konnte, haben 18 Kniepatienten bejaht. Vier Kniepatienten konnten die Tonfolge nicht anpassen. An dieser Stelle kann zudem diskutiert werden, ob die Dauer der eingehaltenen Schonhaltung bzw. die Manifestierung dieser auch einen Einfluss auf die Wahrnehmung der Bewegungsausführung und der Tonanpassung hat. Das heißt, je länger die Schonhaltung ausgeübt wurde, umso schwieriger ist die Bewegungsausführung bzw. -wahrnehmung postoperativ, trotz Bewegungsvertonung.

21 von 22 Kniepatienten haben angegeben, dass es ihnen gelungen ist, sich auf ihren Gang konzentrieren. Was den Rückschluss zulässt, dass Knie-TEP-Patienten in der Lage sind ein bewusstes Gangtraining auszuüben.

Gründe für ein vorzeitiges Beenden des Trainings waren oftmals muskuläre Schmerzen, Überlastung des Knies oder zu große Anstrengung. Es kann davon ausgegangen werden, dass dies normale operationsbedingte Begleiterscheinungen sind die nicht ausschließlich auf das audFT zurückzuführen ist.

Zu der Frage, wie eine Optimierung des Trainings aussehen könnte, wurden viele Vorschläge gemacht. Zusammengefasst bezogen sich die meisten Optimierungsvorschläge auf die Tonfolge. Diese sollte deutlicher zu hören bzw. die Unterschiede sollten deutlicher herausgearbeitet werden. Weiterhin wurde vorgeschlagen, die Tonfolge der Gelenkbewegung ansprechender zu gestalten und durch Musik zu ersetzen. Eine bildliche Unterstützung des audFT wurde ebenfalls erwähnt. Zudem wurde empfohlen den Tragekomfort der Sensoren zu erhöhen.

6.3.9 Gesamtdiskussion Knie-TEP Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen eine Verbesserung wesentlicher Parameter über den Zeitraum der Intervention für Knie-TEP-Patienten. Aufgrund dessen kann die FH1 (Haupteffekt über die Zeit) bei nahezu allen Parametern angenommen werden. Die FH2 (Überlegenheit des audFT) kann für Knie-TEP nur für den Bewegungsumfang im Sprunggelenk als bestätigt angesehen werden. Zunächst deuten die Ergebnisse darauf hin, dass die aufgezeigten Verbesserungen im Wesentlichen auf den normalen Heilungsprozess zurückzuführen sind, da sich die Ergebnisse des auditiven Feedbacktrainings weitgehend mit denen der anderen Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe nach Knie-TEP decken.

Bei der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass nach endoprothetischem Ersatz des Kniegelenkes nicht ausschließlich das operierte Kniegelenk selbst betroffen ist und Bewegungseinschränkungen aufweist, sondern, dass ebenfalls Einschränkungen in den benachbarten Gelenken zu verzeichnen sind. Die Auswirkungen der Operation bzw. die im Vorfeld schmerzbedingt eingenommene Schonhaltung lässt sich somit nicht allein auf das betroffene Gelenk reduzieren. Einschränkungen sind ebenso auf der NOP-Seite zu verzeichnen.

Milner (2009) empfehlen für zukünftige Studien zur Gangmechanik nach Knie-TEP die Auswirkungen auf die gesamte Kette zu betrachten und daher auch das Hüft- und Sprunggelenk sowie die nicht operierte Seite bzw. das nicht operierte Gelenk mit in die Auswertung einzubeziehen.

Zudem kann gezeigt werden, dass das audFT von MZP1 zu MZP2 im Vergleich zu den anderen Interventionsgruppen bei der *t*-Test-Berechnung, überwiegend bei der operierten Seite, die größten Effektstärken bei den Gangparametern (mit Ausnahme der Doppelstandphase und Kadenz) und auch vereinzelt bei den Bewegungsumfängen aufzeigt (vgl. Tabelle 44 - Tabelle 56). Ein besonders großer Effekt wird dabei im Bewegungsumfang des Hüftgelenks auf beiden Seiten und auf der operierten Seite des Knie- und Sprunggelenks erzielt. Diese Ergebnisse sind ein Indiz dafür, dass im Rehabilitationsverlauf sowohl temporäre als auch überdauernde Parameter durch ein audFT zumindest geringfügig vermehrt angesprochen werden können.

Bei der Betrachtung des Bewegungsverlaufes zeigt ein audFT in der Vereinigungsmenge prozentual auf den Gangzyklus bezogen die größten Verbesserungen von

MZP1 zu MZP2 im Sprunggelenk auf der operierten Seite. Für die nicht operierte Seite sind zumindest im Hüft-, Knie- und Sprunggelenk Tendenzen erkennbar (vgl. Tabelle 59Tabelle 61Tabelle 63).

Aufgrund des Ausbleibens von Interaktionseffekten und signifikanten Unterschieden an MZP2 zw. der VIG_{gesamt} und dem audFT kann die FH2 nur für den Bewegungsumfang im Sprunggelenk angenommen werden. Ouellet und Moffet (2002) liefern diesbezüglich eine mögliche Erklärung. Den Autoren zufolge ist ein reduzierter Bewegungsumfang im Knie nach Knie-TEP mit einer vermehrten Hüftflexion und Plantarflexion im Sprunggelenk assoziiert, sodass dieses Ergebnis nicht zwingend auf das audFT zurückzuführen ist, sondern auch bedacht werden muss, dass ein vermehrter Bewegungsumfang im Sprunggelenk sich als eine Kompensationsstrategie der Schonhaltung äußert.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen weiterhin, dass Asymmetrien zw. der operierten und nicht operierten Seite ebenfalls durch ein audFT reduziert werden können (ausgenommen die der Schrittlänge). Die größte Reduktion erfolgt dabei im Bewegungsumfang des Kniegelenks. Gleicher Effekt ist jedoch auch bei den anderen Interventions- sowie bei der Kontrollgruppe vorhanden, sodass dieser Effekt nicht ausschließlich dem audFT zugeschrieben werden kann (vgl. Tabelle 82).

Ähnliche Ergebnisse konnten McClelland et al. (2012) in Ihrer Einzelfallstudie durch den Einsatz eines Biofeedbacks nach Knie-TEP aufzeigen. Am Ende der Rehabilitation zeigte die Patientin eine größere Symmetrie im Gangbild ebenso wie zwischen der operierten und nicht operierten Seite. Die Autoren schließen daraus, dass eine übermäßige Belastung auf der nicht operierten Seite somit gemindert werden konnte.

Eine andere Erklärungsmöglichkeit hinsichtlich der Defizite zur AVG an MZP2 liefern Ahmed et al. (2010). Sie sehen die Reduktion in den Weg-Zeit-Parametern als adaptiven Mechanismus zur Schmerzreduktion an. Darüber hinaus gehen Ahmed et al., (2010) davon aus, dass Knie-TEP-Patienten nicht versuchen die Ganggeschwindigkeit zu erhöhen, sondern vermehrt um eine Vermeidung von Schmerzen und Verbesserung der Kniestabilität bemüht sind. Die reduzierte Ganggeschwindigkeit, verkürzte Schrittlänge, reduzierte Kadenz und vor allem die Reduktion im Bewegungs-

umfang des Kniegelenks bringen Ahmed et al. (2010) postoperativ mit der reduzierten Muskelkraft des Quadrizeps und der ischiocruralen Muskulatur in Verbindung.

Auffällig ist, dass in der Literatur nach Knie-TEP der Fokus oftmals auf der Knieflexion und -extension in den verschiedenen Gangphasen liegt. Eine einzelne Betrachtung der verschiedener Gangphasen und Gangparameter (Doppelschrittlänge und -standphase) ist jedoch selten zu finden. Vorwiegend wird die reduzierte Knieflexion in der Vorschwung-/ Schwungphase beschrieben, die nach Jöllenbeck et al. (2010) jedoch von untergeordneter Bedeutung ist.

Nach der Aussage von Ahmed et al. (2010) zu urteilen, stellen 6 Wochen postoperativ einen sehr frühen Zeitpunkt zur Beurteilung von Patienten nach Knie-TEP dar, da die Patienten sich zu dieser Zeit noch von der Operation erholen. Der MZP2 in dieser Studie hat ebenfalls ca. 4-5 Wochen postoperativ stattgefunden. In jedem Fall ist der Kniegelenkersatz ein komplizierter operativer Eingriff, der auch mehrere Wochen postoperativ noch Nachwirkungen (Schmerzen, Schwellungen im Gelenk, Unwohlsein etc.) zur Folge haben kann. Ungeachtet dessen sind die ersten Wochen postoperativ als wichtige Phase in der operativen Nachbehandlung anzusehen. Des Weiteren können auch in dieser frühen postoperativen Phase schon Verbesserungen in wesentlichen Parametern aufgezeigt werden, was in dieser Studie ersichtlich wird.

Aufgrund der in dieser Studie erzielten Ergebnisse besonders durch die Bestätigung der FH2 für den Parameter *Bewegungsumfang im Sprunggelenk* und der Beobachtung der IMU-Sensordaten, dessen Bedeutung für Knie-TEP-Patienten noch nicht vollständig geklärt ist, besteht ein vorsichtiger Optimismus hinsichtlich der Wirksamkeit eines audFT nach Knie-TEP. Aktuell scheint ein audFT anderen Feedbackformen noch nicht übermäßig überlegen zu sein. Modifikationen in der Vertonung können dieses möglicherweise positiv beeinflussen.

Eine weiterführende inhaltliche Diskussion Projektübergreifend ist im Kapitel 6.5. zu finden.

6.4 Vergleich Ergebnisse Hüft- und Knie-TEP-Patienten

Vordergründig war es nicht Ziel dieser Arbeit Patienten nach Hüft- und Kniegelenkersatz miteinander zu vergleichen. Einige Ergebnisse lassen jedoch die Schlussfolgerung zu, dass es hinsichtlich des auditiven Feedbacktrainings Unterschiede zwischen Hüft- und Kniepatienten gibt.

Aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gelenkstrukturen und -voraussetzungen und damit einhergehenden unterschiedlichen Operationsmethoden gestaltet sich ein Vergleich zwischen Hüft- und Knie-TEP-Patienten äußerst schwierig. Hinzukommt, dass sich die Beschwerden in beiden Gelenken prä- und postoperativ in differenzierten Schonhaltungen äußern (

Tabelle 2 u. Tabelle 3).

Für beide Patientengruppen zeigt sich nach Gelenkersatz ein reduzierter Bewegungsumfang im operierten Gelenk sowie Beeinträchtigungen in benachbarten Gelenken und Defizite in wesentlichen Gangparametern wie der Schrittlänge, Standphase und der Geschwindigkeit. Zudem sind in beiden Patientengruppen Verbesserungen im Gangbild innerhalb der orthopädischen Rehabilitation zu verzeichnen wobei wesentliche Parameter am Ende der Rehabilitation zur altersadäquaten Vergleichsgruppe defizitär bleiben.

Übereinstimmungen bei Hüft- und Knie-TEP Patienten bestehen darin, dass Änderungen zw. der operierten und nicht operierten Seite vorwiegend in der Schrittlänge und im Bewegungsumfang des Beckens zu finden sind. Bei beiden Patientengruppen hingegen findet keine Reduktion der Seitendifferenz in der Standphase, der Stoßdämpfungsphase und der mittleren Standphase statt. Das wiederum könnte erklären, warum in der Literatur selten eine weitere Unterteilung der Stand- und Schwungphase, wie bereits von Agostini et al. (2014) beschrieben, vorgenommen wird. Wenn eine Unterteilung erfolgt, besonders bei Knie-TEP-Patienten, dann jedoch nur in Bezug zum Bewegungsumfang des Kniegelenks, die Subphasen an sich werden jedoch nicht isoliert betrachtet.

Patienten nach Hüft-TEP scheinen zumindest geringfügig mehr vom audFT zu profitieren als Knie-TEP-Patienten, was anhand mehrfach tendenzieller Signifikanzen in verschiedenen Parametern (u.a. Standphase, Bewegungsumfang Sprunggelenk)

sichtbar wird. Allgemein ist zu erkennen, dass Patienten nach Hüft-TEP sich tendenziell etwas mehr verbessern als nach Knie-TEP. Propriozeptive und/oder Kraftdefizite sowie Einschränkungen durch das Implantat werden als mögliche Ursache in Betracht gezogen.

In dieser Studie kann zudem gezeigt werden, dass Knie-TEP-Patienten einen deutlich höheren BMI (Tabelle 6) im Vergleich zu den Hüft-TEP-Patienten (Tabelle 5) aufweisen. In der Literatur ist ebenfalls bereits dokumentiert, dass Übergewicht eher mit Gonarthrose und weniger mit Coxarthrose assoziiert ist (Günther, Puhl, Brenner, & Stürmer, 2002). Dieses lässt auf größere Einschränkung in der Beweglichkeit bei Knie-TEP-Patienten schließen und könnte die postoperativen unterschiedlichen Heilungsverläufe und Anpassungen im Gangbild erklären. Während Hüft-TEP-Patienten am Ende der Rehabilitation durchschnittlich mit 3,7km/h auf dem Laufband gehen können, so gehen Knie-TEP-Patienten am Ende der Rehabilitation mit 3,2km/h deutlich langsamer (im Anhang Tabelle 79). Diese Ergebnisse decken sich dahingehend mit den Angaben in der Literatur (Casartelli et al., 2013; Rahman et al., 2015).

Knie-TEP-Patienten zeigen über den Interventionszeitraum eine geringere Trainingszeit (17,4 min) und eine geringfügig erhöhte Schmerzwahrnehmung (2,9 auf der VAS) im Vergleich zu den Hüft-TEP-Patienten (18,5 min u. 2,1 auf der VAS) was möglicherweise auf den reduzierten allgemeinen Gesundheitszustand bedingt durch einen erhöhten BMI zurückzuführen ist.

In der Studie von Casartelli et al. (2013), in der Patienten nach Hüft-, Knie- und Sprunggelenkersatz miteinander verglichen wurden, konnte gezeigt werden, dass sich die Ergebnisse bei normaler Geschwindigkeit ähneln. Deutliche Unterschiede zwischen den Patientengruppen werden erst bei schnellerer Geschwindigkeit sichtbar, was die Aussage von Handel et al. (2005) stützt, dass Defizite in der muskulären Leistungsfähigkeit bei Knie-TEP-Patienten erst bei höheren Geschwindigkeiten deutlich sichtbar werden. In dieser Studie wurde neben der zügigen Ganggeschwindigkeit ebenfalls die *Wohlfühlgeschwindigkeit* erhoben, jedoch zur Auswertung nur die zügige Geschwindigkeit herangezogen. Daher würde es sich anbieten, zusätzlich die langsamere Geschwindigkeit mit auszuwerten, um zu überprüfen, inwiefern die Ergebnisse dieser Studie sich mit den Angaben in der Literatur decken.

Zusätzlich erörtern Casartelli et al. (2013), dass ihrer Studie zufolge die Beeinträchtigungen im Gangbild bei Patienten nach Hüft-, Knie- und Sprunggelenkersatz 6 Monate postoperativ eine Proximal-Distal-Progression aufweisen. Defizite im Gangbild sind bei Patienten mit distalem Gelenkersatz stärker ausgeprägt als nach proximalem Gelenkersatz, was sich ebenfalls mit den Ergebnissen dieser Studie deckt. Die beschriebene unterschiedliche Ausprägung in der Beeinträchtigung könnte ein weiterer Erklärungsgrund für die unterschiedliche Wirksamkeit des audFT bei Hüft- und Kniepatienten sein.

Die Ergebnisse verdeutlichen zudem einen weiteren Unterschied zw. Hüft- und Knie-TEP-Patienten. Das Schmerzempfinden ist bei Knie-TEP-Patienten sowohl an MZP1, als auch MZP2 und über den gesamten Trainingszeitraum gegenüber den Hüft-TEP-Patienten deutlich erhöht. Schmerzen können sich negativ auf einen Lernprozess auswirken, was ebenfalls ein Erklärungsgrund hinsichtlich einer geringfügig erhöhten Wirksamkeit (tendenzielle Signifikanzen in mehreren Parametern) der Hüft-TEP-Patienten sein könnte.

Ein weiterer Unterschied zw. diesen beiden Patientengruppen konnte die Auswertung der IMU-Sensoren zeigen. Während bei Hüft-Patienten mit dem Ausschalten der Vertonung deutlicher und mehrfach eine Veränderung in der Bewegungsausführung zu sehen ist, ist dieser Effekt nur marginal bei Knie-Patienten zu erkennen. Diese Beobachtung könnte mit der unterschiedlichen Vertonung bei Hüft- und Knie-TEP (gesamter Bewegungsverlauf bei Hüft-TEP vs. partielle Vertonung bei Knie-TEP) in Zusammenhang stehen.

Eine reduzierter allgemeine körperliche Aktivität der Knie-TEP-Patienten (erklärbar durch erhöhten BMI) könnte ebenfalls im Zusammenhang mit einem geringerem Körpergefühl und -wahrnehmung stehen, was zusätzlich, neben der unterschiedlichen Bewegungsvertonung, die unterschiedlichen Tendenzen in den Ergebnissen des audFT zw. Hüft- und Knie-TEP-Patienten erklären könnte.

Der Auswertung der Fragebögen zur urteilen, hatten Hüftpatienten Probleme die Tonfolge der Bewegung zuzuordnen bzw. die Tonunterschiede wahrzunehmen. Da es bei dieser Frage deutliche Unterschiede zw. den Hüft- und Kniepatienten gibt, kann davon ausgegangen werden, dass dieses zum einen mit der unterschiedlichen Vertonungsmethode (gesamte vs. partielle Vertonung des Bewegungsverlaufes) und

zum anderen mit den unterschiedlichen Bewegungsausmaßen des Hüft- und Kniegelenkes in Zusammenhang steht. Im Bewegungsverlauf ist das Bewegungsausmaß des Hüftgelenks deutlich geringer als das des Kniegelenks. Es kann davon ausgegangen werden, dass diese beiden Faktoren zu den Schwierigkeiten bei der Zuordnung der Tonfolge und die Anpassung dieser an die Bewegung beigetragen haben.

6.5 Bedeutsamkeit der inhaltlichen Diskussion

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass sich alle Hüft- und Knie-TEP-Patienten über den Zeitraum der Rehabilitation, von MZP1 zu MZP2 sowohl in den temporären als auch den überdauernden Parametern verbessern. Dennoch verbleiben am Ende der Rehabilitation deutliche Defizite in allen Parametern zur AVG. Aufgrund der in der Kontrollgruppe und den anderen Interventionsgruppen erzielten Veränderung können die Effekte überwiegend den normalen Heilungsprozessen zugeschrieben werden.

Bei der Gesamtbetrachtung der Ergebnisse zeigt sich, dass nach endoprothetischem Ersatz des Hüft- und Kniegelenks nicht ausschließlich das operierte Gelenk selbst betroffen ist und Bewegungseinschränkungen aufweist, sondern, dass ebenfalls Einschränkungen in den benachbarten Gelenken zu verzeichnen sind.

Anhand der Defizite, die postoperativ nach Hüft- und Kniegelenkersatz in dieser Studie in einer Vielzahl von Parameter gezeigt werden können, wird deutlich, dass ein beträchtlicher Handlungsbedarf im Wiedererlernen des normalen Gangs nach endoprothetischem Gelenkersatz besteht. Vor allem mit Blick auf die konstant hohen Operationszahlen (Tabelle 1) und möglicher Folgeschäden (*Hip-Spine-Syndrom* nach Hüft-TEP, kontralaterale Mehrbelastungen nach Knie-TEP) durch kompensatorische Ausgleichsbewegungen, besteht die Notwendigkeit darin, den Fokus auf das Wiedererlernen des normalen Gangbildes in der orthopädischen Rehabilitation zu richten.

Zudem verdeutlichen die Ergebnisse dieser Studie, dass Assessmentverfahren oder Testbatterien, die in Studien nach Gelenkersatz oftmals zur Beurteilung des Gangbildes eingesetzt werden, in ihrer Aussagekraft sehr eingeschränkt sind, da die Komplexität des Gangs im Detail nicht erfasst werden kann. Zwar kann ein erster Eindruck über den Gang gewonnen werden, detaillierte Aussagen über die individuellen Defizite in den einzelnen Gangphasen sind jedoch nicht möglich. Besonders nach Gelenkersatz sind detaillierte Kenntnisse zwingend notwendig, um die individuellen Defizite besser ansteuern und langfristig beseitigen zu können. Instrumen-tierte Ganganalysen sollten dahingehend zukünftig in der Nachbehandlung nach endoprothetischem Gelenkersatz in die Therapie mit einbezogen werden.

In dieser Studie kann gezeigt werden, dass ein audFT nach Hüft- und Kniegelenkersatz zu einer Verbesserung wesentlicher Parameter führt. Verbesserungen in den angesteuerten Schlüsselparametern können jedoch nicht erzielt werden. Signifikante Verbesserungen zeigen sich hingegen sowohl für die operierte als auch die nicht operierte Seite, nach Hüft-TEP im Bewegungsumfang des Kniegelenks und nach Knie-TEP im Sprunggelenk.

Den Ergebnissen zufolge scheinen Patienten nach Hüft-TEP zumindest geringfügig mehr von einem audFT zu profitieren als Knie-TEP-Patienten, was anhand mehrfach tendenzieller Signifikanzen in verschiedenen Parametern sichtbar wird. Allgemein ist zu erkennen, dass Patienten nach Hüft-TEP sich vergleichsweise etwas stärker verbessern als Patienten nach Knie-TEP. Propriozeptive und/oder Kraftdefizite sowie Einschränkungen durch das Implantat kommen als mögliche Ursache in Betracht.

Eine weitere mögliche Erklärung könnte in der unterschiedlichen Vertonung des Gelenkwinkelverlaufs nach Hüft- und Knie-TEP begründet sein. Während bei Hüft-TEP-Patienten kontinuierlich der gesamte Hüftwinkelverlauf vertont wurde, haben Knie-TEP-Patienten ausschließlich eine Vertonung der Flexion-Extensions-Bewegung bei Bodenkontakt erhalten, was zu einer Unterbrechung in der Vertonung geführt hat. Möglicherweise ist es daher für Hüft-TEP-Patienten einfacher gewesen, sich auf den Bewegungsverlauf zu konzentrieren und die reduzierte Hüftbewegung anzusteuern. Nach Knie-TEP bietet es sich jedoch nicht an, den gesamten Bewegungsverlauf zu sonifizieren, da die deutlich größere Kniegelenkbewegung in der Vorschwungphase die deutlich reduzierte, jedoch relevantere Phase bei Bodenkontakt überlagern würde und daher zu einer Ansteuerung einer irrelevanten Bewegung (Knieflexion in der Schwungphase) führen würde. Widersprüchlich ist in diesem Sinne jedoch die Auswertung der Fragebögen. Demnach hatten Hüftpatienten Probleme, die Tonfolge der Hüftbewegung anzupassen, während Kniepatienten den Aussagen zu urteilen weniger Probleme hatten.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass ein Training auf dem Laufband mit einem auditiven Feedback in der orthopädischen Rehabilitation prinzipiell möglich ist und von den Patienten gut angenommen wird (Auswertung der Fragebögen). Der Transfer von einer isoliert vertonten Bewegung des Ruderschlags beim Rennrudern auf

eine zweifach vertonte Bewegung, die parallel, jedoch versetzt stattfindet, scheint, zumindest im Ansatz, geglückt. Auch wenn der Trend vorliegt, dass ein audFT über den Zeitraum der Intervention im Vergleich zu anderen Feedbackmodalitäten zu geringfügig besseren Effekten führt, so scheint eine Reduzierung der Asymmetrien zw. der operierten und nicht operierten Seite durch ein audFT nur begrenzt möglich. Einbußen in der Aufmerksamkeitslenkung bzw. im Aufmerksamkeitsfokus könnten dahingehend ein möglicher Erklärungsansatz sein.

Der innovative Gedanke dieser Studie besteht allgemein nicht nur in der Vertonung der Gelenkwinkel und des zugehörigen auditiven Feedbacks, sondern auch darin, dass zwei Bewegungen (die des linken und rechten bzw. operierten und nicht operierten Beins), die gleichzeitig jedoch zeitlich versetzt stattfinden, vertont werden. In Bezug auf die an MZP2 weiterhin bestehenden Asymmetrien zw. operierter und nicht operierter Seite beim audFT könnten die Ergebnisse ein Hinweis darauf sein, dass eine Konzentration auf zwei vertonte Bewegungen nur eingeschränkt möglich ist. Da das audFT jedoch zu deutlichen Verbesserungen von MZP1 zu MZP2 im operierten Bein geführt hat, scheint die Vertonung einer Bewegung hingegen möglich.

Auffälligkeiten bei den IMU-Sensordaten

Die Datenauswertung der IMU-Sensoren hat gezeigt, dass es nach dem Ausschalten der Vertonung zu kurzweiligen Veränderungen in der Bewegungsausführung kommt. Nach Müller und Blischke (2009) sind Situationen, in denen es zu einem Umlernen einer Bewegung kommt, schwierig und anstrengend. In diesen Bewährungssituationen kann es Müller und Blischke (2009) zufolge durch das Fernbleiben von ergänzenden Informationen nicht selten zu Leistungseinbußen kommen. Zwar beziehen sich Müller und Blischke (2009) in Ihrem Beitrag zum motorischen Lernen auf hochautomatisierte Bewegungsfertigkeiten von Leistungssportlern, inwiefern diese Feststellung auch auf eine der höchstautomatisiertesten Bewegungen des Menschen - *das Gehen* - übertragen werden kann, bleibt an dieser Stelle jedoch weiter zu diskutieren. Leistungseinbußen stellen für die Beobachtung der Bewegungsveränderung einen potenziellen Erklärungsansatz dar. Es lässt sich nicht ausschließen, dass ähnliche Effekte auch bei den anderen Interventionen (visFT, virFT, takFT) mit indirektem bzw. mit teilweise direktem Feedback (takFT) vorgelegen ha-

ben. Messtechnisch konnte dieses nicht überprüft werden, wäre aber für Folgestudien zu überdenken. Vor allem beim takFT, nach Entfernen des Expanders, wäre zu erwarten, dass sich ein gleichartiger Effekt einstellt.

Bewegungsverläufe

Im Vergleich zu den Hüftpatienten zeigen Kniepatienten ein deutlich reduziertes Bewegungsausmaß in der Beckenkippung. Weiterhin scheint der Bewegungsverlauf deutlich harmonischer zu sein (mit Ausnahme des takFT). Dieses deutet darauf hin, dass keine Kompensation der Schonhaltung der Kniepatienten in der zweiten Ebene über dem operierten Gelenk, somit im Becken, stattfindet, auch wenn eine deutliche Mehrbewegung im Hüft- und Sprunggelenk zu erkennen ist. Daraus kann abgeleitet werden, dass bei Knie-TEP-Patienten die Kompensationsmechanismen ausschließlich eine Ebene über bzw. unter dem operierten Gelenk, somit im Hüft- und Sprunggelenk greifen. Für Hüft-TEP-Patienten scheint sich das nicht zu bestätigen, da diese auch ein deutlich reduziertes Bewegungsausmaß im Sprunggelenk zeigen. Den Ergebnissen zu Folge scheint bei Hüft-TEP-Patienten die gesamte Kette von der Schonhaltung betroffen zu sein. Eine deutliche Mehr- bzw. Mitbewegung im Becken auf der kontralateralen bzw. operierten Seite kann bei Hüft-TEP-Patienten jedoch als Kompensationsmechanismus aufgrund des reduzierten Bewegungsausmaßes im Hüftgelenk angesehen werden.

In Anlehnung an die Feststellung von Casartelli et al. (2013) zeigt sich in den Ergebnissen, dass der prozentuale Unterschied zw. beiden Beinen von den proximalen zu den distalen Gelenken zunimmt. So kann bei der statistischen Auswertung (unter Einbezug der Vereinigungsmenge) des Bewegungsverlaufes der AVG eine Seitendifferenz im Hüftgelenk von 3%, im Kniegelenk von 7% und im Sprunggelenk von 16% gefunden werden (vgl. Tabelle 25, Tabelle 27 u. Tabelle 29). Ob diese Asymmetrien sich durch ein dominantes bzw. nicht dominantes Bein erklären lassen, besonders im Zusammenhang mit alltäglichen einseitigen, voneinander abweichenden Belastungen (Fahren eines Automatikautos, vermehrte Aktivität im rechten Sprunggelenk) oder, ob sie durch unterschiedliche funktionelle Anforderungen im Sport er-

klärt werden können, sollte weiter untersucht werden. Messtechnische Ursachen sollten dahingehend ebenfalls mitberücksichtigt werden.

Eine weitere Erklärungsmöglichkeit dieser Asymmetrien könnte auch darin bestehen, dass eine Bewegung eines proximalen Gelenks eine größere Auswirkung auf die Peripherie und somit auf die Gesamtbewegung im Vergleich zu einer distalen Gelenkbewegung hat. Das wiederum könnte auch die unterschiedlichen Tendenzen hinsichtlich der Effektivität eines audFT nach Hüft- und Knie-TEP erklären. Während bei Hüft-TEP-Patienten eine kleine Bewegungsveränderung im Hüftgelenk größere Auswirkungen auf die Gesamtbewegung bewirkt, ist bei Knie-TEP-Patienten eine deutlich größere Bewegungsveränderung im Kniegelenk notwendig, um den gleichen Effekt in der Gesamtbewegung zu erzielen.

Statistische Auswertung des Kurvenverlaufs

Die Ergebnisse verdeutlichen, dass eine statistische Auswertung der Bewegungsmaxima und-minima bzw. des Bewegungsumfanges nicht ausreicht, um den gesamten Bewegungsverlauf bewerten zu können. So zeigen sich beispielsweise im Bewegungsumfang der Beckenkippung bei Knie-TEP von MZP1 zu MZP2 (mit einer Ausnahme beim OP des virtFT), keine signifikanten Verbesserungen bei den IGs und der KG (vgl. Tabelle 53). Bei der Betrachtung der statistischen Auswertung des Bewegungsverlaufes der Beckenkippung zeigt sich im Gangzyklus hingegen, dass bei allen IGs und der KG von MZP1 zu MZP2 sowohl beim OP als auch NOP signifikante Unterschiede zu 100% vorliegen. Diese Ergebnisse rechtfertigen das Vorgehen der statistischen Auswertung des Bewegungsverlaufes und der 1. Ableitung und verdeutlichen die Notwendigkeit der Betrachtung des gesamten Gangzyklus und nicht nur der Bewegungsumfänge bzw. Bewegungsmaxima und -minima.

Verwendung von Symmetrie-Indizes

Wie Wegener et al. (2013) bereits beschrieben haben „[...] lassen sich Seitenunterschiede zwischen betroffener und nicht betroffener Seite [...]“ über einen Symmetrievergleich feststellen (S. 18). Über den Symmetrie-Index lässt sich der Seitenunterschied zw. der linken und rechten Seite bewerten. Schwesig et al. (2010) zufolge liegt die „[...] perfekte Symmetrie bei einem Symmetrieindex von $SI = 0$ “ (S.111).

Gleichzeitig geben die Autoren jedoch auch zu bedenken, dass dieser Wert als nicht realistisch zu betrachten ist, da beim normalen physiologischen Gang von einer leichten Asymmetrie ausgegangen werden kann. Die Aussage von Schwesig und Kollegen (2010) deckt sich mit den Ergebnissen der AVG. Demzufolge scheint der *normale physiologische Gang*, unter der Annahme, dass die erhobenen Daten der AVG der Normalbevölkerung entsprechen, geringfügig einseitig bzw. leicht asymmetrisch zu sein. Wie Schwesig et al. (2010) bereits selbst darlegen, ist der von den Autoren angegebene Grenzwert von $SI < 10\%$ möglicherweise als deutlich zu hoch einzustufen. Wie Schwesig et al. (2010) anführen, sollte die Betrachtung des Grenzwertes parameterspezifisch erfolgen. Anhand der Betrachtung der in dieser Studie erzielten Symmetrie-Indizes scheint eine parameterspezifische Grenzwertbetrachtung angebracht, da besonders Knie-TEP-Patienten im Bewegungsumfang des Kniegelenks deutlich höhere Symmetrie-Indizes aufweisen (Knie-TEP LBTan MZP1 - 41,1% vgl. Tabelle 82). Bei der Betrachtung der AVG hingegen scheint der von Schwesig et al. (2010) vorgeschlagene Grenzwert hingegen für alle Parameter deutlich zu hoch zu sein und sollte in diesem Sinne angepasst werden.

Für das Gangbild nach Gelenkersatz werden Symmetrien bzw. Asymmetrien zwar in der Literatur beschrieben (für Hüft-TEP vermehrt als Knie-TEP), Symmetrie-Indizes finden in der Literatur leider selten Betrachtung. So wird zwar oftmals von Symmetrieunterschieden bzw. von Seitendifferenzen berichtet, die Angabe eines Symmetrie-Index erfolgt jedoch in den wenigsten Studien. Diesbezüglich empfehlen Zeni et al. (2013) für die postoperative Nachbehandlung Symmetrie-Schulungen, die klinisch gut durchführbar sind, zusätzliche Vorteile gegenüber herkömmlicher Nachbehandlung bieten und den Bewegungsumfang, die Kraft und *Return to Independence* fokussieren.

Erste abgeleitete Konsequenzen für die Therapie

Aufgrund der Verbesserung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk nach Hüft-TEP, wäre im Umkehrschluss auch denkbar, dass eine indirekte Ansteuerung über die Hüftgelenksbewegung zu einer Verbesserung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk bei Knie-TEP-Patienten führen könnte. In Folgestudien wäre daher zu überprüfen inwiefern Knie-TEP-Patienten ebenfalls von einer Ansteuerung der Hüftgelenks-

bewegung profitieren. Auf die Therapie übertragen bedeutet dieses Ergebnis auch, dass zur Verbesserung der Hüftgelenksbewegung der Fokus nicht ausschließlich auf das Hüftgelenk gelegt wird, sondern auch über die Ansteuerung und die Konzentration auf das Kniegelenk automatisch Verbesserungen im Hüftgelenk zu erwarten sind.

Die Ergebnisse dieser Studie verdeutlichen zudem, dass bei der Betrachtung des Bewegungsverlaufes von MZP1 zu MZP2 ein taktiles Feedback neben dem audFT die größten Verbesserungen erzielt (vgl. Tabelle 42). Im Ansatz lässt sich daraus schlussfolgern, dass ein direktes Ansteuern der Schlüsselparameter, wie bereits erwartet, vielversprechend und für zukünftige Studien zu favorisieren ist.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass ein audFT Tendenzen aufzeigt, die Anlass und Hinweise für weiteres Vorgehen liefern. Aktuell ist ein auditives Feedback-training, bezogen auf den Zeitraum der 3-wöchigen orthopädischen Rehabilitation, anderen Interventionen mit unterschiedlichen Feedbackmodalitäten dennoch nicht maßgeblich überlegen. Vorsichtiger Optimismus in Bezug auf das audFT besteht darin, dass zwar nicht die direkt angesteuerten Schlüsselparameter (Bewegungsumfang / Flexions-Extensions-Bewegung) nach Hüft- und Knie-TEP Verbesserungen aufzeigen, jedoch der Bewegungsumfang im Kniegelenk nach Hüft-TEP und im Sprunggelenk nach Knie-TEP durch ein audFT im Vergleich zu anderen Interventionen maßgeblich verbessert werden kann. Eine Verbesserung des Bewegungsumfangs scheint durch ein audFT somit möglich. Die statistische Auswertung der Verlaufskurven verdeutlicht nach Hüft-TEP zusätzlich, dass ein audFT bezogen auf den Gangzyklus anteilig die größten signifikanten Unterschiede erzielt. Ungeachtet der Tatsache, dass übermäßige Bewegungsumfänge in benachbarten Gelenken auch einen Kompensationsmechanismus darstellen können, unterstützen die Ergebnisse jedoch die These, dass der Einsatz von Feedbackverfahren nicht nur in der Neurologie, sondern auch in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz sinnvoll erscheint.

Der kurze Zeitraum innerhalb der Rehabilitation scheint jedoch ein hauptsächliches Problem darzustellen. Die geringe Häufigkeit und die geringe Dauer der Feedback-

gabe innerhalb der 3-wöchigen orthopädischen Rehabilitation reicht nicht aus, um das Gangbild nach Gelenkersatz zu optimieren und eine über einen langen Zeitraum unbewusst durchgeführte hochautomatisierte jedoch defizitäre Bewegung aufzubrechen und neu zu generieren. Andere Autoren wie Agostini et al. (2014) empfehlen dahingehend eine Reduktion der Funktionsstörungen. Das heißt, dass in der Rehabilitation nicht ausschließlich eine Konzentration auf die ersten Monate postoperativ erfolgen sollte, sondern zur Normalisierung des Gangbildes auch ein nachhaltiges und langfristig ausgerichtetes Krafttraining und ein motorisches Umlernen notwendig sind. Auch Sander, Rosenbaum et al. (2012) halten fest, „[...] dass ein in der Regel 3- bis 4-wöchiges stationäres Rehabilitationsprogramm im direkten Anschluss [...]“ an die Knie-TEP-Implantation „[...] zur funktionellen Restitution nicht ausreichend [...]“ ist (S.814). Sie empfehlen daher im Anschluss an die stationäre Rehabilitation entweder ein Fortführen einer ambulanten Sport- und Bewegungstherapie oder zumindest im häuslichen Umfeld das Durchführen von Übungen zur Mobilisierung, Kräftigung und Stabilisierung des Kniegelenks. Vor dem Hintergrund, dass Horstmann et al. (2013) berichten, dass nach Hüft-TEP die größten Verbesserungen 3 - 6 Monate postoperativ erreicht werden, ist der Einsatz von Feedbackverfahren und das direkte Ansteuern der Schlüsselparameter nach Hüft- und Knie-TEP über den Zeitraum der orthopädischen Rehabilitation hinaus unumgänglich, um das Wiedererlernen des individuell normalen Gangbildes zu ermöglichen und das gestörte Gangbild langfristig zu beseitigen.

7 Methodenkritische und weiterführende Diskussion

Im folgenden Kapitel erfolgt eine methodenkritische sowie eine weiterführende Diskussion, in der die zu diskutierenden Problematiken aufgeführt und erläutert werden.

7.1 Allgemeine restriktive Studievoraussetzungen

7.1.1 Aktuelle Datenlage - Fehlen von präoperativen Daten

In dieser Studie wurden keine präoperativen Daten erhoben. Die Effekte sind auf den Zeitraum der Intervention, während des Aufenthalts in der Rehabilitation, beschränkt. Es liegen keine präoperativen Daten zum Vergleich vor. Nicht nur Agostini et al. (2014) sind der Ansicht, dass präoperative Daten wichtig sind, um das Ausmaß der Schonhaltung schon im Vorfeld zu analysieren, auch Foucher und Freels (2015) vertreten die Ansicht, dass die Ergebnisse der präoperativen Ganganalyse wichtig sind, um Aussagen über präoperative Faktoren und deren Auswirkung auf das postoperative Gangverhalten treffen zu können. Patienten, Chirurgen wie Therapeuten könnten ihre Erwartungen an die postoperativen Funktionen konkretisieren. In Anlehnung an die Aussage von Foucher und Freels (2015) wäre es für zukünftige Studien ratsam, das präoperative Gangverhalten zu erfassen. Aus verwaltungstechnischen Gründen ist das Erheben von präoperativen Daten jedoch in der Klinik Lindenplatz nicht möglich.

7.1.2 Aktuelle Datenlage - Fehlen von postoperativen Langzeitdaten

Die Aussagekraft dieser Studie ist auf die Dauer der 6-maligen Intervention innerhalb des Aufenthalts in der orthopädischen Rehabilitation begrenzt. Folgemessungen drei, sechs oder zwölf Monate postoperativ wären angebracht, um Langzeiteffekte eines Gangtrainings mit Sonifikation beurteilen zu können. In zukünftigen Studien sollte dieses berücksichtigt werden.

7.2 Zur operativen Einflussnahme der Testperson - testerbezogene Limitationen

7.2.1 Durchführungsobjektivität

Der Einfluss des Testleiters auf die Studienergebnisse wurde durch standarisches Vorgehen (standarisierte Instruktionen, wiederholtes Vorlesen der Instruktionen etc.) während der MZPs und der Trainingseinheiten so gering wie möglich gehalten. Dennoch kann nicht ausgeschlossen werden, dass eine Sympathie oder Antipathie gegenüber dem Testleiter seitens der Patienten Einfluss auf die Trainingshäufigkeit / -dauer oder die Studiendurchführung /-abbruch genommen hat.

Li, Maybank, Yan, Tao und Xu (2008) untermauern diese Annahme, indem sie davon berichten, dass der menschliche Gang von verschiedenen Faktoren beeinflusst wird. Neben der Kleidung, dem Untergrund und der Beleuchtung im Raum wirkt sich auch die Vertrautheit zum Beobachter auf den Gang der überwachten Personen aus.

7.2.2 Einfluss verschiedener Therapien - Therapieheterogenität

Bei der Durchführung von Studien in einem klinischen Setting gilt es, die zusätzlich durchgeführten Therapien (Physiotherapie, Ergotherapie etc.) sowie deren Inhalte zu dokumentieren, um deren zusätzlichen Einfluss auf das Studienergebnis abschätzen zu können. Ein Nachbehandlungsschema könnte die Einschätzung des Zusatzefektes erleichtern. Die Therapieinhalte der einzelnen Behandlungen sowie das Behandlungsspektrum sind jedoch stark vom Therapeuten und dessen therapeutischen Kenntnissen und Erfahrungen (Ausbildungsschwerpunkte, zusätzliche Fortbildungen etc.) abhängig. Weiterhin obliegt es dem Therapeuten selbst, die Behandlungsinhalte auf die individuellen Bedürfnisse des Patienten anzupassen.

Darüber hinaus ist die Anzahl der Therapien vom zuständigen Kostenträger und der ärztlichen Verordnung abhängig. Zusätzliche Begleiteffekte, die durch herkömmliche therapeutische Maßnahmen im Rahmen der orthopädischen Rehabilitation entstehen, können schwer abgeschätzt und nicht ganz ausgeschlossen werden.

7.3 Zur operativen Einflussnahme der Probanden - probandenbezogene Limitationen des auditiven Feedbacks

7.3.1 *Pathologien auditiver Sinnesverarbeitung - Hörproblematik der Patienten*

Ein Ausschlusskriterium dieser Studie war das Tragen eines Hörgeräts. Hörbeeinträchtigungen zählen zu den dritthäufigsten chronischen Erkrankungen älterer Menschen. Mehr als 30% der älteren Menschen (Alter 65+) beschreiben Beeinträchtigungen hinsichtlich des Hörvermögens (Keller, Morton, Thomas, & Potter, 1999). Menning (2006) bestätigt ebenfalls, dass Hörverluste zu den häufigsten chronischen Störungen des Alters zählen. Aufgrund der Erkenntnisse von Keller et al. (1999) und Menning (2006) kann davon ausgegangen werden, dass ein Teil der Studienteilnehmer Höreinschränkungen aufwiesen, dessen sich diese wohlmöglich nicht bewusst waren. Besonders das Hören von hohen Tönen nimmt im Laufe des Alterungsprozesses ab (Müsseler & Rieger, 2017). Aufgrund dessen empfiehlt sich für zukünftige Studien die Durchführung eines Hörtests, damit eine Wahrnehmung der Tonhöhen und Tonabfolgen gewährleistet ist. Bezogen auf diese Studie lässt sich nicht klären, inwieweit die Hörfähigkeit der Probanden beeinflusst war.

7.3.2 *Eignung technischer Hilfsmittel - Verwendung Kopfhörer*

Mattes und Schaffert (2010) konnten in ihrer Untersuchung zeigen, dass die Präsentation der akustischen Information über Lautsprecher bevorzugt wurde, im Vergleich zur isolierten Präsentation über Kopfhörer.

In der vorliegenden Studie hingegen erfolgte die Wiedergabe des auditiven Feedbacks über Kopfhörer (vgl. Abbildung 42). Dieses entspricht nicht der natürlichen Hörumgebung, in der mehrere Schallquellen parallel aktiv sind (Müsseler & Rieger, 2017). Aufgrund der Laborsituation und anderer akustischer Störquellen (Telefon, Drucker, Patientengespräche etc.) war dieses Vorgehen jedoch notwendig, um die Aufmerksamkeit gezielt auf die Bewegungsvertonung zu lenken.

In Folgestudien könnte die Präsentation des auditiven Feedbacks an reale Hörsituationen angepasst werden, in denen Signale sowohl das rechte als auch linke Ohr erreichen, somit über Lautsprecher generiert werden. Ob dann eine Differenzierung der verschiedenen Tonfolgen des operierten und nicht operierten Beins und eine

entsprechende Aufmerksamkeitslenkung möglich sind, bleibt zu untersuchen. Den Fragebogenergebnissen zufolge wird von den Patienten die Präsentation über Lautsprecher bevorzugt, da die Kopfhörer teilweise als unangenehm empfunden wurden.

Zudem sollte beachtet werden, dass eine verstärkte Konzentration auf eine Seite, beispielsweise auf die des operierten Beins, aufgrund der Instruktion evtl. das Ausblenden der anderen, nicht operierten Seite, zur Folge haben könnte. Auch dieses sollte in zukünftigen Studien untersucht werden.

7.3.3 *Umsetzbarkeit des auditiven Feedbacktrainings*

Die Umsetzung des auditiven Feedbacktrainings könnte aufgrund einer Vielzahl von verschiedenen Faktoren zu Schwierigkeiten geführt haben:

- a) die Tonabfolge konnte nicht richtig wahrgenommen werden
- b) die Tonhöhen konnten nicht richtig gehört werden
- c) die Tonabfolge und die Tonhöhen konnten der Bewegung nicht zugeordnet werden aufgrund
 - 1. eines fehlenden Körpergefühls
 - 2. eines fehlenden Bewegungsverständnis
- d) ein fehlendes Verständnis über die Notwendigkeit des audFT
- e) die musikalische Neigung, welche ggf. eine positive oder negative Bewertung von Tönen mit sich bringt
- f) visueller oder auditiver Lerntyp
- g) Fehlinterpretation der Aufgabe aufgrund von nicht verstandener Instruktion

Die aufgezählten Faktoren können ggf. einzeln oder in Kombination zu einer Beeinträchtigungen in der Bewegungsausführung geführt haben.

7.3.4 *Visuelle und auditive Verarbeitung*

In dieser Arbeit wurden verschiedene Interventionsstudien miteinander verglichen. Hierbei erfolgte ein Vergleich zwischen einer Studie mit einem visuellen und einer Studie mit einem auditiven Feedbacktraining. Der Vergleich gestaltet sich relativ

schwierig da beiden Feedbackarten unterschiedliche neuronale Verarbeitungsprozesse zu Grunde liegen.

Müsseler und Rieger (2017) erklären, dass bereits Unterschiede in der visuellen und auditiven Benennungsleistung bestehen. Während das Benennen von Farben für die meisten Menschen keine Probleme darstellt, mit Ausnahme von Personen mit Einschränkungen im Farbsehen, so ist die korrekte Benennung einzelner Tonhöhen nur wenigen Menschen möglich.

7.4 Objektive Trainingssteuerung und technische Umsetzung

7.4.1 *Laborbedingungen*

Vogt und Banzer (2005) sind der Ansicht, dass unter Laborbedingungen mit Abweichungen vom alltagstypischen Fortbewegungsmuster zu rechnen ist. Nach Ansicht der Autoren liegen die Ursachen u.a. in physischen (Geräte, Kabel etc.) und psychophysischen (Untersuchungs-, Testsituation) Störeinflüssen.

Die vorliegende Studie wurde unter Laborbedingungen durchgeführt, daher können Folgen der soeben beschriebenen Störeinflüsse nicht ausgeschlossen werden. Um die Einflussnahme der Störgrößen möglichst gering zu halten, wurden die Probanden in einem intensiven Vorgespräch ausführlich aufgeklärt und erhielten zudem einen ersten Eindruck über die Laborbedingungen. An den MZPs wurde darauf geachtet, keine Hektik zu verbreiten. So wurde u.a. ausreichend Zeit eingeplant, um u.a. obige Störeinflüsse zu reduzieren.

7.4.2 *3D- Gang- und Bewegungsanalyse*

Wie Bleser et al. (2017) schon beschrieben haben, sind bildgebenden Verfahren hinsichtlich der Markerpositionierung anfällig, da dieses eine hohe Expertise verlangt. Auch Westhoff et al. (2004) beschreiben, dass „Das Markerplacement [...] vielfach als wesentlicher Faktor für die Variabilität der Daten gesehen“ wird. „Insbesondere ist die Applikation des Sakrummarkers sowie der Ober- und Unterschenkelmarker auch bei sorgfältigem Arbeiten fehleranfällig“ (S.79). „Die Daten der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke in der Sagittalebene waren mit einem Korrelationskoeffizienten zwischen 0,96 und 0,98 äußerst reliabel“ (Westhoff et al., 2004, S. 79).

Szczerbik und Kaloniwska (2011) sehen die Markerpositionierung am Kniegelenk als sehr wichtig an, denn diese hat nicht nur hohen Einfluss auf die Ergebnisse des Kniegelenks betreffend, sondern geben auch Informationen über die Gelenkkinematik des Hüft- und Sprunggelenks wieder.

Zudem beschreiben Szczerbik und Kaloniwska (2011), dass es in der klinischen Praxis vorkommen kann, dass Patienten nicht lange ruhig stehen können, was das Applizieren der Marker zusätzlich erschwert.

In dieser Studie wurde das Anbringen der Marker stets von einer Person und nach festgelegtem Schema durchgeführt. Dennoch kann in einigen Fällen, aus den soeben genannten Gründen, eine Abweichung in der Markerpositionierung nicht ausgeschlossen werden. In der Ergebnisinterpretation wurde dieses berücksichtigt.

Abschließend halten Westhoff et al. (2004) fest, „[...] dass die Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse [...] für die Diagnostik bzw. Analyse von Bewegungen als auch für Outcomeuntersuchungen nach konservativen Maßnahmen [...] sowie operativen Eingriffen hervorragend geeignet [...]“ sind (S.79).

7.4.3 *Gehen auf dem Laufband*

Nach Suppé und Bongartz (2013) kann die Bewegung des Gehens „[...] nicht auf einem Laufband beurteilt werden, weil der Impuls des Gehens nicht aus der Person, sondern aus dem Laufband entsteht“ (S.5). Witte (2018) beschreibt ebenfalls, dass beim Gehen auf dem Laufband ein Unterschied zum Gehen auf dem Boden vorliegt. Jedoch können durch den Einsatz eines Laufbandes zur Ganganalyse Bewegungsunschärfen vermieden und viele Gangzyklen erfasst werden (Witte, 2018). Zudem bietet sich der Einsatz eines Laufbandes zur Ganganalyse an, da das Gangbild in seiner Gesamtheit ohne Unterbrechungen durch Stehenbleiben oder Umdrehen möglich ist. Anlaufschmerzen, wie sie bei Patienten nach Hüft- und Knie-TEP vorkommen, werden auf ein Minimum reduziert. Zudem kann das Gangbild nach dem Absolvieren einer längeren Strecke beurteilt und Aussagen über Ermüdungseffekte getätigt werden.

Auch Vogt und Banzer (2005) zufolge „[...] beeinflusst in Abhängigkeit der Zielparameter die Wahl von freier Gehstrecke oder motorisiertem Laufbandergometer Aussagekraft und Vergleichbarkeit von Resultaten“ (S.109).

Die Ganganalysen wurden sowohl mit Schuhen als auch barfuß bei zuvor selbst gewählten Geschwindigkeiten durchgeführt. Das Training erfolgte mit Schuhen. Diskutiert werden kann an dieser Stelle, ob das Schuhwerk den Lernprozess aufgrund fehlender taktiler Reize über die Fußsohle ggf. negativ beeinflusst. Möglicherweise wird durch das Barfußgehen das Gehen anders wahrgenommen als ohne Schuhe und führt ggf. zu einem besseren Ganggefühl. Dagegen spricht, dass viele Patienten sich beim Barfußgehen unsicher fühlen, da sie es nicht mehr gewohnt sind.

Wenn das Barfußgehen auch als nicht alltagsrelevant anzusehen ist, so kann sich die Bedeutungslage ändern, da Patienten nach Gelenkersatz eine veränderte Statik bzw. Seitenkongruenz aufweisen. Daher wäre zu überlegen, ob das Barfußgehen nicht vielmehr als Ausgangslage geeignet ist und sich als methodisch funktionelles Mittel anbietet, um individuelle /normgerechte / gesunde / nicht pathologische Gangparameter postrehabilitativ entwickeln zu können.

Das Barfußgehen ist insofern klinisch relevant, da das Gehen mit Schuhen nicht dem natürlichen Gehen entspricht. Bei der Auswertung der Ganganalyse an MZP2 wurde im Gespräch mit den Patienten das Barfußgehen berücksichtigt und die individuelle Einlagenversorgung thematisiert.

7.4.4 *Technische Einschränkungen – IMU Sensoren*

Aufgrund der Größe der Empfängerbox der IMUs (vergleichbar mit der Größe einer externen Festplatte), durch die die Stromversorgung erfolgt, ist die Durchführung von Messungen aktuell an einen Ort gebunden, so dass ein auditives Feedbacktraining derzeitig nur auf einem Laufband realisierbar ist. Alltags- oder Feldmessungen im Freien sind aufgrund der technischen Voraussetzungen derzeitig nur schwer realisierbar.

Auch wenn den Patienten in dieser Studie genügend Zeit eingeräumt wird, sich an das Gehen auf dem Laufband zu gewöhnen, so entspricht dieses, wie bereits im vorherigen Kapitel von Suppé & Bongartz (2013) beschrieben, nicht dem normalen Gehen. Dies führt dazu, dass bei einigen Patienten eine gewisse Unsicherheit beim Gehen auf dem Laufband vorliegt, zumal postoperativ oftmals eine gewisse Ängstlichkeit (Sturzangst, Vertrauen in das neue Gelenk, Angst vor Schmerzen etc.) hinzu-

kommt. Daher würde sich zukünftig ein Gangtraining mit auditivem Feedback in der Ebene anbieten.

Ein alltagsnahes Training losgelöst vom Laufband, welches z.B. das Treppensteigen integriert, wäre in Zukunft ebenfalls denkbar, wenn die technischen Voraussetzungen dieses erlauben.

7.5 Individualisierte Trainingssteuerung sowie die Einflussnahme von Parametern und deren Auswirkung

7.5.1 *Wohlfühlgeschwindigkeit - zügige Geschwindigkeit auf dem Laufband*

Für die Ganganalyse wählten die Patienten zuerst eine Wohlfühlgeschwindigkeit, dann eine zügige Ganggeschwindigkeit. Krowicki, Hamacher, Hamacher und Schega, (2014) konnten in ihrer Studie zur Gangvariabilität in Abhängigkeit verschiedener Testprotokolle zeigen, dass die Test- Retest-Reliabilität „[...] der jeweils zweiten Messung je Testtag am höchsten [...]“ ist (S.241). Aufgrund dieser Ergebnisse wird auf eine erhöhte Reproduzierbarkeit der Gangvariabilität nach einem zuerst absolvierten Probelauf geschlossen und die Empfehlung ausgesprochen, in der klinischen Praxis die Daten des zweiten Testlaufs zur Auswertung heranzuziehen.

Wie in Kapitel 3.8 beschrieben, wurde ausschließlich die zweite Geschwindigkeit (das zügige Gehen) und somit die jeweils zweite Messung am Testtag, wie von Krowicki et al. (2014) empfohlen, zur Datenauswertung verwendet.

Es kann davon ausgegangen werden, dass durch den MZP1 und durch das Training auf dem Laufband ein Lern- oder Gewöhnungseffekt vorliegt, sodass die Steigerung der Geschwindigkeit an MZP2 nicht ausschließlich mit dem Heilungsprozess und durch die in dieser Studie gefundenen Effekten zu begründen ist.

7.5.2 *Normierte vs. individuelle Geschwindigkeiten*

Götz-Neumann (2003) hält fest, dass „Die Geschwindigkeit [...] ein grundlegender Faktor des Gehens“ ist (S.19). Nach Vogt und Banzer (2005) steht „[...] Eine Vielzahl von Gangparametern [...] in linearem Zusammenhang zur Fortbewegungsgeschwindigkeit“ (S.109).

normierte Geschwindigkeit

In der Literatur kann eine Vielzahl an Studien gefunden werden, in denen mit einheitlichen und normierten Geschwindigkeiten gearbeitet wird (vgl. u.a. Portscher et al., 2000). Normierte Geschwindigkeitsvorgaben ermöglichen zwar eine bessere Vergleichbarkeit der Daten, dem individuellen Gang entsprechen vorgegebene Geschwindigkeiten jedoch nicht, denn jeder Mensch besitzt eine „[...] eigene freie Gehgeschwindigkeit, die von der optimalen funktionellen Balance der körperlichen Gegebenheiten der jeweiligen Person bestimmt wird“ (Götz-Neumann, 2003, S. 19). Auch Perry (2003) berichtet, dass gesunde Menschen ihre Ganggeschwindigkeit zwar problemlos variieren können, generell zeigen gesunde Erwachsene jedoch nur eine mäßige Variabilität in der Ganggeschwindigkeit beim freien Gehen.

Im klinischen Setting können normierte Geschwindigkeiten zu einer Überforderung der Patienten führen und sich nachteilig auf das Gangverhalten auswirken. Kleinst Abweichungen in der Geschwindigkeit beispielsweise von 0,5km/h können einen Unterschied im Gangbild bewirken. Aus genannten Gründen erfolgte in dieser Arbeit keine Vorgabe einer normierten Gehgeschwindigkeit.

Individuelle Geschwindigkeit

Nach Witte (2018) stellt die Ganggeschwindigkeit in der Ganganalyse eine zentrale Größe dar, da die freigewählte Geschwindigkeit einer Person als ein wichtiges Bewertungskriterium für den Gang angesehen werden kann. Für die Durchführung von Studien im klinischen Setting, besonders kurzzeitig nach der Operation, ist der Einsatz von normierten bzw. fest vorgegebenen Geschwindigkeiten, aufgrund der allgemeinen körperlichen Verfassung, der Schmerzsituation und Gangunsicherheit der Patienten, schwer bis kaum realisierbar. Daher sollten stets die individuellen Voraussetzungen der Patienten (Tagesform, Laufbanderfahrung, Ängstlichkeit, Schmerzsituation, Größe etc.) berücksichtigt werden. Vogt und Banzer (2005) weisen zudem darauf hin, dass „Speziell bei Gruppen- oder Prä-Post-Vergleichen [...] die Berücksichtigung ungleicher Gehgeschwindigkeiten entscheidend“ ist, was ebenfalls für die individuellen Geschwindigkeiten spricht (S.109).

Zur besseren Vergleichbarkeit der individuellen Geschwindigkeiten bietet sich daher eine Kategorisierung dieser in verschiedene Geschwindigkeitsbereiche an.

7.5.3 Kategorisierung der Geschwindigkeiten

Individuelle Geschwindigkeiten sind in klinischen Settings zu favorisieren, dennoch ist deren Auswertung nicht einfach, weil „Die Geschwindigkeit, als zentrale Größe der ganganalytischen Begutachtung [...] zum Einen Auswirkungen auf die Weg-Zeit-Parameter [...]“ hat „[...] und zum Anderen spiegelt sie sich in den kinematischen Zahlen wieder“ (Sauer et al., 2012, S. 13).

Eine alternative Variante der Datenauswertung könnte darin bestehen, die Geschwindigkeiten der Patienten entsprechenden Kategorien zuzuordnen.

Folgende Einteilungen in Kategorien wären denkbar:

- a) Unterteilung in zwei Kategorien

Kategorie	
langsam	schnell
< 3,5km/h	> 3,5km/h

- b) Unterteilung in drei Kategorien

Kategorie		
langsam	mittel	schnell
< 2,9km/h	3,0 - 5,0km/h	> 5,0km/h

- c) Unterteilung in sieben Kategorien

Kategorie						
1	2	3	4	5	6	7
0 - 1,0km/h	1,1 - 2,0km/h	2,1 - 3,0km/h	3,1 - 4,0 km/h	4,1 - 5,0km/h	5,1 - 6,0 km/h	> 6,0km/h

Die Anzahl der Kategorien sollte von der Fragestellung abhängen. Inwiefern mit einer Einteilung in Kategorien allen Patienten gerecht wird, bleibt fraglich und sicherlich abhängig von der Anzahl der Kategorien bzw. die Anzahl der Abstufung.

7.6 Studienimmanente, prozessfolgende Modifikation des Studiendesigns

Wie in Kapitel 2.8.2 bereits beschrieben, ist das angewandte Studiendesign über einen mehrjährigen Prozess entwickelt und in verschiedenen Vorstudien bereits getestet worden. Für den Zeitraum der Rehabilitation in der Klinik Lindenplatz mit einer Aufenthaltsdauer von im Ø 21 Tagen (kostenträgerüberreifend) hat sich dieses Studiendesign mit zwei Messzeitpunkten und sechs Trainingseinheiten bewährt.

Dennoch sind weiterhin Überlegungen hinsichtlich einer Modifizierung im Studiendesign gerechtfertigt, die nun folgend weiter diskutiert werden.

7.6.1 *Vortraining*

Über ein Vortraining, einen zusätzlichen Termin, der vor MZP1, zur Gewöhnung an das Laufband, durchgeführt wird, ist nachzudenken. Mögliche Lern- und Gewöhnungseffekte zw. MZP1 und MZP2, besonders bei der KG, könnten somit vermieden werden.

Sauer et al. (2012) weisen zudem darauf hin, dass „[...] eine unvollständige Laufbandadaptation [...]“ ungeübter Patienten eine „[...] enorme Auswirkungen auf das Gangbild haben“ kann (S. 14). Amelung und Seidel (2005) empfehlen eine 5-10 minütige Übungsphase mit verschiedenen Geschwindigkeiten, um sich, wie bereits in dieser Studie gehandhabt, an die Bedingungen des Laufbandes zu gewöhnen.

7.6.2 *Trainingshäufigkeit*

Die Anzahl von sechs Trainingseinheiten reicht bei weitem nicht aus, um den über Jahre von unbewussten wie bewussten Schmerzen veränderten hoch automatisierten Bewegungsablauf des Gehens nachhaltig zu verbessern. Deshalb würde es sich anbieten, die Anzahl der Trainingseinheiten zu erhöhen. Andererseits konnte in einer Vorstudie mit zehn bis zwölf Trainingseinheiten während des Rehabilitationsaufenthalts die Erfahrung gemacht werden, dass eine Erhöhung der Trainingseinheiten zu Kollisionen und Überschneidungen mit anderen Anwendungen führt. Ebenso hielten Probanden die Trainingstermine nicht ein, weil sie der damit verbundene Aufwand überforderte. Eine Erhöhung der Trainingseinheiten während des Aufenthalts in der Rehabilitation scheint daher nicht möglich. Angesichts der Trainingswirkungen lässt sich insofern die Empfehlung ableiten, Trainingseinheiten und -prozedere postrehabilitativ fortzusetzen und nicht auf den Zeitraum der Rehabilitation zu begrenzen

Trainingshäufigkeit des Gangtrainings / der Gangschulung

Wie in Kapitel 2.4.4.2 ebenso beschrieben, hat das Gangtraining / die Gangschulung einen sehr geringen Stellenwert in der Rehabilitation nach Hüft- und Knie-TEP. Da-

her ist es nicht verwunderlich, dass wie in Kapitel 2.4.5 beschrieben, noch deutliche Defizite im Gangbild auch mehrere Jahre postoperativ vorhanden sind. Der Therapieumfang hinsichtlich des Gangtraining/-schulung reicht nicht aus. Demzufolge wäre es zukünftig wünschenswert, dass dem Gangtraining/ -schulung mehr Bedeutung beigemessen wird und im Zeitraum der Rehabilitation vermehrt durchgeführt wird.

7.6.3 *Trainingsintensität und -dauer*

Es erfolgt keine Vorgabe von Trainingsintensitäten (Geschwindigkeit oder Dauer), diese konnte nach individueller Beanspruchung oder Ermüdung von den Probanden selbst gewählt und das Training jederzeit beendet werden. Es wurde ausdrücklich darauf hingewiesen, dass ein Beenden der Trainingseinheit keinem Abbruch gleichkommt. Eine übermäßige körperliche Beanspruchung oder Ermüdung war daher nicht zu erwarten. Eine Vergleichbarkeit ist dadurch beeinflusst, da nicht alle Patienten ein 20-minütiges Training absolviert haben. Um Drop-Out-Raten auf niedrigstem Stand zu halten, sollte in der angewandten, patientennahen Forschung, zumal unmittelbar postoperativ, auf eine zeitlich fixierte Trainingsvorgabe verzichtet werden.

7.6.4 *Trainingsverfassung und Therapieplanung*

Die Trainingsverfassung (Tagesform) der Patienten hat einen enormen Einfluss auf deren Trainingsverhalten. Höhere Beanspruchungen durch vorangegangene Therapien, könnten sich auf die Wirksamkeit des audFT ausgewirkt haben.

Für zukünftige Studien bietet sich an, die Trainingszeit generell zu standardisieren und im Therapieplan so zu verankern, sodass die Patienten unter gleichen zeitlichen Voraussetzungen trainieren können. Ob dieses allerdings in einem klinischen Setting realistisch ist, scheint fraglich. Die Berücksichtigung individueller zeitlicher Präferenzen, z.B. gewünschtes Training am Morgen etc., was ggf. motivationsfördernd wirken kann, scheint im klinischen Setting ebenfalls kaum möglich.

7.6.5 Feedbackmodalität

Fading-Feedback

Die Verwendung des Fading-Feedbacks in dieser Studie kann kritisch betrachtet werden, da die optimale Fading-Rate, wie bei Sigrist et al. (2013) beschrieben, bislang nicht bekannt ist. Zudem beschreiben Sigrist et al. (2013), dass das Fading-Feedback nach einer definierten Vorgabe durchgeführt wird, die nicht zwingend für jede Person optimal ist.

Für Folgestudien scheint empfehlenswert, für jeden Patienten individuelle Fading-Prozeduren anzuwenden. Dabei ist wiederum zu beachten, dass eine solche Individualisierung die Vergleichbarkeit von Studien erschwert.

Online-Feedback

Nach Sigrist et al. (2013) scheinen Personen von gleichzeitigem Feedback zu profitieren, je komplexer die Aufgabe ist. Begründet wird dieses mit einem externen Fokus der Aufmerksamkeit, der sich möglicherweise vorteilhaft auf das motorische Lernen auswirkt (Sigrist et al., 2013). Es wird davon ausgegangen, dass ein gleichzeitiges Feedback dazu führt, dass komplexe motorische Aufgaben leichter verständlich sind (Sigrist et al., 2013). Die Autoren empfehlen, gleichzeitiges Feedback in der frühen Lernphase einzusetzen. In späteren Lernphasen, wenn eine Bewegungsvorstellung vorliegt, kann mit einem reduzierten Feedback gearbeitet werden.

Für zukünftige Studien würde das bedeuten, dass nicht von Beginn der Studie an mit einem Fading-Feedback gearbeitet wird, sondern erst im Studienverlauf zu einem Fading-Feedback gewechselt wird. Offen bleibt, ab wann die Patienten eine genaue Bewegungsvorstellung haben und der richtige Zeitpunkt ist, von einem gleichzeitigen dauerhaften Feedback zu einem Fading-Feedback zu wechseln.

7.6.6 Videoinstruktionen – akustische Präsentation eines Ideals

Die Präsentation von Videoinstruktionen, ähnlich wie seit Jahren gängige Praxis in der Teilbelastungsanalyse und -training der Klinik Lindenplatz üblich, könnten für das Gangtraining ebenfalls hilfreich sein. Videobasiertes Bewegungslernen kann sich auf die Entwicklung einer optimalen Bewegungsvorstellung auswirken, zumal das

explizite Hervorheben von Bewegungssequenzen im Kontext eines Gangtrainings besonders hilfreich und wirksam erscheint.

Neben der Präsentation von Videoinstruktionen wäre ebenfalls zum besseren Verständnis eine akustische Präsentation einer *Idealkurve* zu überlegen. Dieses könnte ebenfalls das Bewegungslernen, vor allem mit Fokus auf ein auditives Feedbacktraining, positiv beeinflussen.

7.6.7 *Auswertung der Ganganalyse*

Die Auswertung der Ganganalyse sollte nicht nur an MZP2 durchgeführt werden. Für Patienten ist eine erste Auswertung an MZP1 von Vorteil, weil so bereits zu Trainings- / Interventionsbeginn konkrete Eindrücke des defizitären Gangbildes und Hinweise für anzustrebende Bewegungsziele vermittelt werden können. Nicht zuletzt können abzuleitende Trainingsziele und -inhalte im Sinne einer bestmöglichen Bewegungs- und Trainingssteuerung avisiert werden.

7.7 **Neurophysiologische und trainingswissenschaftliche Grundlagen**

7.7.1 *Zugangstechniken in der Operation*

Die operativen Zugangstechniken sind bei der Patientenrekrutierung in dieser Arbeit nicht weiter berücksichtigt worden. In Kapitel 2.3.5 wurden die Vor- und Nachteile unterschiedlicher Zugangswege komprimiert beleuchtet.

Sander, Layher et al. (2012) konnten in ihrer Studie hinsichtlich des Vergleichs minimalinvasiver Verfahren zu konventionellen „[...] keine signifikant unterschiedlichen Effekte verschiedener Operationsmethoden auf die Gangfunktion [...]“ feststellen (S.374). Auch Foucher und Freels (2015) dokumentieren, dass ein Jahr postoperativ keine besseren Ergebnisse im Gangbild beim Vergleich von posterioren und lateralen Zugängen vorhanden sind. Richter, Wohlrab, Schwesig und Leuchte (2012) berichten „[...] wenn überhaupt, von marginalen Vorteilen der minimalinvasiv operierten Patienten“ (S.64). Obwohl minimalinvasive Zugänge aufgrund der reduzierten Weichteil- und muskulären Verletzung unmittelbar mit einer besseren und beschleunigten Rehabilitation in Verbindung gebracht werden, zeigt sich dieses nicht in den ganganalytischen Befunden postoperativ. Auch wenn vertiefende Analysen

zum Thema noch ausstehen, gibt der aktuelle Forschungsstand keinen Hinweis auf die Notwendigkeit einer Gruppeneinteilung anhand der operativen Zugangstechnik.

7.7.2 *Auswirkung von Gelenkersatzoperationen*

Agostini et al. (2014) stellen, bezogen auf den Hüftgelenkersatz, die Hypothese auf, dass aufgrund des vollständigen Verlustes der Gelenkkapsel und der Kapselbänder die Propriozeption vermindert ist. Der partielle Verlust von extrakapsulären Mechanorezeptoren wie z.B. die Dehnungsrezeptoren sind an der Propriozeption und am Gelenksstellungssinn beteiligt sind, was ebenfalls die funktionellen Defizite erklären könnte (Agostini et al., 2014). „Bei allen Eingriffen zur Durchführung einer vorderen Kreuzbandplastik wird ein Trauma gesetzt, das die Mechanorezeptoren erwartungsgemäß beeinflusst. Ebenso ist mit dem Eingriff ein entzündlicher Prozeß in Gang gesetzt, der ebenfalls Konsequenzen im Sinne der postoperativen Motorik nach sich zieht“ (Freiwald, Jäger, & Thoma, 1992, S. 10). Es kann davon ausgegangen werden, dass die Annahme von Freiwald et al. (1992) sich ebenso auf Gelenkersatzoperationen übertragen lässt. In Anbetracht des Operationsausmaßes (Grad der operativen Traumatisierung, Schädigung der beteiligten Strukturen etc.) im Vergleich zu einer arthroskopisch durchgeführten Rekonstruktion eines vorderen Kreuzbandes kann bei einem Gelenkersatz davon ausgegangen werden, dass die postoperativen Auswirkungen auf die Motorik deutlich gravierender sind. Lacquaniti et al. (2012) zufolge erhalten zentrale Muskelgeneratoren und Motoneuronen für die Kontrolle von Gleichgewicht, Richtung und Geschwindigkeit der Lokomotion, ein umfangreiches Feedback von verschiedenen sensorischen Rezeptoren. Dieses Feedback reagiert, auch bei Erwachsenen, sehr empfindlich auf Veränderungen der peripheren Bedingungen und der mechanischen Anforderungen. Eine Gelenkersatzoperation führt unweigerlich zu einer erheblichen Veränderung in der mechanischen Voraussetzung, was ebenfalls auch die langfristig vorhandenen Defizite im Gangbild erklärt.

7.7.3 *Motorisches Lernen und Umlernen hochautomatisierter Prozesse*

Wie Peter-Bolaender und Fritsch (1988) bereits beschrieben haben, sind das Gehen und Stehen „[...] automatisierte und meist unbewußt ablaufende Prozesse [...]“ (S.58). Kressig und Beauchet (2004) zufolge ist das Gehen „[...] eine Aktivität, die im

frühen Kindesalter erlernt werden muss und sehr schnell einen hohen Automatisierungsgrad erreicht“ (S.17). Demzufolge werden zur Kontrolle der Gangmotorik nur geringfügige oder keine Aufmerksamkeitsressourcen benötigt, das Gehen wird weitgehend im Unterbewusstsein realisiert (Kressig & Beauchet, 2004). „[...] Abläufe, die sich einer bewussten Kontrolle weitgehend entziehen“, werden als Automatismen bezeichnet (Bublitz, Ecker, Eke, Keil, & Winkler, 2010, S. 9). Mit zunehmendem Alter, bedingt durch sehr häufiges Ausführen vieler Bewegungen, sind diese hoch automatisiert und Fehler in der Bewegungsausführung somit stabilisiert (Nuissl, 2006). Verletzungen oder pathologische Veränderungen können ebenfalls dazu beitragen, dass es zu einer bewussten Veränderung kommt (Witte, 2018). Im Gangbild können Witte (2018) zufolge bewusste Veränderungen zu einer langfristigen Beeinträchtigung des Gangmusters führen. Ein bewusstes Training kann jedoch dabei helfen, wieder *normal* zu gehen (Witte, 2018).

Bezogen auf das defizitäre Gangbild von Patienten nach Hüft- und Knie-TEP bedeutete dieses für den Zeitraum in der Rehabilitation, wie bereits von Freiwald & Engelhardt (2002) beschrieben, dass der Fokus auf dem „[...] Wiederabrufen und Koordinieren bereits gekonnter Bewegungen“ liegt (S.5). Aufgrund dessen haben Umlernprozesse in der orthopädischen Rehabilitation eine größere Bedeutung als Neulernprozesse (Freiwald & Engelhardt, 2002). Nuissl (2006) beschreibt jedoch, dass ein Umlernen mit dem Aufbrechen von Automatismen und daher ggf. mit „[...] dem Herbeiführen von physiologischen Veränderungen [...]“ verbunden ist und somit als schwieriger und langwieriger Prozess anzusehen ist. Müller und Blischke (2009) bestärken die Aussage von Nuissl (2006), denn auch Sie sind der Ansicht, dass Situationen, in denen es zu einem Umlernen einer Bewegung kommt, schwierig und anstrengend sind.

Weiterhin bleibt zu klären, wie hoch der Trainingsumfang und die -dauer sein müssen, um das fehlerhafte Bewegungsmuster einer höchstautomatisierten Bewegungen - wie die des Gehens - aufzubrechen und neu zu initiieren. Betrachtet man die Anpassungsprozesse im Krafttraining, so stellen sich beim Hypertrophietraining, wie bei Radlinger (1998) beschrieben, erste Effekte nach 15-18 Trainingseinheiten bzw. 4-5 Wochen ein, ein Deckeneffekt (kein adäquater Leistungszuwachs trotz eines hohen Trainingsaufwands) ist jedoch erst nach 10-12 Wochen vorhanden. Radlinger

(1998) zufolge reichen 12 Trainingseinheiten „[...] bestenfalls aus, um die intermuskuläre Koordination zu entwickeln“ (S.36). Radlinger (1998) weist zudem darauf hin, dass die angegebenen Erfahrungswerte „[...] unter günstigen biologischen Umständen erhoben [...]“ wurden (S.36). Die Angaben von Radlinger (1998) sind daher nur schwer auf die Therapie übertragbar, jedoch kann davon ausgegangen werden, dass ein deutlich höherer Trainingsumfang zur Erreichung des therapeutischen Ziels notwendig ist. Dieses wiederum erklärt die in dieser Studie erzielten Effekte, die in allen Interventionsgruppen und der Kontrollgruppe vorhanden sind, sich nur wenig voneinander unterscheiden und somit vorwiegend auf den herkömmlichen Heilungsprozess in der Rehabilitation zurückführen sind. Die Anzahl von sechs Trainingseinheiten à 20 Minuten im Rahmen der Rehabilitation scheint nicht auszureichen, um das vorhandene, im Vorfeld teilweise bis über Jahre hinweg, falsch angeeignete Bewegungsmuster aufzubrechen. Ein deutlich höherer Trainingsumfang wird notwendig sein, um das defizitäre Gangbild nachhaltig zu beeinflussen und neue Bewegungsmuster zu initiieren.

Beim motorischen Lernen bei Kindern konnte Nuissl (2006) zufolge gezeigt werden, „[...] wie wichtig die Bedeutungshaltigkeit der Lernaufgaben ist“ (S.161). In der Rehabilitation konnten bereits ähnliche Effekte beobachtet werden (Nuissl, 2006). So konnte bei zweckgebundenen Aufgaben (Erreichen der Kaffeedose) ein deutlich größeres Bewegungsausmaß verzeichnet werden, als bei einer zweckfreien Aufgabe (Strecken des Arms) mit gleichem Ziel. Nuissl (2006) schlussfolgert daraus, dass Bewegungsaufgaben bedeutungsvoll und adressatengerecht gestaltet werden sollten. Übertragen auf das Gangtraining bedeutet dieses, dass die Relevanz des Erreichens eines bestimmten Bewegungsumfanges in den Vordergrund gestellt und anders adressiert werden sollte.

Einen weiteren Ansatz im motorischen Lernen stellt Vorwerk und Miltner (2011) zufolge das *Shaping* dar. Hierbei „[...] werden komplexe Bewegungsabläufe zunächst in kleinere Teilbewegungen zergliedert“ (Vorwerk & Miltner, 2011, S. 87). Fokussiert wird dabei die Teilbewegung, welche defizitär ist. Das Üben dieser Teilbewegungen erfolgt so lange, bis diese ohne Schwierigkeiten ausgeführt werden können (Vorwerk & Miltner, 2011). „Schließlich werden die einzelnen Teilbewegungen sukzessiv wieder zu einem komplexeren Bewegungsmuster zusammengefügt,

bis der gesamte, angestrebte Bewegungsablauf ausgeführt werden kann“ (Vorwerk & Miltner, 2011, S. 87). Bezogen auf das defizitäre Gangbild wäre somit denkbar, dieses ebenfalls in Teilbewegungen zu untergliedern und die reduzierte Flexions-Extensions-Bewegung isoliert, ggf. auch durch ein auditives Feedback unterstützt, anzusteuern. Welche Effekte dieses auf den gesamten Bewegungsverlauf des Gehens hat, bleibt zu untersuchen.

Neben Shaping stellt auch das inzidentelle Bewegungslernen, wie es im Kindesalter stattfindet, eine in der Rehabilitation zu überdenkende Herangehensweise dar (Nuissl, 2006). Im Gegensatz zum Kindesalter ist das motorische Lernen beim Erwachsenen oftmals beabsichtigt, Erwachsene greifen „[...] auf ein großes bereits vorhandenes Wissens- und Könnensrepertoire“ zurück (Nuissl, 2006, S. 165). „[...] die Potenziale des inzidentellen Lernens [...]“ können somit „[...] i.d.R. nicht genutzt werden“ (Nuissl, 2006, S. 165). Eine unbewusste Integration in den Alltag zur Förderung des inzidentellen Bewegungslernens beim Gehen wäre denkbar. Hierzu könnte ebenfalls über ein auditives Feedback, beispielsweise beim Erreichen eines zuvor festgelegten Bewegungsumfangs, eine Rückmeldung erfolgen. In dem Fall würde beiläufig am Gangbild gearbeitet werden, indem temporär die Aufmerksamkeit durch entsprechendes Feedback gezielt auf den Gang gerichtet wird. Dagegen spricht, dass zu diesem Zweck ein entsprechendes System dauerhaft getragen werden müsste.

Nuissl (2006) berichtet zudem, dass „Das Verbalisieren des eigenen Tuns [...] das Erlernen und Umlernen von Bewegungen unterstützen“ kann (S.166). Nuissl (2006) zufolge profitieren Patienten davon, wenn die eigene Bewegungsabsicht verbalisiert wurde. Die Lernergebnisse waren im Vergleich zum reinen Nachahmen der Bewegung besser. In Anlehnung an die Aussage von Nuissl (2006) und zur Aufmerksamkeitslenkung auf den reduzierten Bewegungsumfang könnte eine mögliche Verbalisierung der Bewegung aus der Innensicht für Knie-TEP-Patienten wie folgt lauten: *Beim Gehen beuge und strecke ich mein Knie.*

Inwiefern die vorgestellten Lerntheorien auf das Wiedererlernen des Gehens zu übertragen sind, bleibt weiterhin zu untersuchen.

7.7.4 *Sportliche Vorerfahrungen und körperliche Aktivität im Lebenslauf der Patienten*

Es bleibt weiterhin zu diskutieren, welchen Einfluss die sportlichen Vorerfahrungen der Patienten auf den Heilungsverlauf bzw. auf die Wiederherstellung des normalen Gangbildes haben. Es wäre denkbar, dass ein besseres Körpergefühl und ein besseres Bewegungsverständnis mit der sportlichen Vorerfahrung bzw. der körperlichen Aktivität korrelieren und zu einem besseren Ergebnis postoperativ führen.

Generell stellen sich die Fragen: Wie viele Bewegungserfahrungen wurden im Laufe des Lebens gesammelt? Wie viele Bewegungsmuster konnten generiert werden? Und inwieweit nimmt dieses Einfluss auf den Heilungsprozess? Welche Rolle die sportliche Voraussetzung und Vorerfahrung der Patienten im Wiedererlernen des Gangbildes einnehmen, sollte in Folgestudie untersucht werden.

7.7.5 *Dauer der Schonhaltung und vergangene Zeit bis zur Operation*

Zudem sollte bedacht werden, dass wohlmöglich die Dauer der Vorerkrankung und die Dauer bis zur Operation auch einen Einfluss auf das postoperative Gangbild haben. Es ist anzunehmen, dass je länger eine Schonhaltung, bewusst und unbewusst eingehalten und automatisiert wurde, desto schwieriger ist der Umlernprozess und das Wiedererlernen des individuell normalen Gangbildes. Problematisch ist jedoch das Erfassen dieses Zeitraums, da die Veränderung des Gangbildes in der Regel einen schlechenden und mehrjährigen und teilweise unterbewusst ablaufenden Prozess darstellt.

7.8 **Forschung im klinischen Setting der orthopädischen Rehabilitation**

In Deutschland sind verschiedene Sozialleistungsträger (Gesetzliche Krankenversicherung, Deutsche Rentenversicherung, Gesetzliche Unfallversicherung, Versorgungsverwaltung, Sozialhilfeträger) für die Rehabilitation zuständig, die sich in ihrem gesetzlichen vorgegebenem Rehabilitationsziel und den Leistungsvoraussetzungen unterscheiden. Die Teilhabe der Menschen am Leben und in der Gesellschaft zu fördern ist jedoch ein einheitliches Ziel aller Sozialleistungsträger (Augustzky et al., 2011; Kladny, 2015). Hendrich et al. (2013) weisen jedoch darauf hin,

dass der aktuell defizitäre wissenschaftliche Erkenntnisstand zur optimalen Dosierung bewegungstherapeutischer Interventionen in der Rehabilitation nach endoprothetischem Gelenkersatz in einem deutlichen Missverhältnis zu den hohen und voraussichtlich noch ansteigenden Fallzahlen steht. Darüber hinaus stellt Hendrich (2016) fest, dass die Evidenz bewegungstherapeutischer Interventionen nach Hüft- und Knie-TEP lückenhaft ist und es „[...] an tragfähigen Aussagen über Dosis-Wirkungs-Beziehungen, wodurch der Einfluss der Bewegungstherapie auf den Rehabilitationsverlauf unklar bleibt“, mangelt (S.305).

Tuncel et al. (2015) haben zudem von dem Trend der *blutigen Entlassung* berichtet (vgl. Kapitel 2.4.1). Mit dem Antritt der Rehabilitation befinden sich die meisten Patienten im Übergang zwischen der Entzündungs- und der Proliferations-Phase ca. 6-12 Tage postoperativ. In Ausnahmefällen auch später. In dieser Phase sollte versucht werden, die Fasern entsprechend den physiologischen Belastungslinien auszurichten (Akademie Damp, 2010). Zum Ende der Rehabilitation ca. 30 Tage postoperativ ist in der Wundheilung die Reparationsphase erreicht. In dieser Phase wird nach Radlinger (1998) die Qualität des Gewebes langsam erhöht, „[...] bis die normalen Eigenschaften wieder erreicht sind“ (S. 169). Aufgrund dessen sollte besonders in der orthopädischen Rehabilitation eine Orientierung an den Wundheilungsphasen erfolgen. Ein strukturiertes, konzeptionelles und auf die individuellen Voraussetzungen ausgerichtetes Training ist dahingehend für die orthopädische Rehabilitation nach Gelenkersatz zu empfehlen.

Vor diesem Hintergrund sollte zusätzlich die Evidenz bewegungstherapeutischer Interventionen nach Gelenkersatz unter Berücksichtigung aktueller Entwicklungen (kürzere Verweildauer im Krankenhaus) weiter untersucht werden.

7.8.1 *Einhaltung des bewussten Gangtrainings*

Zusätzlich zu den interventionsspezifischen Anweisungen wurden die IGs instruiert, sich auf ihr Gangbild zu konzentrieren und bewusst zu gehen. Fraglich bleibt, ob die Patienten nach Hüft- oder Knie-TEP überhaupt in der Lage sind, diesen Fokus über den Zeitraum des Trainings aufrecht zu erhalten und sich auf das Gangbild zu konzentrieren, bzw. das Gangverhalten entsprechend anzupassen.

Es könnten sich mögliche Einschränkungen hinsichtlich der Konzentration durch die Schmerzen im Allgemeinen oder durch den Konsum von Schmerzmedikamenten ergeben. Weiterhin können auch Nachwirkungen der Narkose das bewusste Gangtraining negativ beeinflusst haben.

7.8.2 *subjektives Therapieverständnis - Bewertung des Trainings*

Die Bewertung der durchgeführten Studien seitens der Patienten hat sicherlich einen hohen Einfluss auf die Umsetzung und Effektivität des Gangtrainings. Patienten, die das Training als vielversprechend einschätzen, profitieren wohlmöglich in größerem Umfang vom Training als Patienten, denen das Verständnis für die Durchführung fehlt, ähnlich einem Placebo-Effekt. Es kann davon ausgegangen werden, dass Patienten, denen die Auswirkungen von Folgeerkrankungen, aufgrund dauerhafter Schonhaltung, bewusst sind, das Gangtraining intensiver nutzen als Patienten, denen der Hintergrund der Studiendurchführung nicht plausibel erscheint. Zu überdenken wäre daher, die Ansprache an die Probanden so zu wählen, dass der Hintergrund und der Zweck der Studiendurchführung und vor allem die Notwendigkeit des Trainings noch bewusster werden. Aus medizinisch-therapeutischer Sicht ist dieses Vorgehen sinnvoll, aus wissenschaftlicher Sicht jedoch diskutabel.

7.8.3 *Endogene und exogene Faktoren*

Orientiert an der endogenen und exogenen Zielsetzung von Radlinger (1998) können ggf. auch endogene und exogene Faktoren ursächlich für das Wiedererlangen eines normalen Gangbildes sein bzw. den Prozess des Umlernens beeinflussen.

Endogene Faktoren beziehen sich auf die Verhaltensweisen, den Willen und die Motivation des Patienten. Hat der Patient den Willen, einen bestimmten Leistungsstand zu erreichen oder akzeptiert der Patient mit Einschränkungen zu leben, beeinflusst die Therapie maßgeblich (Radlinger, 1998). Eine individuelle Zielsetzung oder Wünsche für die Zukunft oder sogar das Ziel der Wiederaufnahme einer Sportart können den Patienten anspornen, den Lernprozess bewusster zu gestalten und ggf. auch an die eigenen Grenzen zu gehen. Nuissl (2006) führt zudem an, dass Angst oder fehlende Motivation „[...] prinzipiell mögliche veränderte Bewegungsausfüh-

rung [...]“ verhindern und somit den motorischen Lernprozess beeinträchtigen können (S.160).

Exogene Faktoren hingegen beziehen sich auf die Arbeitsanforderungen, die Alltagsgestaltung, die familiäre Situation sowie die örtliche Infrastruktur (Radlinger, 1998). Welche Möglichkeiten sind dem Patienten gegeben ggf. im Anschluss an die Rehabilitation weitere therapeutische Maßnahmen zu ergreifen. Wie stark ist der Patient im Alltag, in der Familie, im Beruf eingebunden, wie viele Stunden arbeitet der Patient etc. Einige Patienten werden dahingehend eingeschränkt sein, sodass über die Zeit der Rehabilitation hinaus ein Gangtraining ggf. schwer umsetzbar ist. Für ein postoperativ individuell normales Gangbild stellt die Implementierung eines Gangtrainings in den Alltag eine wichtige Voraussetzung dar.

7.9 Datenerhebung und statistische Analyse

7.9.1 Statistische Analyse der Verlaufskurven

Eine weitere Analysemöglichkeit in der statistischen Auswertung von Verlaufskurven besteht nach Bender und Lange (2001) darin, die Fläche unter der Kurve oder die Kurvenmaxima zu berücksichtigen.

Kurvenmaxima erweisen sich in der Analyse von Gelenkwinkelkurven als nicht geeignet, da abhängig vom individuellen Gangbild und der individuellen Defizite Kurvenmaxima nicht immer eindeutig zu analysieren und daher nicht aussagekräftig sind (vgl. Kapitel 5.1.3).

Die Fläche unter der Kurve (bestimmtes Integral) einzubeziehen, wäre hingegen eine Alternative in der Kurvendiskussion von Gelenkwinkelkurven, dessen Aussagekraft allerdings noch zu prüfen wäre.

Zu überdenken wäre, die statistische Auswertung der Kurvenanalyse, die sich aktuell auf den gesamten Gangzyklus bzw. den gesamten Bewegungsverlauf bezieht, auf die Phase der Flexions-Extensions-Bewegung bzw. die Phase des Bodenkontaktes zu reduzieren (vgl. Abbildung 213), da dieses die relevante Phase darstellt. Zu diskutieren bleibt, inwiefern die weniger bedeutsame Schwungphase in der Datenauswertung vernachlässigt werden könnte. Dagegen spricht, dass umfassende Aussagen über den gesamten Gangzyklus dann nicht möglich wären. Zudem könnte es sich

anbieten, die einzelnen Bewegungskurven nicht separat, sondern zusammen zu betrachten, um ggf. weitere Erkenntnisse über das Verhalten der Gelenke zueinander zu gewinnen. Inwiefern dieses dann aufgrund der Vielzahl der Kurven grafisch darstellbar bzw. sinnvoll ist, bleibt zu diskutieren.

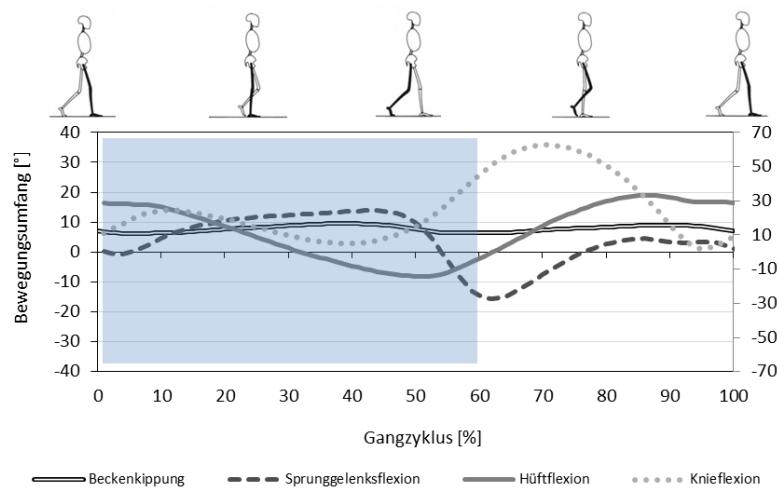


Abbildung 213: Kurvenanalyse verschiedener Gelenkbewegungen reduziert auf Flexions-Extensions-Bewegung (grau markierter Bereich)

Gegen die obige Darstellung der Verlaufskurven würde jedoch sprechen, dass keine Unterschiede zw. dem OP und NOP sichtbar werden, da dieses zu einer Erhöhung der Kurvenanzahl in der obigen Abbildung führe würde. Die Übersichtlichkeit und somit die Aussagekraft wäre somit stark eingeschränkt.

Alternativ würde sich zu der überlagernden Darstellung (vgl. Abbildung 213) eine erweiterte Einzeldarstellung anbieten (vgl. Abbildung 214). Diese ermöglicht die Darstellung der einzelnen Bewegungsverläufe der verschiedenen Gelenke. Zudem kann zusätzlich ein Vergleich der operierten und nicht operierten Seite erfolgen.

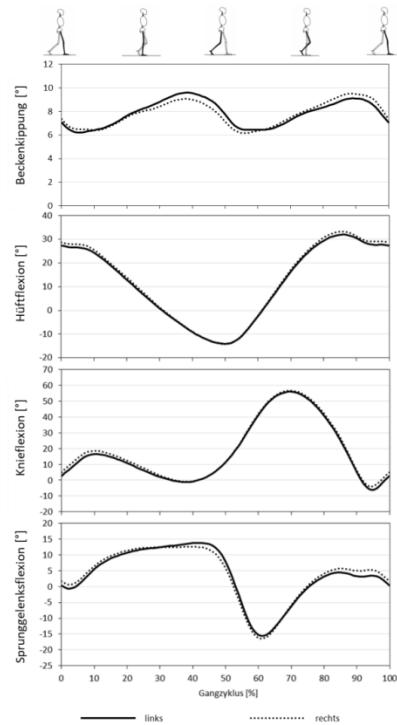


Abbildung 214: Erweiterte Darstellungsmöglichkeit der Bewegungsverläufe

7.9.2 Normkurven vs. individuelle Norm in der Datenauswertung

„Normkurven und Normwerte erleichtern das Verständnis komplexer Zusammenhänge [...]“ (Jöllenbeck, 2015a, S. 24) und „[...] Normwerte beschreiben den funktionalen Vorgang des Gehens und benennen die mechanischen Voraussetzungen“ (Götz-Neumann, 2003, S. 8). Zudem beschreiben Herberz, Klucken und Eskofier (2015), dass Daten aus Normkollektiven oftmals aus Querschnittsmessungen gewonnen werden und oft einer erheblichen Streuung unterliegen. Inwiefern diese Normdaten zur Beurteilung noch geeignet sind, bleibt zu diskutieren.

Normkurven repräsentieren den Mittelwert einer Population, jedoch nicht die Bewegung des Individuums. Mit Hinblick auf die Komplexität des Ganges und die individuellen Ausprägungen bietet sich dahingehend das Prinzip der individuellen Norm, wie bei Jöllenbeck & Pietschmann (2019) beschrieben, oder das der hypothetischen Norm nach Suppé & Bongartz (2013) zur Beurteilung des Gangbildes an.

7.9.3 *Vergleich von individuellen Daten - Matching*

Der Frage nach der Zuordnung von Gangbildern im Sinne von *Versuchszwillingen* haben Rettig und Wolf (2015) in Ihrem Artikel bereits untersucht. „Das Gangbild eines Menschen ist sehr individuell und deshalb nur schwer zwischen zwei verschiedenen Personen vergleichbar“ (Herberz et al., 2015, S. 2).

In Studien werden Probanden überwiegend nach Alter, Größe und Gewicht einander zugeordnet (vgl. Perron et al., 2000, S. 505).

Die Voraussetzungen in der orthopädischen Rehabilitation (Dauer und Ausprägung der Schonhaltung etc.) sind jedoch äußerst individuell und die Probanden somit schwer mit einander zu vergleichen. Für ein sachgemäßes Probandenmatching sollten die Interaktionen zwischen primären / sekundären Endpunkten und Kovariablen bekannt sein – dies ist in einer Pilotstudie nicht umsetzbar. Aufgrund der Komplexität des Gangbildes und der sehr individuellen Kompensationsstrategien zur Schmerzvermeidung wurde sich in dieser Studie gegen eine paarweise Zuordnung einzelner Probandendatensätze entschieden.

7.9.4 *Einsatz Fragebögen - Fragebogengüte*

Für zukünftige Studien empfiehlt es sich, entweder einen evaluierten Fragebogen einzusetzen oder einen Fragebogen im Vorfeld selbst zu evaluieren. Die Aussagekraft des derzeit eingesetzten Fragebogens ist schwer einzuschätzen. Der Einsatz des aktuellen Fragebogens zielte jedoch lediglich darauf ab, ein erstes Abbild über die Wahrnehmungen und die Ansichten der Patienten hinsichtlich des audFT zu erhalten, um Überlegungen für zukünftige Studien hinsichtlich Verbesserung und/oder Veränderung der Vertonung treffen zu können.

7.10 Allgemeine Limitationen, normative Daten und Probandenkollektiv

7.10.1 *Gruppengröße und Stichprobengröße*

Generell muss die Stichprobengröße berücksichtigt werden, die bei einzelnen Interventionsgruppen in diesem Projekt teilweise unter 20 Probanden (Hüft-TEP: LBT & visFT $n = 17$, virtFT $n = 19$; Knie-TEP: visFT $n = 15$, virtFT $n = 19$) gelegen hat und so-

mit einen limitierenden Faktor darstellt. Für aussagekräftigere Ergebnisse wäre eine deutlich höhere Probandenanzahl ($VPN > 20$) pro Gruppe wünschenswert.

In einzelnen Interventionsgruppen wurde zunächst eine größere Anzahl von Probanden erhoben. Bei der Datenauswertung zeigte sich dann jedoch, dass einige Datensätze unbrauchbar waren und nicht zur Datenauswertung herangezogen werden konnten. Ein zeitlich versetztes Erhöhen der Probandenanzahl war messtechnisch dann nicht mehr umsetzbar.

Kramers-de Quervain et al. (2008) beschreiben, dass eine umfangreiche Ganganalyse, in der eine simultane Erfassung der Bewegungen von Fuß, Unterschenkel, Oberschenkel und Becken inklusive der Bodenreaktionskräfte mit erheblichem Aufwand in der Probandenvorbereitung und Datenverarbeitung verbunden ist, „[...] sodass die Probandenanzahl in den meisten Studien limitiert [...]“ ist (S.36). In der angewandten Forschung am Patienten ist die Erhebung eines großen Probandenkollektivs selten möglich, da dieses einen sehr hohen zeitlichen und finanziellen Aufwand beansprucht. Die Option einer Metaanalyse sollte für zukünftige Projekte geprüft werden.

Beim Vergleich der VIG_{gesamt} mit dem audFT muss zudem berücksichtigt werden, dass hinsichtlich der Probandenanzahl Unterschied in der Gruppengröße vorgelegen hat, Hüfte VIG_{gesamt} ($n = 73$) vs. audFT ($n = 21$) und Knie VIG_{gesamt} ($n = 78$) vs. audFT ($n = 22$). Aufgrund eines nicht signifikanten Gruppenunterschieds in allen Parametern an MZP1 kann auf ein gleiches Ausgangsniveau geschlossen werden, sodass ein Vergleich beider Gruppen zulässig ist.

7.10.2 *Erhebung der Referenzdaten*

Bei der Erhebung der Referenzdaten musste festgestellt werden, dass obwohl im Vorfeld mehrfach darauf hingewiesen wurde, dass keine orthopädischen Erkrankungen vorliegen dürfen, bei einem Großteil der Probanden aller Vergleichsgruppen (JVG, MVG, AVG) dennoch orthopädische Vorerkrankungen (u.a. Fraktur Mittelfußkochen, Bänderruptur im Sprunggelenk, diverse Bänderdehnungen etc.) vorgelegen haben. Viele Probanden haben sich bei der Befragung zur Anamnese erst wieder an diese Ereignisse erinnert, da detailliert danach gefragt wurde. Da jedoch alle Probanden keine akuten Beschwerden aufwiesen, wurden die erhobenen Daten den-

noch zur Datenauswertung herangezogen. Betrachtet man die erhobenen Daten, so weisen von 43 Probanden der AVG lediglich 9 Probanden keine orthopädischen Vorerkrankungen auf. Es kann dennoch davon ausgegangen werden, dass die erhobenen Daten der AVG ein Abbild der normalen Bevölkerung darstellen.

Es scheint nicht angebracht, eine Idealgruppe zu erheben, da diese nicht der Allgemeinheit entspricht und die Aussagekraft dahingehend eingeschränkt ist. Ein Vergleich mit einer Idealgruppe ist daher nicht zu empfehlen. Generell ist der Vergleich mit altersadäquaten Vergleichsgruppen zu empfehlen und angebracht, als der Vergleich mit Referenzdaten deutlich jüngerer Personen z.B. von Sportstudenten wie es in vielen Studien wie z.B. bei Sauer et al. (2012) üblich ist. Altersspezifischen Veränderungen sollte nach Sauer et al. (2012) mehr Aufmerksamkeit geschenkt werden.

7.10.3 Geschlechterverteilung

In dieser Arbeit wurde keine geschlechterspezifische Fragestellung untersucht. Die Geschlechterverteilung in den einzelnen Gruppen wurde daher nicht weiter berücksichtigt. Es kann davon ausgegangen werden, dass trotz einer unterschiedlichen Geschlechterverteilung, besonders beim audFT Knie-TEP ($\text{♂ } 3, \text{♀ } 19$) und takFT Knie-TEP ($\text{♂ } 6, \text{♀ } 16$), die Ergebnisse aussagekräftig sind (Tabelle 6). Berücksichtigt werden sollte dennoch, dass das Geschlecht eine Kovariable darstellt und zwischen Männern und Frauen u.a. anatomische, soziologische und ökonomische Unterschiede vorliegen, die an dieser Stelle jedoch nicht weiter vertieft werden sollen.

Ein Erklärungsgrund für die vermehrte Teilnahme weiblicher Probanden liefert das Robert Koch-Institut (2005) und könnte demnach durch ein unterschiedliches Gesundheitsbewusstsein erklärt werden. „Frauen geben in allen Altersgruppen mehr Beschwerden an als Männer“ (Robert Koch-Institut, 2005, S. 19). Ob Frauen nun tatsächlich häufiger Beschwerden vorzuweisen haben oder ob Symptome unterschiedliche bewertet und berichtet werden, bleibt zu diskutieren (Robert Koch-Institut, 2005). Das Eingeständnis von Beschwerden bei Männern ist oftmals nur schwer mit dem traditionellen männlichen Selbstkonzept vereinbar (Robert Koch-Institut, 2005). „Frauen gelten als sensibler im Umgang mit dem Körper, sie nehmen Veränderungen eher wahr und sprechen leichter über Beschwerden“ (Robert Koch-Institut, 2005, S. 82). Das könnte den Unterschied in der Geschlechterverteilung

ebenfalls erklären. Weiter zu diskutieren wäre, inwiefern die Bereitschaft zur Studienteilnahme auch Einfluss auf die Geschlechterverteilung nimmt.

8 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde primär das Ziel verfolgt, erstmalig die Vertonung von Gelenkwinkeln am Patienten in der orthopädischen Rehabilitation nach Hüft- und Kniegelenkersatz in Bezug auf das Wiedererlernen des normalen Gangbildes zu untersuchen.

Die Implantation eines künstlichen Hüft- oder Kniegelenks zählt zu den erfolgreichsten Operationen in den letzten Jahrzehnten, was sich nicht zuletzt in den hohen Operationszahlen widerspiegelt. Zwar kann innerhalb der 3-wöchigen orthopädischen Rehabilitation der Zustand der Patienten wesentlich verbessert werden, so dass eine gesellschaftliche und soziale Teilhabe am Leben wieder möglich ist. Nachweislich ist jedoch auch mehrere Jahre postoperativ noch ein gestörtes Gangbild im Sinne einer Schonhaltung vorhanden, welches durch Defizite in verschiedenen Gangparametern gekennzeichnet ist. Vor dem Hintergrund der großen Bedeutung des Gehens für jedes Individuum im Sinne eines souveränen und sicheren Auftretens im alltäglichen und beruflichen Leben, der Freiheit und Unabhängigkeit, einer Bewegung ohne Schmerzen und der möglichen medizinischen Behandlungskosten durch Folgeerkrankungen aufgrund einseitiger Mehrbelastungen auf der kontralateralen Seite oder in den benachbarten Gelenken, besteht ein deutlicher Handlungsbedarf in dem Wiedererlernen des individuell normalen Gangbildes nach endoprothetischem Hüft- und Kniegelenkersatz.

Aufgrund des technischen Fortschritts und der Weiterentwicklung war es in dieser Studie erstmals möglich, über Inertialsensoren die wesentlichen Schlüsselparameter nach Hüft- und Knie-TEP direkt anzusteuern. Im Projekt *Zurück zum normalen Gang* konnte sich der Thematik der direkten Ansteuerung von Gelenkwinkeln sukzessiv genähert werden, sodass eine Umsetzung in Form eines Prototyps mit IMUs möglich war. Auf Basis erster positiver Effekte bei der Vertonung der Ruderbewegung beim Rennrudern, wurde in dieser Studie durch ein auditives Feedback der Bewegungsverlauf des Hüftgelenks nach Hüft-TEP bzw. des Kniegelenks nach Knie-TEP erfasst und den Patienten als *Melodie der Bewegung* vorgespielt. Im Gegensatz zur Ruderbewegung wurde beim Gehen die Bewegung des linken und rechten Beins gleichzeitig wiedergegeben, was als innovativer Grundgedanke ein Merkmal dieser Studie ist und diese auszeichnet.

Die Ergebnisse des auditiven Feedbacktrainings decken sich weitgehend mit denen der Kontrollgruppe und stimmen überwiegend mit den Ergebnissen anderer Interventionen mit unterschiedlichen Feedbackmodalitäten überein. Die aufgezeigten Verbesserungen lassen sich daher im Wesentlichen auf den normalen Heilungsprozess während der Rehabilitation zurückführen. Als Grundproblem hierfür ist die zu geringe Häufigkeit von 6 Trainingseinheiten à 20 Minuten und die Dauer der Feedbackgabe anzusehen. Der Trainingsumfang reicht bei weitem nicht aus, um die teilweise über mehrere Jahre bewusst und unbewusst eingenommene Schonhaltung und den damit verbundenen hochautomatisierten Prozess aufzubrechen und die defizitären Bewegungsmuster neu zu generieren.

Anlass zu vorsichtigem Optimismus hinsichtlich der Wirksamkeit eines auditiven Feedbacktrainings als Gangtraining liefert jedoch zum einen die Erkenntnis, dass nach Hüft-TEP der Bewegungsumfang im Kniegelenk signifikant im Vergleich zu anderen Interventionen gesteigert werden kann. Zum anderen zeigt sich ebenso nach Knie-TEP ein signifikant erhöhter Bewegungsumfang im Sprunggelenk. Bewegungsumfänge, wenn auch nicht in den direkt angesteuerten Gelenken, können somit durch ein auditives Feedback beeinflusst werden. Zusätzlich kann gezeigt werden, dass ein auditives Feedbacktraining signifikante Verbesserungen bezogen auf den gesamten Bewegungsverlauf im Vergleich zu anderen Interventionen aufweist. Eine wichtige Beobachtung, die weiteres Vorgehen hinsichtlich der Ausgestaltung des auditiven Feedbacks und deren weiteren Einsatz rechtfertigt, ist das beim Ausschalten des Feedbacks, kurzweilige Bewegungsveränderungen sichtbar werden, die darauf hindeuten, dass ein Rückfall in zuvor hochautomatisierte und entsprechend stabile Bewegungsmuster erfolgt. Patienten scheinen somit in der Lage zu sein, durch ein geeignetes Feedback den Bewegungsverlauf bewusst und kontrolliert zu steuern. Die Rückmeldung der Patienten zeigt ebenfalls, dass das auditive Feedback gut angenommen wurde. Ob und inwiefern ausschließlich ein auditives Feedback zur direkten Ansteuerung geeignet ist oder ob auch kombinierte Feedbacksysteme ihre Berechtigung haben, muss in zukünftigen Studien weiter untersucht werden. Das Potential scheint jedoch beim auditiven Feedback vorhanden zu sein. Nicht zuletzt dadurch, dass Verklanglichungen (Auditory Display / Sonifikation) bereits auf vielfältige Weise unbewusst im alltäglichen Leben genutzt werden. Auch das Ge-

hör ist im Vergleich zum Auge besser in der Lage, komplexen Ereignissen zu folgen, was ein auditives Feedback befürwortet. Modifikationen in der Vertonung sowie der Ausgestaltung des Feedbacks und dessen Einsatz als mobiles System oder App über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus wird daher in Folgeprojekten untersucht. Ziel ist die Entwicklung einer kostengünstigen, kleinen und leichten Applikation zur intuitiven Handhabung in Form von Wearables, die für ein alltägliches Gangtraining geeignet sind, um u.a. Schonhaltungen nach endoprothetischem Gelenkersatz nachhaltig und dauerhaft abzubauen. Die Erarbeitung eines fundierten multi-komplexen Therapie- und Nachbehandlungskonzeptes, welches diese technologischen Innovationen integriert, sollte zukünftig im Mittelpunkt des Forschungsinteresses nach endoprothetischem Gelenkersatz stehen.

Abschließend bleibt zu sagen, dass schon Hippokrates wusste, welche Bedeutung das Gehen in seiner Gesamtheit für den Menschen hat.

„*Gehen ist des Menschen beste Medizin*“

Hippokrates von Kos (460 - etwa 377 v. Chr.)

griechischer Arzt, *Vater der Heilkunde* (Hippocrates, 2013)

9 Ausblick

Aus den gewonnenen Ergebnissen wird folgend ein Ausblick für zukünftige Forschungsansätze und -projekte gewagt.

9.1 Präoperatives Training

Wie Horstmann, Jörger et al. (2001) bereits beschrieben haben, kann sich Hüftsport bei Patienten mit Coxarthrose positiv auf die Kraftausdauer hinsichtlich der Abduktion und Hüftextension auswirken und daher einen Beitrag zur Verbesserung der Lebensqualität als kostengünstige Alternative und Ergänzung bzw. Fortführung zur Einzeltherapie leisten. Dass sich präoperative Physiotherapie positiv auf die Beweglichkeit und Bewältigung der Schmerzen auswirkt und die Operation bis zu vier Jahre hinausschieben kann, konnten Horstmann, Heitkamp et al. (2001) ebenfalls bereits beschreiben. „Auch konnte gezeigt werden, dass präoperativ trainierte Muskeln langsamer atrophieren und sich postoperativ schneller erholen“ (Horstmann, Heitkamp et al., 2001, S. 276). Foucher et al. (2007) weisen darauf hin, das Interventionen präoperativ starten sollten, um die schmerzbedingte Atrophie des Bewegungsapparates zu minimieren. Zudem gehen Foucher und Freels (2015) davon aus, dass eine Verbesserung der präoperativen Abduktorenstärke und des Bewegungs umfanges eine nützliche Strategie sein könnte, um die Wahrscheinlichkeit einer guten Gangfunktion nach einer Hüft-TEP Operation zu erhöhen. Präoperatives Training kann Foucher et al. (2007) zufolge nachweislich die postoperative Ganggeschwindigkeit und Schritt länge verbessern. Seitz und Rüther (2012) halten fest, dass präoperative Schulungen und physiotherapeutische Maßnahmen zur Patientenzufriedenheit und zu einem funktionell besseren postoperativen Ergebnis beitragen können. Van der Most und Wohlmuth (2017) führen an, dass in der Literatur von der potenziellen Wirksamkeit präoperativer Therapiekonzepte berichtet wird. Eine postoperative Schmerzlinderung und ein größeres Bewegungsausmaß scheint bereits nachgewiesen (van der Most & Wohlmuth, 2017). Die Autoren sehen die Vergleichbarkeit der zugrundeliegenden Therapiekonzepte jedoch als mangelhaft an. Reardon et al. (2001) empfehlen dahingehend die Entwicklung präoperativer, ge-

zielter Konditionierungsprogramme, welche Muskelschwund und Muskelschwäche reduzieren.

Schmitt-Sody et al. (2011) beschreiben hingegen, „[...] dass man mit kurzfristigem präoperativem Training offenbar postoperativ keinen positiven Einfluss auf Schmerz, Funktion oder Länge des Krankenhausaufenthalts“ nehmen kann (S.515). „Es scheint den Patienten lediglich die Angst vor der Operation zu nehmen und so mehr psychische Stabilität zu verschaffen“ (Schmitt-Sody et al., 2011, S.515). Gleichwohl berichten die Autoren, dass langjährige Sportler postoperativ bessere Ergebnisse zeigen: „Sie hinken seltener, zeigen weniger Unsicherheit, brauchen kaum Gehhilfsmittel und können im Anschluss an eine AHB längere Gehstrecken ohne Gehhilfen bewältigen als Nichtsportler“ (Schmitt-Sody et al., 2011, S. 515).

Eigene Erfahrungen decken sich mit der Beschreibung von Horstmann, Heitkamp et al. (2001) und denen von Schmitt-Sody et al. (2011). Patienten die präoperativ regelmäßig sportlich aktiv waren oder ein individuelles präoperatives Trainings absolviert haben, zeigten eine schnellere Erholung nach der Operation sowie eine deutlich schnellere Verbesserung des Gangbildes, vor allem gekennzeichnet durch eine schnellere Geschwindigkeit und sicheres Gehen.

Foucher und Freels (2015) weisen darauf hin, dass präoperativ durchgeführte Ganganalysen von Relevanz sind. Sie ermöglichen den Vergleich prä- und postoperativer, individueller Gangeigenschaften und können steuernd auf den Rehabilitationsprozess wirken.

Frage: Ist präoperatives Training sinnvoll? Antwort: Ja!

9.2 Konsequenzen für die Therapie

Aus den in dieser Arbeit erzielten Ergebnissen sowie aus den Angaben in der Literatur ergeben sich folgende allgemeine Konsequenzen für die Nachbehandlung bei endoprothetischem Hüft- und Kniegelenkersatz zur Wiederherstellung des individuell normalen Gangbildes:

Für den Zeitraum in der AHB / AR:

Ganganalysen

- Ganganalysen in das orthopädisch, klinische Setting der AHB/AR etablieren: um prä- wie postoperativ, individuelle Schonhaltungen / Defizite zu erkennen. Orientierende Therapieziele und -elemente können bestenfalls präoperativ adjustiert werden. Sie lenken frühzeitig, postoperativ, die Rehabilitationsmaßnahmen bzw. deren Anpassung
- Ganganalysen bilden maßgebliche, interdisziplinäre Brücken (Physio-, Ergo-, Sporttherapeuten und Ärzte), welche rehabilitative Ziele berufsgruppenübergreifend vermitteln. Behandlungsergebnisse, insbesondere Teilergebnisse, werden interdisziplinär konkretisiert und konkretisieren zugleich den fortlaufenden Therapieplan der jeweiligen therapeutischen Akteure
- wiederholte Durchführung von Ganganalysen im Rehabilitationsverlauf zur Dokumentation der Veränderungen im Gangbild bei entsprechender Adjustierung

Gangschulungen

- Therapiedauer von Gangschulungen in der ABH/ AR deutlich erhöhen
- Technische und infrastrukturelle Lösungen zur Durchführung von Gangschulungen finden Eingang in orthopädisch, klinische Settings
- Therapiepläne orientieren sich primär an Ganganalysen (s.o.) und konzipieren Einzel- wie Gruppeninterventionen unter dem Aspekt der Verbesserung des Gangbildes. Assistierende Verfahren, wie z.B. die manuelle Therapie, Massage, sonstige Anwendungen, dienen der Individualisierung und Optimierung der AHB / AR
- Feedbackverfahren lösen Sender-Empfänger Problematiken und provozieren im Idealfall nachhaltig wirkendes, sensomotorisches Lernen
- Erworber Umgang mit Feedbackverfahren in der Rehabilitation unterstützt die postrehabilitativ wirkenden Therapeuten infolge einer quasi spezifischen Ausdifferenzierung des Patientenwissens

Ganganalysen wie Gangschulungen gehören im klinischen Setting der AHB / AR zu den Kernaufgaben. Dahingehend wird empfohlen:

- Teamschulungen (Ganganalyse, Gangschulung, Feedbacksystem) und Fallbesprechungen verstehen sich als verbindende Elemente und sollen im Idealfall auch über den Zeitraum einer AHB / AR hinaus Bestand haben
- Therapieempfehlungen und Behandlungsleitfäden aus den AHB- / AR-Verfahren generieren, um postrehabilitativ in Eigenregie und/oder in medizinisch, therapeutischen Behandlungsverfahren fortgesetzt zu werden

Seitz und Rüther (2012) empfehlen ein Fortführen der physiotherapeutischen Maßnahmen über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus. Sie argumentieren, dass oftmals 12 Wochen postoperativ ein Gehen ohne Einsatz von Unterarmgehstützen nicht möglich ist. Die Autoren raten ebenfalls dazu ein „[...] tägliches Übungsprogramm in Eigenregie weiter [...]“ durchzuführen (S.678).

Abgeleitet aus den Empfehlungen von Seitz und Rüther (2012) empfehlen sich:

- die individuelle Erstellung eines Trainingsprogramms zur eigenen Umsetzung für den Zeitraum von ca. 12 Wochen nach der Rehabilitation
- die Fokussierung individueller Defizite
- die regelmäßige Anpassung des Trainingsprogramms an den Übungs-/Trainingsfortschritt sowie die Überprüfung der Compliance

Für den Zeitraum der IRENA/T-RENA Programme:

- auf Basis der abschließenden Ganganalyse in der AHB/AR individuelle Trainingsplanung und postrehabilitative Trainingsempfehlungen, die den Programmverlauf der IRENA / T-RENA lenken
- Gangschulung und individuelle Defizitverbesserung bleiben prioritäre Maßnahmen
- Gangschulung und Nutzung von Feedbackverfahren mit analogen Konsequenzen aus der AHB / AR für die Therapieplanung

Für den Zeitraum des Rehasports:

- Übungsleiter und Trainer sollten hinsichtlich der Erkennens von Schonhaltungen geschult werden und lernen Übungs- und Trainingsformen in Gruppenkonstellationen anzuwenden
- Gangschulung, wenn möglich auch durch mobile kostengünstige Feedbacksysteme untergestützt, sollte in den Rehasport integriert werden

Gangschulungen und ggf. der Einsatz von Feedbackverfahren sollten Eingang in die prä- und postrehabilitativen Gruppenangebote finden, z.B. als sich wiederholende elementare Elemente. Orientiert an den Ergebnisse von Horstmann, Heitkamp et al. (2001) sollte weiterhin an einer flächendeckenden Etablierung von Hüft- und Knie-(Reha)sportgruppen für die sekundäre Prävention gearbeitet werden.

9.2.1 Empfehlungen für zukünftige Therapiekonzepte

Nach Schmidt (2016) zeichnet sich eine zeitgemäße Behandlung nach Hüft- und Knie-TEP durch ein multimodales Therapiekonzept aus, welches Therapien zur Schmerzlinderung, die Normalisierung des gestörten Muskeltonus, eine Verbesserung der Beweglichkeit, der Ausdauer als auch der Selbstständigkeit sowie eine Verbesserung von Koordination und Gleichgewicht neben einer Stabilisation durch Kräftigung beinhaltet. Hendrich et al. (2013) weisen darauf hin, dass für die individuell optimale Dosierung der Bewegungstherapie nur eine geringe Anzahl von wissenschaftlichen Nachweisen vorliegt. Daher sollten über die Entwicklung und Evaluierung von innovativen bewegungstherapeutischen Interventionskonzepten Aussagen über die Dosis-Wirkungs-Beziehung getätigt werden (Hendrich et al., 2013). Augustzky et al. (2011) geben an, dass die Erarbeitung von zielgruppenspezifischen Konzepten in der stationären Rehabilitation sowie der Ausbau der AR mit direktem Anschluss an den Aufenthalt im Krankenhaus vorangetrieben werden sollte. Schönle et al. (2004) empfehlen sogar, mit jedem Patienten in der rehabilitativen Trainings- und Sporttherapie ein medizinisch und trainingswissenschaftlich fundiertes Konzept zu erarbeiten, um eine ungestörte Heilung zu erzielen, Komplikationen zu erkennen und diesen entgegenwirken zu können. Weiterhin können aufgrund dessen adäqua-

te Trainingsreize gesetzt und Patienten optimal auf die primäre, sekundäre und tertiäre Prävention im Sinne der Nachhaltigkeit geschult werden (Schönle et al., 2004). Erfahrungen aus der Praxis werden von Hois und Ziegner (2006, S. 101) berichtet: „Voraussetzung für einen Therapieerfolg ist immer ein systematisch gesteuerter und geregelter Trainingsprozess mit entsprechenden sporttherapeutischen Assessments. Darüber hinaus zeigen die Erfahrungen bei *medi train*, dass ein sporttherapeutisches Gesamtkonzept neben der postoperativen Phase auch die präoperative Phase und die längerfristige Nachsorge beinhalten sollte“

9.2.2 *Erweiterung Therapieumfang Gangschulung / -training*

Wie dem Kapitel 2.4.4.2 zu entnehmen ist, wird der Gangschulung bzw. dem Gang-training kaum Bedeutung beigemessen bzw. in den Therapiestandards der Deutschen Rentenversicherung in nur sehr geringem Umfang angesprochen. Daher ist es nicht verwunderlich, dass wie in Kapitel 2.4.5 beschrieben, noch deutliche Defizite im Gangbild auch mehrere Jahre postoperativ vorhanden sind. Bezogen auf die möglichen Folgeerkrankungen und -beschwerden durch erworbene Bewegungsmuster mit pathologischem Charakter durch komplexe Schonhaltungen sowie aller damit verbundenen Folgekosten durch medizinische Behandlungen sollten Gangschulungen / -trainings einen größeren Stellenwert, besonders in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz, einnehmen. Gangschulungen /-trainings sollten von geschultem Personal durchgeführt und die Therapiedauer zudem deutlich erhöht werden.

9.2.3 *Ganganalyse als Therapiestandard*

Zudem sollte verbunden mit der Erweiterung des Therapieumfangs der Gangschulung bzw. des Gangtrainings eine Ganganalyse, besonders in der orthopädischen Rehabilitation, als Therapiestandard eingesetzt werden, um die individuellen Defizite aufzudecken zu können und um auf diese entsprechend eingehen zu können.

Kramers-de Quervain et al. (2008) bekräftigen dieses, indem sie beschreiben, dass „[...] einfache Messmethoden, zwar für den klinischen Alltag geeignet [...]“ sind, jedoch erst mit „[...] einer komplexen, instrumentierten Bewegungsanalyse[...]“ ist es möglich „[...] kinematische, kinetische und elektromyographische Informationen

simultan zu erfassen und mögliche Pathomechanismen und Bewegungsstrategien aufzudecken“ (Kramers-de Quervain et al., 2008, S. 41). Besonders hinsichtlich der Qualitätssicherung und zur Abstimmung der Therapiemaßnahmen auf die individuellen Defizite und Bedürfnisse der Patienten sind Ganganalysen unumgänglich. Gleichermaßen empfehlen Bochdansky et al. (2008) und Kurz, Schenk, Grassme, Hofmann und Anders (2015) bezugnehmend auf den Einsatz gezielter therapeutischer Maßnahmen und deren Dosierung. Amelung und Seidel (2005) sehen die Ergebnisse der Gang- und Bewegungsanalyse als „[...] Hilfsmittel zur Planung des therapeutischen Prozesses [...]\“, wodurch die „[...] Analyse der Genese und kausaler Zusammenhänge von Strukturstörungen im Bewegungssystem“ gefördert werden kann (S.413).

9.2.4 *Training der gesamten kinetischen Kette*

Aus den Ergebnissen abgeleitet, sollte der Fokus in der therapeutischen Behandlung nicht ausschließlich auf das operierte Gelenk gelegt werden, da gezeigt werden konnte, dass auch die benachbarten Gelenke als auch das nicht operierte Gelenk von der Schonhaltung erheblich betroffen sind und in ihrer Funktion beeinträchtigt sein können. In der Behandlung nach Hüft- und Knie-TEP scheint es deshalb ratsam, die Nachbargelenke therapeutisch anzusteuern und mit in die Behandlung wie in den längerfristigen Behandlungsverlauf einzubeziehen.

Für die Therapie gilt allgemein:

- *Hüft-TEP:* durch eine bewusste Ansteuerung des Kniegelenk kann als Begleiteffekt eine Verbesserung im Hüftgelenk eintreten
- *Knie-TEP:* durch eine bewusste Ansteuerung des Hüft- und des Sprunggelenkes kann als Begleiteffekt eine Verbesserung im Kniegelenk eintreten

Die Ansteuerung des Hüftwinkelverlaufs in dieser Studie hat bei Hüft-TEP-Patienten zu einer signifikanten Verbesserung des Bewegungsumfangs im Kniegelenk geführt. Folglich könnte die logische Konsequenz darin bestehen, bei Knie-TEP-Patienten nicht den reduzierten Kniewinkelverlauf, sondern die Hüftgelenksbewegung zu vertonen und anzusteuern, in der Annahme, dass sich ein analoger Effekt auch bei Knie-TEP-Patienten einstellt.

Auch die Therapie nach Sprunggelenks-TEP könnte davon profitieren, da eine Ansteuerung des Kniegelenkwinkels einen vermehrten Bewegungsumfang im Sprunggelenk bewirken könnte.

Beide Ansätze zur Verbesserung und Ansteuerung des Bewegungsumfanges sowohl bei Knie- als auch Sprunggelenkersatz sollten in Folgestudien untersucht werden.

9.2.5 *Kombination verschiedener Feedback- und Trainingsmethoden*

Multimodales Feedback

Eine Kombination von verschiedenen Feedbackmodalitäten im Sinne eines multimodalen Feedbacks wäre ebenfalls möglich, um das Gangbild optimal wiederherzustellen. Sigrist et al. (2013) verweisen darauf, dass noch nicht viele Studien über ein multimodales Feedbacks bei komplexen motorischen Aufgaben berichten. Für ein solches spricht auch, dass Wahrnehmung nicht nach den Sinnen getrennt, sondern komplex erfolgt. So erleben wir „[...] die Informationen, die über die verschiedenen Sinnen vermittelt werden, als sich gegenseitig ergänzend“ (Müsseler & Rieger, 2017). Aufgrund dessen bietet sich an, die Wirksamkeit multimodalen Feedbacks oder eine Kombination eines visuell-auditiven Feedbacks zu untersuchen.

Visuell-auditives Feedback

Für die Kombination eines visuellen und auditiven Feedbacktrainings sprechen die Ergebnisse der Studien von Zhang, Sotudeh und Fernando (2005) und Zhang, Fernando, Xiao und Travis (2006), in denen ein integriertes Feedback zu einer besseren Aufgabenleistung im Vergleich zu isoliertem Feedback führt. Die Teilnehmer der genannten Studien favorisierten das kombinierte visuelle und auditive Feedback gegenüber dem individuellen und isolierten Feedback.

Ob diese Ergebnisse auf ein Gangtraining mit Patienten zu übertragen sind, sollte ebenso untersucht werden. Etwaige Leistungseinbußen (ähnlich der Bewegungsveränderungen beim Ausschalten des audFT in dieser Studie) könnten für eine Überforderung oder Einschränkung in der Aufmerksamkeitsleistung der Patienten und somit gegen eine Kombination verschiedener Feedbackverfahren sprechen. Dies gilt es ebenso in Folgestudien zu untersuchen.

Mentales Training

Frenkel (2009) zeigte Bewegungsverbesserungen bei Patienten mit Knieendoprothesen durch eine Kombination von herkömmlichem Training und mentalem Training auf. Die Simulationsstudie von Gassner, Einsiedel, Linke, Görlich und Mayer (2007) belegt ebenso positive Auswirkungen eines mentalem Trainings auf das Bewegungslernen nach Prothesenversorgung.

Für den Einsatz eines mentalen Trainings spricht der sehr reduzierte personelle, materielle und finanzielle Aufwand, da dieses Training ggf. schon nach kurzer Einweisung eigenständig von den Patienten, vor allem auch über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus, durchgeführt werden könnte.

Kombination eines Trainings mit Musik

Nach Janssen, Schöllhorn und Fölling (2006) konnten Hinweise auf die musikinduzierte Beeinflussung des emotionales Zustandes selbst bei hochautomatisierten Bewegungsabläufen gefunden werden. Styns, van Noorden, Moelants und Leman (2007) zeigten, dass Probanden ihren Gang zum Takt der Musik synchroneren können und unter Einfluss von Musik deutlich schneller gehen. Aus diesen Ergebnissen sowie aus den Erfahrungen eigener Vorstudien abgeleitet, wäre eine Kombination eines musikalischen Trainings beim Gangtraining sehr wohl denkbar. Der individuelle Musikgeschmack ist allerdings zu berücksichtigen.

9.3 Allgemeiner Fokus zukünftiger Studien

Milner (2009) zufolge sollten Längsschnittstudien vermehrt durchgeführt werden, die sowohl den präoperativen als auch den postoperativen Status berücksichtigen und den Patienten bis zur vollständigen Genesung begleiten. Zusätzlich wäre es wichtig zu untersuchen, wie das defizitäre Gangbild langfristig verändert werden kann, damit es dem gleichaltriger gesunder Erwachsenen ähnelt (Milner, 2009). Um folglich die Auswirkungen besonders auf das nicht operierte Gelenk bzw. Folgeerkrankungen durch eine allgemeine Dekonditionierung, muskuläre Atrophie etc. zu reduzieren.

9.4 Zukünftige Forschungsprojekte

Im Rahmen des EFRE-Projekts *Reha to go* wird aktuell auf Basis von RFID-Technik mit verschiedenen Kooperationspartnern (u.a. Ruhr-Universität Bochum, der Firma ID4us, Fraunhofer-Institut für Hochfrequenzphysik und Radartechnik FHR) an der technischen Realisierung der Gelenkwinkelvertonung im Sinne eines individuell einsetzbaren Systems für verschiedene klinische Bereiche gearbeitet. Dieses EU-Förderprojekt soll durch ein Online-Monitoring die Behandlungsqualität, z.B. nach Hüft- und Kniegelenkersatz, verbessern und die telemedizinische Überwachung des Heilungsfortschritts ermöglichen (Fiege, 2020).

Parallel wird zudem zur Modifikationen der Vertonung sowie der Ausgestaltung des Feedbacks mit IMUs geforscht und dessen Einsatz als mobiles System oder App über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus getestet. Dieses geschieht in Zusammenarbeit mit der Arbeitsgruppe *Wearhealth* um Frau Dr. Gabriele Bleser des Fachbereichs Informatik an der Technischen Universität Kaiserslautern. Im Fokus steht auch die Entwicklung eines kostengünstigen Systems, dessen Einsatz in der Rehabilitation beginnt und postrehabilitativ fortgesetzt werden kann.

9.4.1 *Entwicklungsschritte bei den Inertialsensoren*

Folgende chronologische Entwicklungsschritte bei den Inertialsensoren sind denkbar

- die Entwicklung lageunabhängiger Inertialsensoren, die ohne Drift über einen längeren Zeitraum (15 min +) funktionieren
- die Miniaturisierung der Inertialsensoren sowie weitere Vereinfachung der Anbringung am Körper (kein Klettband, sondern Integration in Kleidungsstücke z.B. einer Hose), um ein unauffälliges Training zu ermöglichen
- die Entwicklung eines mobilen Systems (zunächst für wissenschaftliche Zwecke: Ganganalyse und Gangtraining im Feld und unter Alltagsbedingungen)
- Entwicklung eines mobilen System z.B. einer benutzerfreundlichen Applikation (App) auf dem Smartphone, um ein eigenständiges Training über den Zeitraum der Rehabilitation hinaus, unabhängig von einem Laufband realisieren zu können

- Integration von verschiedenen alltagsnahen Übungen (Treppensteigen, Hinsetzen, Aufstehen etc.) die ebenfalls mit vertont werden
- Integration von speziellen Übungen zur Stärkung der Hüft- und Kniemuskulatur ggf. ausgerichtet auf die individuellen Bedürfnisse / Defizite der Patienten
- die Einbindung des mobilen Systems in verschiedenste Bereiche des Sports
→ in der Prävention beginnend, überleitend zu rehabilitativen Intervention und letztlich, der Anwendung im Gesundheits-, Breiten- oder Leistungssport

9.4.2 Weiterentwicklung der Vertonung

Die Weiterentwicklung der Vertonung könnte wie folgt gestaltet werden:

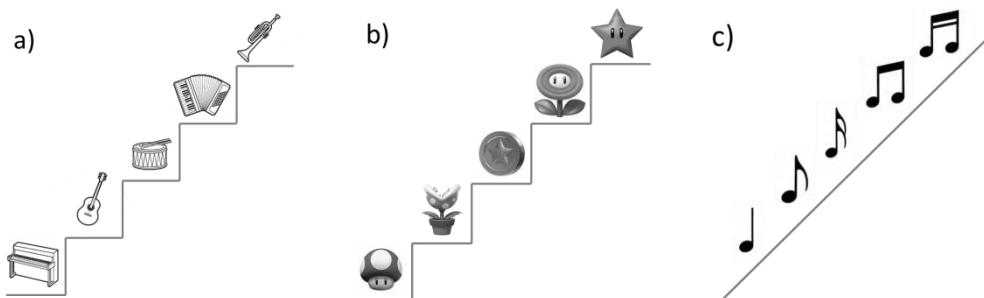


Abbildung 215: Vertonungsmöglichkeiten zukünftiger Studien

In Abhängigkeit des Beugegrads (z.B. zwei Grad in der Flexion \triangleq einer Stufe) sind folgende Vertonungsmöglichkeiten denkbar:

- a) Vertonung in Stufen: bei jeder erreichten Stufe ertönt ein anderes Musikinstrument
- b) Vertonung aus dem Bereich der Gamefication: bei jeder erreichten Stufe ertönt ein anderer Soundeffekt (Beispiel MarioKart)
- c) Vertonung durch unterschiedliche Töne oder der Tonleiter: bei jeder erreichten Stufe erklinge andere Töne, werden die Töne höher

Eine Ausdifferenzierung und Modifikation in der Vertonung kann zusätzlich nach den Klangeigenschaften der Sonifikation erfolgen (vgl. Tabelle 4).

Weitere Vertonungsmöglichkeiten könnten sein

- die Vertonung der Bewegung mittels Musik, welche bei nicht korrekter Ausführung unterbrochen wird. Diese Unterbrechung könnte über ein Rauschen dargestellt werden. Die Frage bleibt an dieser Stelle, inwiefern diese Methode Anklang bei den Patienten findet.
- die musikalische Vertonung über die Hinzunahme von verschiedenen Instrumenten bei schlechter Bewegungsausführung wäre denkbar. Wobei dieses wohlmöglich von der individuellen Neigung zur Musik abhängig ist.
- die Verknüpfung von vibrotaktilem und auditivem Feedback: durch vibrierende Sensoren, befestigt am Oberschenkel soll die Flexions- als auch Extensionsbewegung vertont werden. Zusätzlich kann bei starker Abweichung der Bewegung ein zusätzliches auditives Signal ertönen, damit eine erneute Fokussierung auf die Bewegungsausführung erfolgt.

Generell ist zu klären, wie sinnvoll die Einbettung eines Feedbacksystems im Rahmen der zeitlimitierten Rehabilitation ist. Es sollte ebenso diskutiert werden, ob dieser recht überschaubare Zeitraum, vor dem Hintergrund der bestehenden postoperativen Beeinträchtigungen (Schmerzen, Schwellungen etc.) bereits zur Ansteuerung geeignet ist. Möglicherweise bietet sich an, ein Feedbacksystem erst nach der Rehabilitation einzusetzen, idealerweise zu dem Zeitpunkt, an dem sich die Patienten ihrer individuellen Problematik bewusst sind. Dieses setzt jedoch die Durchführung einer Ganganalyse voraus, in der die individuellen Defizite erläutert werden. Eine Aufteilung in zwei Phasen orientiert an der Lernforschung (Kurz et al., 2016): Aneignungsphase (Zeitraum der Reha zur Schulung im Umgang mit dem System) gefolgt von einer Lernphase (Zeit nach der Rehabilitation kontinuierlicher Einsatz des System) für den Einsatz eines Feedbacksystems ist ebenso denkbar.

Letztlich bietet sich an, unterschiedliche Feedbacksysteme für differenzierte Rahmenbedingungen zu entwickeln. Ein System, welches:

- für Patienten geeignet ist, die sich über die Schonhaltung und Problematik noch nicht bewusst sind und somit die bestehende Problematik zunächst verdeutlicht.

- für fortgeschrittene Patienten geeignet ist, die sich der Problematik bewusst sind. Defizite auch bewusst ansteuern können, jedoch des Öfteren in der Bewegungsausführung daran erinnert und unterstützt werden müssen.

In diesem Zusammenhang bietet es sich zum einen an, einen Trainingsmodus zu entwickeln, in welchem die Patienten bewusst verschiedene Einzelübungen trainieren und einen Alltagsmodus, der bei der alltäglichen Bewegungsausführung gelegentlich an die Problematik erinnert. Wearables scheinen geeignet und sollten in die Weiterentwicklung des auditiven Feedbacks bzw. der Sonifikation einbezogen werden.

9.4.3 *Wearables*

Wearables sind am Körper angebrachte computergestützte und sensorische Systeme bzw. tragbare Sensoren, welche Daten über die Person, die sie trägt und/oder ihre Umgebung erfassen (Lymberis, 2017). Wearables können entweder direkt über eine eingebettete drahtlose Verbindung oder über ein anderes Gerät (z.B. ein Smartphone) kommunizieren (Lymberis, 2017). Der Einsatz und die Anwendungsfelder von Wearables zur Erfassung der menschlichen Bewegung reichen vom Gesundheitswesen über den Sport bis hin zur Erfassung von Heilungs- oder Arbeitsprozessen (Bleser et al., 2017). In der Medizin kann durch den Einsatz von Wearables die räumliche und zeitliche Distanz zwischen Patient und Arzt überbrückt werden, sodass Wearables als „[...] Teil der aktuellen digitalen Revolution in der Medizin“ anzusehen sind (Deutsche Herzstiftung e.V., 2020, S. 32). Wearables können Individuen dazu befähigen, die eigene Gesundheit selbst in die Hand zu nehmen, aktuell sind diese jedoch noch sehr teuer und daher begrenzt einsetzbar (Deutsche Herzstiftung e.V., 2020). Für den Bereich der Rehabilitation sind neuste Entwicklungen in Form von assistierenden Technologien oder einer „[...] sensorunterstützte Überwachung von Menschen mit chronischen Erkrankungen“ denkbar (Druml, 2017, S. 28). Erste Projekte in denen Wearables bereits eingesetzt werden, befinden sich aktuell in der Durchführung. So werden im Projekt *HerzEffekt* des Fachbereiches Medizin der Universität Rostock seit 2017 Patienten mit Herzerkrankungen überwacht. Die Blutdruckwerte und Pulsdaten der Patienten werden an die Uniklinik gesendet und

dort ausgewertet (Deutsche Herzstiftung e.V., 2020). Denkbar ist, dass zukünftig nicht nur Vitalfunktionen erfasst, sondern auch mit der technologischen Weiterentwicklung das Gangbild von Patienten, z.B. nach Gelenkersatz, als alltagstaugliches Monitoring dokumentiert wird. Somit werden Aussagen über die Qualität des Gangbildes oder das Eintreten von Ermüdungseffekten aufgrund von Überbeanspruchung möglich.

Schlüsseltechnologien können diesbezüglich zukünftig die Diagnostik und Therapie unter Einbezug künstlicher Intelligenz und durch die Möglichkeit der Verarbeitung größerer Datenmengen mit Hilfe leistungsfähiger Speicherchips entscheidend verändern (Deutsche Herzstiftung e.V., 2020). Ein erster Schritt ist durch das *Gesetz für eine bessere Versorgung durch Digitalisierung und Innovation*, welches am 01.01.2020 in Kraft getreten ist, getan. Dieses Gesetz sieht vor, dass Gesundheits-Apps auch eine Leistung der Krankenkasse werden können (Deutsche Herzstiftung e.V., 2020). „[...] Leistungen zur Förderung des selbstbestimmten gesundheitsorientierten Einsatzes digitaler und telemedizinischer Anwendungen [...]“ werden unterstützt (Gesetz für eine bessere Versorgung durch Digitalisierung und Innovation, 2019, S. 2562).

9.4.4 Erste Schritte in der Entwicklung einer Smartphone-App

In der multimedialen Verfügbarkeit von Informationen im Gesundheitsbereich nehmen Apps einen wichtige Position ein, deren Bedeutung wächst (Rackwitz, Reyle-Hahn, & Nöth, 2020). Bei der Gestaltung einer App für den Bereich der Rehabilitation sollte sich an dem Alter der Patienten orientiert werden (einfache, intuitive Handhabung der App).

In einem ersten Eigenversuch zur Gestaltung einer App wird ein Training für Patienten nach Gelenkersatz dargestellt. Vorstellbar wären verschiedene Inhalte, die in ein Gangtraining, Kraft-, Bewegungs- und Alltagsübungen unterteilt werden können. Bei entsprechender Auswahl des Trainings können über die App Bewegungsübungen angezeigt und durch entsprechendes Bild- und Videomaterial gestützt bzw. erläutert werden. Verschiedene Modi, mit verschiedenen Schwerpunkten sind ebenfalls denkbar. Für eine bessere Compliance sollten die Übungen entsprechend anschaulich visualisiert und erklärt werden (Abbildung 216).



Abbildung 216: Vorstellung einer App
(mod. nach und Layout übernommen von Initiative: Älter werden in Balance der Bundeszentrale für gesundheitliche Aufklärung [BZgA], o.A.)

Eine Vertonung bei der Ausübung der Bewegungsübungen oder des Gangtrainings ist ebenfalls denkbar. Im Anschluss an das Training könnte ein Score bei der qualitativen Beurteilung der Bewegungsausführung helfen. Der Nutzer würde somit nicht nur über ein direktes auditives Feedback für die Bewegungsausübung bzw. des Gangtrainings verfügen, sondern im unmittelbaren Anschluss an die Übung Informationen zur Bewegungsqualität erhalten.

Weiterhin wäre eine Kombination mit einer Art FITBit Uhr denkbar, die das tägliche Bewegungsverhalten erfasst und Auskunft über die Bewegungsqualität (z.B. Erreichen der Extension oder Flexion) sowie über das Nutzerverhalten ermöglicht. Eine regelmäßige Kontrolle bzw. individuelle Betreuung könnte durch den Einsatz von telemedizinischen Anwendungen oder wie von Herberz et al. (2015) gefordert, in Form eines Homemonitorings oder durch kooperierenden Physiotherapeuten vor Ort zusätzlich erfolgen. Gleichzeitig ermöglichen diese Langzeitmessungen die Generierung von individuellen Referenzdaten, sodass Abweichungen im Kontext einer individuellen Referenz beurteilt und entsprechende individuelle Maßnahmen ergriffen werden können. Herberz et al., (2015) werten dies als Vorteil.

Zur Patientenschulung im präoperativen Management werden ähnliche Apps bereits erfolgreich bei Hüft- und Knie-TEP-Operationen eingesetzt (Rackwitz et al., 2020). Die Patienten werden über eine EndoApp von der Indikationsstellung bis zur postoperativen Nachbehandlung begleitet und mit verschiedenen Informationen rund um den Gelenkersatz versorgt (Rackwitz et al., 2020). Ein Einsatz im postope-

rativen Management bzw. in der postoperativen Nachbehandlung von Gelenkersatz scheint daher vielversprechend.

9.5 Transferredanke

Die Erkenntnisse dieser Arbeit bieten durchaus Transferoptionen zu anderen sportwissenschaftlichen oder rehabilitativen Kontexten. Denkbar wäre, u.a. eine Übertragung auf Sportarten für die das Erreichen eines vorgegebenen Bewegungsumfangs Bestandteil der Bewegungsausführung ist (z.B. Turnen, Leichtathletik, Golf etc.).

Weitere Anwendungsgebiete in der Rehabilitation:

- für das Training nach z.B. Schulterverletzungen (Schultereckgelenkssprengung oftmals gefolgt von Streckdefiziten in der Frontalebene) oder Knieverletzungen (ACL-Ruptur, oftmals ebenso von Flexions- und Extensionsdefiziten im Kniegelenk betroffen) um das Bewegungsausmaß der Gelenke zu verbessern
- im Rehabilitationstraining, insbesondere von Sportlern und deren Problematik des zeitnahen *Return to Sport* oder *Return to Competition* könnten von entsprechenden Interventionen profitieren

Transfer in den Gesundheitssport:

- Präventiver Einsatz um ggf. schon angeeignete Schonhaltungen wieder abzutrainieren

Transfer in den Breitensport:

- Ein Einsatz z.B. bei Laufveranstaltungen könnte dazu beitragen, den Laufstil zu optimieren und ggf. Verletzungspotentiale durch Übermüdungen zu beheben

Transfer in den Leistungssport:

- für Sportarten bei denen Winkelunterschiede für das Erreichen der Leistung ausschlaggebend sind → z.B. Speerwurf (Extension im Ellenbogengelenk) oder zur Vertronung der Rotationsbewegung im Hammerwurf (zur Optimierung des Bewegungsverlaufes)

10 Literatur

- Adamovich, S. V., Fluet, G. G., Tunik, E., & Merians, A. S. (2009). Sensorimotor training in virtual reality: a review. *NeuroRehabilitation*, 25(1), 29–44. <https://doi.org/10.3233/NRE-2009-0497>
- Aenon, L., Junhyuck, P., & Seungwon, L. (2015). Gait analysis of elderly women after total knee arthroplasty. *J. Phys. Ther. Sci.*, 27, 591–595.
- Agethen, M., & Krause, D. (2016). Effects of bandwidth feedback on the automatization of an arm movement sequence. *Human Movement Science*, 45, 71–83. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.005>
- Agneskirchner, J. D., & Lobenhoffer, P. (2003). Endoprothetik des Kniegelenks. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin*, 74(2), 153-61. <https://doi.org/10.1007/s00104-002-0610-6>
- Agostini, V., Ganio, D., Facchin, K., Cane, L., Moreira Carneiro, S., & Knaflitz, M. (2014). Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 29(6), 1265–1272. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2013.12.018>
- Ahmed, A. R., Abd-Elkader, S. M., & Al-Obathani, K. S. (2010). Effects of a 6-week rehabilitation program on gait parameters after total knee arthroplasty. *Saudi MEd J*, 31(9), 1032–1035.
- Akademie Damp (2010). *Skript zum med. Aufbautraining / med. Trainingstherapie in Schönebeck*, 08./09.2010.
- Alahakone, A. U., & Senanayake, S. (2009). Vibrotactile feedback systems: Current trends in rehabilitation, sports and information display. In *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, Singapore.
- Aliyev, R. M. (2010). Alloarthroplastischer Hüftgelenkersatz mit dem Staffelstein-Score: Ergebnisevaluation der stationären Rehabilitation. *Der Orthopäde*, 39(12), 1163–1170. <https://doi.org/10.1007/s00132-010-1651-z>
- Altmann, S. L. (2005). *Rotations, quaternions, and double groups*. Mineola, New York: Courier Corporation.

- Amelung, P., & Seidel, W. (2005). Die instrumentierte Ganganalyse im Rahmen eines manualmedizinisch orientierten Diagnostik- und Therapiesettings im Krankenhaus bei Patienten mit Schmerzerkrankungen des Bewegungssystems. *Manuelle Medizin*, 43(6), 404–413. <https://doi.org/10.1007/s00337-005-0396-y>
- Anderson, F. C., & Pandy, M. G. (2001). Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5), 381. <https://doi.org/10.1115/1.1392310>
- Augusrzky, B., Reichert, A. R., & Scheuer, M. (2011). Faktenbuch Medizinische Rehabilitation 2011. *RWI Materialien, RWI-Leibniz-Institut für Wirtschaftsforschung*. (66).
- Aurich, M. (2016). Korrekturen durch Gelenkersatz. *Trauma und Berufskrankheit*, 18(S5), 430–433. <https://doi.org/10.1007/s10039-016-0149-2>
- Ayyappa, E. (1997a). Normal Human Locomotion: Part 1: Basic Concepts and Terminology. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(1), 10–11.
- Ayyappa, E. (1997b). Normal Human Locomotion: Part 2: Motion, Ground-Reaction Force and Muscle Activity. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 9(2).
- Bachmann, C., Gerber, H., & Stacoff, A. (2008). Messsysteme, Messmethoden und Beispiele zur instrumentierten Ganganalyse. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 29–34.
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., & Weiber, R. (2016). *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung* (14., überarbeitete und aktualisierte Auflage). Berlin, Heidelberg: Springer Gabler. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-46076-4>
- Bacon, C. J., Myers, T. R., & Karageorghis, C. I. (2012). Effect of Music-Movement Synchrony on Exercise Oxygen Consumption. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 52(4), 359–365.
- Bamberg, E. (2010). Feedback – eine Klärung. *Gruppendynamik und Organisationsberatung*, 41(1), 1–3. <https://doi.org/10.1007/s11612-010-0099-2>
- Baram, Y., & Lenger, R. (2012). Gait improvement in patients with cerebral palsy by visual and auditory feedback. *Neuromodulation : Journal of the International Neuromodulation Society*, 15(1), 1–10. <https://doi.org/10.1111/j.1540-7546.2011.00662.x>

- Neuromodulation Society*, 15(1), 48-52. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1403.2011.00412.x>
- Bartlett, R. (1997). *Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns, Second Edition*. New York: Routledge.
- Basse, R. (2015). *Das Zusammentreffen von Naturwissenschaft und Kunst in der Sonifikation*. o.A.: Grin Verlag.
- Baumgart, C., Jöllenbeck, T., Witte, K., & Freiwald, J. (2004). Kombinierte dynamometrische und kinemetrische Ganganalysen in der orthopädisch-traumatologischen Rehabilitation nach Knietotalendoprothetik. *DVS Band*.
- Beckers, D., & Deckers, J. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung: Therapeutische Strategien für die Praxis. Rehabilitation und Prävention: Vol. 38*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Bellermann, E. H. (2004). *Gedankenreich: Aphorismen, Sprüche und Gedichte*. Leipzig: Engelsdorfer Verlag.
- Bender, R., & Lange, S. (2001). Verlaufskurven. *Dtsch. Med. Wschr.*, 126, 45-46.
- Bender, R., Lange, S., & Ziegler, A. (2007). Multiples Testen: Artikel Nr. 12 der Statistik-Serie in der DMW [Multiple testing]. *Deutsche medizinische Wochenschrift* (1946), 132 Suppl 1, e26-e29. <https://doi.org/10.1055/s-2007-959035>
- Benölken, R., Gorski, H.-J., & Müller-Philipp, S. (2018). *Leitfaden Arithmetik: Für Studierende der Lehrämter* (7. Aufl. 2018). Wiesbaden: Springer Fachmedien Wiesbaden. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-658-22852-1>
- Birkmayer, W., & Goll, H. (1940). Über die Entwicklung des Gehens. *Deutsche Zeitschrift für Nervenheilkunde.*, 151(5-6), 237–253.
- Blakeney, W., Clément, J., Desmeules, F., Hagemeister, N., Rivière, C., & Vendittoli, P.-A. (2019). Kinematic alignment in total knee arthroplasty better reproduces normal gait than mechanical alignment. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy : Official Journal of the ESSKA*, 27(5), 1410–1417. <https://doi.org/10.1007/s00167-018-5174-1>
- Bleser, G., Taetz, B., Miezal, M., Christmann, C. A., Steffen, D., & Katja Regensburger, K. (2017). Development of an Inertial Motion Capture System for Clinical Application. *De Gruyter Oldenburg*, 16(2), 113–129.

- Bleß, H.-H., & Kip, M. (Eds.) (2017). *Weißbuch Gelenkersatz: Versorgungssituation bei endoprothetischen Hüft- und Knieoperationen in Deutschland*. Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-662-53260-7>
- Bochdansky, T., Laube, W., & Böckelberger, M. (2008). Muskuläre Funktionsdefizite nach Hüft- und Kniestotalendoprothese. *Journal für Mineralstoffwechsel: Zeitschrift für Knochen und Gelenkerkrankungen, Orthopädie, Osteologie, Rheumatologie*, 15(Sonderheft 1), 48–52.
- Bood, R. J., Nijssen, M., van der Kamp, J., & Roerdink, M. (2013). The power of auditory-motor synchronization in sports: enhancing running performance by coupling cadence with the right beats. *PLoS One*, 8(8), 1–8. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0070758>
- Bork, H. (2017). Rehabilitation nach hüft- und knieendoprothetischer Versorgung älterer Menschen. *Der Orthopäde*, 46(1), 69–77. <https://doi.org/10.1007/s00132-016-3368-0>
- Bortz, J., & Schuster, C. (2010). *Statistik für Human- und Sozialwissenschaftler* (7., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage). *Springer-Lehrbuch*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag.
- Bötzel, K. (2013). Apparative Diagnostik motorischer Defizite bei Parkinson-Syndrom mit Inertialsensoren. *neuroreha*, 05(03), 114–117. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1355430>
- Boyer, E., Bevilacqua, F., Phal, F., & Hanneton, S. (2013). Low-cost motion sensing of table tennis players for real time feedback. *The 13th ITTF Sports Science Congress May 11---12, 2013, Paris, France*.
- Brandstätter, A. M. (2012). *Der menschliche Körper als Ausdrucksmedium: Die Analyse des Ausdrucks von Selbst- und Körperkonzepten im menschlichen Gang* (Diplomarbeit). Universität Wien, Wien.
- Brewster, S., & Murray-Smith, R. (Eds.) (2001). *Haptic Human-Computer Interaction: First International Workshop Glasgow, UK, August 31 - September 1, 2000 Proceedings. Lecture Notes in Computer Science: Vol. 2058*. Berlin, Heidelberg: Springer. Retrieved from <http://dx.doi.org/10.1007/3-540-44589-7>

- Brock, H., Schmitz, G., Baumann, J., & Effenberg, A. O. (2012). If motion sounds: Movement sonification based on inertial sensor data. *Procedia Engineering*, 34, 556–561. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2012.04.095>
- Brodie, M. A. D., Dean, R. T., Beijer, T. R., Canning, C. G., Smith, S. T., Menant, J. C., & Lord, S. R. (2015). Symmetry matched auditory cues improve gait steadiness in most people with Parkinson's disease but not in healthy older people. *Journal of Parkinson's Disease*, 5(1), 105–116. <https://doi.org/10.3233/JPD-140430>
- Bublitz, H., Ecker, G., Eke, N., Keil, R., & Winkler, H. (Eds.) (2010). *Automatismen*. München: Wilhem Fink Verlag.
- Buhren, C. G. (2015). *Handbuch Feedback in der Schule*. Weinheim: beltz Verlag.
- Gesetz für eine bessere Versorgung durch Digitalisierung und Innovation 2562 (2019).
- Bundeszentrale für gesundheitliche Aufklärung (BZgA) (o.A.). *Bewegung aktiv: Aktivitätskombinationen zur alltäglichen Anwendung. Glücksteigernd und fitnessfördernd. Initiative: Älter werden in Balance*.
- Casartelli, N. C., Item-Glatthorn, J. F., Bizzini, M., Leunig, M., & Maffiuletti, N. A. (2013). Differences in gait characteristics between total hip, knee, and ankle arthroplasty patients: a six-month postoperative comparison. *BMC musculoskeletal disorders*, 14(176), 1–8.
- Cassel, M., Brecht, P., Günther, K.-P., & Mayer, F. (2017). Endoprothesen und Sport. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 68(02), 38–42. <https://doi.org/10.5960/dzsm.2016.267>
- Chehab, E. F., Favre, J., Erhart-Hledik, J. C., & Andriacchi, T. P. (2014). Baseline knee adduction and flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(11), 1833–1839. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.08.009>
- Clark, D. J., Christou, E. A., Ring, S. A., Williamson, J. B., & Doty, L. (2014). Enhanced somatosensory feedback reduces prefrontal cortical activity during walking in older adults. *The Journals of Gerontology, Series a: Biological Sciences and Medical Sciences*, 69(11), 1422–1428. <https://doi.org/10.1093/gerona/glu125>

- Cockburn, A., & Brewster, S. (2005). Multimodal feedback for the acquisition of small targets. *Ergonomics*, 48(9), 1129–1150.
<https://doi.org/10.1080/00140130500197260>
- Croom, A. M. (2012). Music, neuroscience, and the psychology of well-being: a précis. *Frontiers in Psychology*, 2, 1–15.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2011.00393>
- Dayé, C., Campo, A. de, & Egger de Campo, M. (2006). Sonifikationen in der sozialwissenschaftlichen Datenanalyse. *Angewandte Sozialforschung*, 24, 41–56.
- Derlien, S., Böhme, B., Leistritz, L., & Smolenski, U. C. (2010). Validitätsuntersuchung zum neuen, innovativen Ganganalysesystem RehaWatch von Hasomed. *Manuelle Medizin*, 48(4), 254–259. <https://doi.org/10.1007/s00337-010-0766-y>
- Dettmers, C., Nedelko, V., & Schoenfeld, M. A. (2012). Neue Therapieverfahren für die Rehabilitation des Schlaganfalls basierend auf dem Konzept der Spiegelneurone. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie. Zeitschrift für Erkrankungen des Nervensystems*, 13(1), 5–10.
- Deutsche Herzstiftung e.V. (2020). Die Revolution am Handgelenk. *HERZ heute. Zeitschrift der Deutschen Herzstiftung e.V.*, 39(01).
- Deutsche Rentenversicherung Bund (2010). *Therapiestandards für die Rehabilitation nach Hüft- oder Kniestotalendoprothese: Methodenbericht: Ergebnisse der Projektphasen der Entwicklung der Pilotversion Reha-Therapiestandards Hüft- und Knie-TEP*: Freiburg, Berlin.
- Di Monaco, M., Vallero, F., Tappero, R., & Cavanna, A. (2009). Rehabilitation after total hip arthroplasty: as systematic review of controlled trials on physical exercise programs. *Eur J Phys Rehabil Med.* (45), 303–317.
- Diers Biomedical Solutions (2018). *The Compact Motion Lab: Diers 4Dmotion Lab*. Retrieved from <https://diers.eu/en/products/integrated-solutions/diers-4d-motion-lab/>
- DKOU Pressemitteilung (2014). Menschen mit Arthrose bewegen sich zu wenig. (1).
- Druml, C. (2017). Physikalische Medizin und Rehabilitation – ethische Aspekte in der Forschung. In R. Crevenna (Ed.), *Kompendium Physikalische Medizin und Rehabilitationswissenschaften*.

- litation: Diagnostische und therapeutische Konzepte (pp. 23–30). Berlin, Heidelberg.: Springer.
- Dubus, G., & Bresin, R. (2013). A systematic review of mapping strategies for the sonification of physical quantities. *PloS One*, 8(12), 1-28.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0082491>
- Effenberg, A. O. (2008). Wahrnehmungsoptimierte Bewegungsregulation. *BISp-Jahrbuch – Forschungsförderung 2008/09*, 171–176.
- Effenberg, A. O. (Ed.) (2006). *Bewegungs-Sonification und Musteranalyse im Sport: Sportwissenschaft trifft Informatik; [Beitragsband zum Forschungssymposium "Bewegungs-Sonification und Musteranalyse im Sport" am 15. Juli 2005 an der Deutschen Sporthochschule in Köln]* (1. Aufl.). Göttingen: Cuvillier.
- Eid, M., Gollwitzer, M., & Schmitt, M. (2017). *Statistik und Forschungsmethoden: Mit Online-Materialien* (5., korrigierte Auflage). Weinheim: beltz Verlag.
- Eid, M., Gollwitzer, M., Schmitt, M., Hohmann, L., Lawes, M., & Wang, T. (2016). *Formelsammlung Statistik und Forschungsmethoden* (1. Auflage). Weinheim: beltz Verlag.
- Ellert, U., & Kurth, B.-M. (2004). Methodische Betrachtungen zu den Summenscores des SF-36 anhand der erwachsenen bundesdeutschen Bevölkerung. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*, 47(11), 1027–1032.
<https://doi.org/10.1007/s00103-004-0933-1>
- Enright, P. L. (2003). The Six-Minute Walk Test. *Respiratory Care*, 48(8), 783–785.
- Essink-Bot, M.-L., Krabbe, P., Bonsel, G., & Aaronson, N. (1997). An Empirical Comparison of Four Generic Health Status Measures: The Nottingham Health Profile, the Medical Outcomes Study 36-Item Short-Form Health Survey, the COOP/WONCA Charts, and The EuroQol Instrument, 35(5), 522–537.
- Faller, A., Schünke, M., & Schünke, G. (2004). *Der Körper des Menschen: Einführung in Bau und Funktion* (14., komplett überarb. und neu gestaltete Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Felder, H. (1998). *Ambulante Rehabilitation: Physiotherapie, physikalische Therapie, medizinische Trainingstherapie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag.

- Fengler, J. (2010). Feedback als Interventions-Methode. *Gruppendynamik und Organisationsberatung*, 41(1), 5–20. <https://doi.org/10.1007/s11612-010-0100-0>
- Fraunhofer-Institut für Hochfrequenzphysik und Radartechnik FHR (2020). *Reha-To-Go: Ganglabor am Körper tragen* [Press release]. Retrieved from https://www.fhr.fraunhofer.de/de/presse-medien/pressemitteilungen/2020/reha-to-go_ganglabor_am_koerper_tragen.html
- Field, A. (2011). *Discovering statistics using SPSS: (and sex and drugs and rock 'n' roll)* (3. ed., reprinted.). Los Angeles, Calif.: Sage.
- Foucher, K. C., & Freels, S. (2015). Preoperative factors associated with postoperative gait kinematics and kinetics after total hip arthroplasty. *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(10), 1685–1694. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.05.005>
- Foucher, K. C., Hurwitz, D. E., & Wimmer, M. A. (2007). Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics*, 40(15), 3432–3437. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.05.020>
- Freiwald, J., Jäger, A., & Thoma, W. (1992). Isokinetische und isometrische Muskelfunktionsanalyse nach arthroskopisch durchgeführten vorderen Kreuzbandplastiken. *Sportverletzung Sportschaden*. (6), 6–13.
- Freiwald, J., & Engelhardt, M. (2002). Prävention und Rehabilitation: Stand des motorischen Lernens und der Koordination in der orthopädisch- traumatologischen Rehabilitation. *Sports Orthopaedics and Traumatology Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie*, 18(1), 5–10. <https://doi.org/10.1078/0949-328X-00067>
- Frenkel, M. O. (2009). *Mentales Training in der orthopädischen Rehabilitation nach Knieendoprothetik* (Dissertation). Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Heidelberg.
- Frenzel, J. K. (2008). *Problematik der Ergebnisdarstellung bei totalem Hüftersatz: Umfassendere Bewertung durch eine Kombination des Harris-Hip-Scores mit Fragen zur Lebensqualität* (Dissertation). Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn.

- Fuchs, J., Rabenberg, M., & Scheidt-Nave, C. (2013). Prävalenz ausgewählter muskuloskelettaler Erkrankungen: Ergebnisse der Studie zur Gesundheit Erwachsener in Deutschland. *Bundesgesundheitsblatt, Gesundheitsforschung, Gesundheitsschutz*, 56(5-6), 678–686. <https://doi.org/10.1007/s00103-013-1687-4>
- Gajdosik, R. L., & Bohannon, R. W. (1987). Clinical Measurement of Range of Moti-
on. *Physical therapy*, 67(12), 1867–1872. <https://doi.org/10.1093/ptj/67.12.1867>
- Gassner, K., Einsiedel, T., Linke, M., Görlich, P., & Mayer, J. (2007). Verbessert men-
tales Training das Erlernen der Gehbewegung mit Oberschenkelprothese? *Der
Orthopäde*, 36(7), 673–678. <https://doi.org/10.1007/s00132-007-1092-5>
- Gehrke, T. (2009). *Sportanatomie* (8. Aufl., genehmigte Lizensausg). Hamburg: Nikol.
- Georg Thieme Verlag KG (2019a). Freiheitsgrade / Beweglichkeit Hüftgelenk. Retriev-
ed from https://eref.thieme.de/images/l/866216_25.jpg
- Georg Thieme Verlag KG (2019b). Freiheitsgrade / Beweglichkeit Kniegelenk. Retriev-
ed from https://eref.thieme.de/images/l/1268085_25.jpg
- Georg Thieme Verlag KG (2019c). Varische und valgische Beinachse. Retrieved from
https://eref.thieme.de/images/l/942893_25.jpg
- Ghanem, E., Pawasarat, I., Lindsay, A., May, L., Azzam, K., Joshi, A., & Parvizi, J.
(2010). Limitations of the Knee Society Score in evaluating outcomes following
revision total knee arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American
Volume*, 92(14), 2445–2451. <https://doi.org/10.2106/JBJS.I.00252>
- Ghasemi, A., & Zahediasl, S. (2012). Normality tests for statistical analysis: a guide
for non-statisticians. *International Journal of Endocrinology and Metabolism*,
10(2), 486–489. <https://doi.org/10.5812/ijem.3505>
- Giesinger, J. M., Hamilton, D. F., Jost, B., Behrend, H., & Giesinger, K. (2015).
WOMAC, EQ-5D and Knee Society Score Thresholds for Treatment Success After
Total Knee Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 30(12), 2154–2158.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.06.012>
- Godbout, A., & Boyd, J. (2010). Correcte Sonic Feedback for Speed Skating: A Case
Study. *The 16th International Conference on Auditory Display June 9-15, 2010,
Washington, D.C, USA*.

- Götz-Neumann, K. (2003). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie; 18 Tabellen*. Stuttgart: Thieme.
- Grimmig, H., Melzer, C., Ludwig, F.-J., & Daalmann, H. H. (2002). Der routinemäßige Einsatz des Lequesne-Index zur Ergebnismessung in der orthopädischen Rehabilitation bei Hüft- und Knieerkrankungen. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 140(4), 452–459. <https://doi.org/10.1055/s-2002-33399>
- Günther, K. P., Puhl, W., Brenner, H., & Stürmer, T. (2002). Klinische Epidemiologie von Hüft- und Kniegelenkarthrosen: Eine Übersicht über Ergebnisse der "Ulmer Osteoarrose-Studie". *Zeitschrift für Rheumatologie*, 61(3), 244–249. <https://doi.org/10.1007/s00393-002-0404-8>
- Günther, K., Jeszenszky, C., Schäfer, T. H. F., & Niethard, F. (2013). Hüft- und Kniegelenkersatz in Deutschland – Mythen und Fakten zur Operationshäufigkeit. *Das Krankenhaus*, 9, 927–933.
- H/p/cosmos (2017). rehabilitations system robowalk expander [Computer software]: h/p/cosmos.
- H/p/cosmos sports & medical GmbH (2018). Produktforum: Schritt für Schritt – Lokomotionstherapie. *physiopraxis*, 16(05), 58. <https://doi.org/10.1055/s-0043-124929>
- Haaker, R. (2016). Entwicklung der Knieendoprothetik. Von der Robotik über die Navigation zu den patientenspezifischen Instrumenten. *Orthopäde*, 45(4), 280–285. <https://doi.org/10.1007/s00132-016-3238-9>
- Hackenbroch, M. H. (2002). *Arthrosen: Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie: 44 Tabellen*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Hamacher, D. (2007). Aspekte bei der Entstehung und Behandlung von Arthrosen. *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 23(6), 238–242. <https://doi.org/10.1055/s-2007-981395>
- Hamzei, F., Laible, M., & Hören, M. (2010). Die Neurorehabilitation im Wandel der Zeit: Das Schlüssel-Schloss-Prinzip am Beispiel der Spiegeltherapie. *Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie. Zeitschrift für Erkrankungen des Nervensystems*, 11(4), 56–58.

- Han, Y. C., Wong, K. I., & Murray, I. (2019). Gait Phase Detection for Normal and Abnormal Gaits using IMU. *IEEE Sensors Journal*, 1–10. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2894143>
- Handel, M., Riedt, S., Perlick, L., Schaumburger, J., Kalteis, T., & Sell, S. (2005). Veränderungen der muskulären Leistungsfähigkeit bei Trägern von Kniegelenkstotalendoprothesen. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 143(5), 581–584. <https://doi.org/10.1055/s-2005-836748>
- Hausdorff, J. M., Peng, C. K., Ladin, Z., Wei, J. Y., & Goldberger, A. L. (1995). Is walking a random walk? Evidence for long-range correlations in stride interval of human gait. *Journal of applied physiology*, 78(1), 349-358.
- Hegewald, G. (2000). *Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen –: eine Methode für Diagnose und Therapie im medizinischen Alltag und für die Qualitätssicherung in der rehabilitationstechnischen Versorgung* (Dissertation). Humboldt Universität zu Berlin.
- Heisel, J. (2008). Rehabilitation nach endoprothetischem Ersatz von Hüfte und Knie. *Der Orthopäde*, 37(12), 1217–1232. <https://doi.org/10.1007/s00132-008-1379-1>
- Heisel, J. (2012). Rehabilitation nach minimal-invasiver Hüftendoprothesenimplantation. *Der Orthopäde*, 41(5), 407–412. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1896-1>
- Hemmerich, W. A. (2020). StatistikGuru Version 1.96: ANOVA mit Messwiederholung: Normalverteilung verletzt - Gegenmaßnahmen. Retrieved from <https://statistikguru.de/spss/rm-anova/normalverteilung-verletzt-5.html>
- Hendrich, S., Zech, A., Schmitt, B., & Pfeifer, K. (2013). Die Dosierung der Bewegungstherapie in der Rehabilitation nach Knie- oder Hüft-TEP. *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 29(01), 11–15. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1331067>
- Hendrich, S. K. (2016). Bewegungstherapie in der Rehabilitation nach Knie- oder Hüft-TEP-Implantation.
- Hennerici, M., & Bätzner, H. (2001). *Gangstörungen: Grundlagen und computergestützte Ganganalyse*. Berlin, Heidelberg: Springer.

- Herberz, C., Klucken, J., & Eskofier, B. (2015). *Mobiles Ganglabor: Sensorbasierte Ganganalyse optimiert Diagnostik und Therapiemonitoring bei Bewegungserkrankungen*. Solingen: medical future verlag.
- Hermann, T., Hunt, A., & Neuhoff, J. (Eds.) (2011). *The Sonification Handbook*. Berlin: Logos Verlag.
- Hermann, T. (2008). Taxonomy and Definitiones for Sonification and Auditory Display. *Proceedings of the 14th International Conference on Auditory Display, Paris*.
- Herzog, W., Nigg, B., Read, L., & Olson, E. (1988). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(110-114).
- Heuschmann, P. U., Kolominsky-Rabas, P. L., Nolte, C. H., Hünermund, G., Ruf, H.-U., Laumeier, I., . . . Berger, K. (2005). Untersuchung der Reliabilität der deutschen Version des Barthel-Index sowie Entwicklung einer postalischen und telefonischen Fassung für den Einsatz bei Schlaganfall-Patienten. *Fortschritte der Neurologie-Psychiatrie*, 73(2), 74–82. <https://doi.org/10.1055/s-2004-830172>
- Hippocrates (2013). *Hippocratis Aphorismen: In das Deutsche übersetzt, nebst einigen Anmerkungen und Verzeichniß nach den Materien* (Reprint der Orig.-ausg. Helmstädt, Kühnlein, 1778, neu gesetzt). Holzminden: Reprint-Verl. Leipzig.
- Hkk Gesundheitsreport (2013). Knie- und Hüft-(Total-) Endoprothesen 2008 bis 2012. *hkk Erste Gesundheit*.
- Hois, G., & Ziegner, K. (2006). Sporttherapeutisches Gesamtkonzept bei Hüft-Totalendoprothese (TEP). *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 22(03), 101–108. <https://doi.org/10.1055/s-2006-933491>
- Höner, O., Hermann, T., & Grunow, C. (2005). Sonifikation—Ein Hilfsmittel zur Taktikanalyse im Sportspiel?. *Zur Vernetzung von Forschung und Lehre in Biomechanik, Sportmotorik und Trainingswissenschaft*, 144.
- Horsak, B., Dlapka, R., Iber, M., Gorgas, A.-M., Kiselka, A., Gradl, C., . . . Doppler, J. (2016). SONIGait: A wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10(3), 195–206. <https://doi.org/10.1007/s12193-016-0216-9>

- Horstmann, T., Heitkamp, H. C., Haupt, G., Merk, J., Mayer, F., & Dickhuth, H.-H. (2001). Möglichkeiten und Grenzen der Sporttherapie bei Coxarthrose und Hüftendoprothesen - Patienten. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 52, 274–278.
- Horstmann, T., Jörger, G., Heitkamp, H. C., Mayer, F., Winter, E., & Dickhuth, H.-H. (2001). Auswirkungen von Hüftsport auf Gangbild, Kraftverhalten und Lebensqualität von Koxarthrotikern. *Aktuelle Rheumatologie*, 26(4), 162–168. <https://doi.org/10.1055/s-2001-17252>
- Horstmann, T., Martini, F., Mayer, F., Sell, S., Knak, J., & Zacher, J. (1995). Kraftverhalten der hüftumgreifenden Muskulatur und Gehfähigkeit bei Patienten nach Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese. *Zeitschrift für Orthopädie*. (133), 562–567.
- Horstmann, T., Listringhaus, R., Haase, G.-B., Grau, S., & Mündermann, A. (2013). Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: a six-month follow-up. *Clinical Biomechanics*, 28(7), 762–769. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.07.001>
- Huber, M. (2010). Feedback als Therapeutische Technik – Weniger ist manchmal mehr. *ergopraxis*, 01(02), 24–27. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1261823>
- Hüter-Becker, A., & Dölken, M. (Eds.) (2005). *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre* (2., überarb. Aufl.). *Physiolehrbuch Basis*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Inman, V. T. (1966). Human Locomotion. *Canad. Med. Ass. J.* (94), 1047–1054.
- Inman, V. T. (1993). Human Locomotion. *Clinical orthopaedics and related research*. (288), 3–9.
- Institut für Qualität und Wirtschaftlichkeit im Gesundheitswesen (2018). Worin unterscheiden sich Knieprothesen? Retrieved from <https://www.gesundheitsinformation.de/worin-unterscheiden-sich-knieprothesen.3275.de.html?part=behandlung-hy>
- Institut für Sport und Sportwissenschaft, Universität Kassel (2019). Dynamometrie. Retrieved from <https://www.uni-kassel.de/fb05/fachgruppen/sport-und-sportwissenschaft/start/training-und-bewegung/profil/dynamometrie.html>
- Janke, O., Netz, J., & Hömberg, V. (2001). Denken und Gehen, 111–115.

- Janssen, D., Schöllhorn, W. I., & Fölling, K. (2006). Analyse musikalischer Intervention beim Gang mittels neuronaler Netze. *Sport und Informatik IX, Workshop Sportinformatik*, 1–6.
- Jinks, C., Jordan, K., & Croft, P. (2002). Measuring the population impact of knee pain and disability with the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *Pain*, 100(1), 55–64. [https://doi.org/10.1016/S0304-3959\(02\)00239-7](https://doi.org/10.1016/S0304-3959(02)00239-7)
- Jöllenbeck, T. (2015a). Ganganalyse. In V. Stein & B. Greitemann (Eds.), *Rehabilitation in Orthopädie und Unfallchirurgie: Methoden - Therapiestrategien - Behandlungsempfehlungen* (2nd ed., pp. 20–33). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Jöllenbeck, T. (2015b). Ganganalyse im Spannungsfeld zwischen Mensch und Technik. *Sporttechnologie zwischen Theorie und Praxis VI*.
- Jöllenbeck, T. (2016). Bewegungsanalyse. In M. Engelhardt (Ed.), *Sportverletzungen: Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen* (3rd ed., pp. 151–165). München: Urban & Fischer.
- Jöllenbeck, T., Neuhaus, D., & Grebe, B. (2010). Schlüsselparameter zur Optimierung des Gangverhaltens in der Rehabilitation bei Patienten nach Knie- und Hüft-TEP. In: Deutsche Rentenversicherung Bund (Hrsg.), *Innovation in der Rehabilitation – Kommunikation und Vernetzung*. Berlin: Heenemann, 88, 352–354.
- Jöllenbeck, T., Pietschmann, J., & Geu Flores, F. (2018). *Feedbacktraining mit Sonifikation zur Normalisierung des Gangbildes in der orthopädischen Rehabilitation nach endoprothetischem Gelenkersatz*. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, Berlin. <https://doi.org/10.3205/18dkou171>
- Jöllenbeck, T. (2008). *Veränderungen ausgewählter ganganalytischer Parameter bei Patienten mit Knie-TEP während der 3-wöchigen stationären Rehabilitation*. 17. Rehabilitationswissenschaftliches Kolloquium, Bremen.
- Jöllenbeck, T. (2013). *Feedbacktraining zur Wiederherstellung des normalen Ganges*. 1. NRW-Forum Reha-Technik, Bochum.
- Jöllenbeck, T., & Pietschmann, J. (2014). *Normalisierung des Gangbildes bei Patienten nach Knie-TEP durch Gangtraining auf dem Laufband*. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU), Berlin.

- Jöllenbeck, T., & Pietschmann, J. (2017). *Defizite im Gangbild nach Gelenkersatz - Was sind die wesentlichen Schlüsselparame*ter zur Gangbildoptimierung? Deutscher Sportwissenschaftlicher Hochschultag, München.
- Jöllenbeck, T., & Pietschmann, J. (2019). Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz – zurück zum normalen Gang, aber wie? *B&G Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 35(01), 3–13. <https://doi.org/10.1055/a-0818-6930>
- Jürgens, A. (2016). *Entwicklung von Verfahren für den praktischen Einsatz von Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse* (Dissertation). Universität Duisburg-Essen, Duisburg.
- Kadlec, D., & Gröger, D. (2016). Wann sage ich was? – Richtig instruieren, richtig Feedback geben. *physiopraxis*, 14(03), 27–31. <https://doi.org/10.1055/s-0042-102367>
- Karageorghis, C. I., & Terry, P. C. (2011). *Inside sport psychology*. Champaign, IL: Human Kinetics. Retrieved from <http://e-res.bis.uni-oldenburg.de/redirect.php?url=http://lib.myilibrary.com/detail.asp?id=295807>
- Karaharju-Huisnan, T., Taylor, S., Begg, R., Cai, J., & Best, R. (2001). Gait symmetry quantification during treadmill walking. In *ANZIIS 2001. Proceedings of the Seventh Australian and New Zealand Intelligent Information Systems Conference*, Perth, Western Australia.
- Karime, A., Al-Osman, H., Gueaieb, W., & El Saddik, A. (2011). E-Glove: An electronic glove with vibro-tactile feedback for wrist rehabilitation of post-stroke patients. In *IEEE International Conference on Multimedia and Expo (ICME)*, Barcelona, Spain.
- Keller, B. K., Morton, J. L., Thomas, V. S., & Potter, J. F. (1999). The Effect of Visual and Hearing Impairments on Functional Status. *Journal of American Geriatrics Society*, 11(47), 1319–1325.
- Kenhub GmbH (2017). Anatomie Hüftgelenk. Retrieved from <https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/huftgelenk>

- Kennedy, D. M., Stratford, P. W., Robarts, S., & Gollish, J. D. (2011). Using Outcome Measure Results to Facilitate Clinical Decisions the First Year After Total Hip Arthroplasty. *journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 4(4), 232–240.
- Kinzl, L., Gebhard, F., & Keppler, P. (2004). Kniegelenksendoprothetik. Navigation als Standard. *Der Chirurg; Zeitschrift für alle Gebiete der operativen Medizin*, 75(10), 976–981. <https://doi.org/10.1007/s00104-004-0943-4>
- Kirtley, C., Whittle, M. W., & Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282–288. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90055-X](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90055-X)
- Kittlas, V. (2020). Miomedia GmbH, Chirurgie Portal: Hüftgelenk Prothese, Hüftgelenkersatz, künstliches Hüftgelenk. Retrieved from <https://www.chirurgie-portal.de/orthopaedie/kuenstliches-hueftgelenk-prothese.html>
- Kladny, B. (2007). Rehabilitation bei jüngeren Endoprothesenpatienten. *Der Orthopäde*, 36(4), 360–364. <https://doi.org/10.1007/s00132-007-1072-9>
- Kladny, B. (2015). Stationäre und ambulante Rehabilitation in Deutschland. Aktueller Stand und weitere Entwicklung. *Der Unfallchirurg*, 118(2), 103–111. <https://doi.org/10.1007/s00113-014-2613-4>
- Kladny, B., Albrecht, C., Haase, I., & Swoboda, B. (2002). Ergebnisevaluation der stationären Rehabilitation nach Knieendoprothetik mit dem HSS-Score. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete*, 140(1), 37–41. <https://doi.org/10.1055/s-2002-22089>
- Klöpfer-Krämer, I., & Augat, P. (2015). Instrumentelle Ganganalyse: Messverfahren und Indikationen. *Trauma und Berufskrankheit*, 17(S1), 10–14. <https://doi.org/10.1007/s10039-012-1908-3>
- Knahr, K., & Pospischill, M. (2008). Hüftendoprothetik - Update. *Journal für Mineralstoffwechsel: Zeitschrift für Knochen und Gelenkserkrankungen, Orthopädie, Osseologie, Rheumatologie*, 15(Sonderheft 1).
- Knieling, T., Kurylo, A., Sethu Madhavan, V. S., Bremes, H.-G., Colsman, M., Schillo, B., . . . Stephan, K.-M. (2015). *Akustische Gang-und Laufanalyse für Sport-und Medizinanwendungen*. Retrieved from https://www.researchgate.net/profile/Vithyasaahar_Sethumadhavan/publicatio

- n/295074651_Akustische_Gang-und_Laufanalyse_fur_Sport-
_und_Medizinanwendungen/links/56c6f88108ae8cf829026ec0/Akustische-
Gang-und-Laufanalyse-fuer-Sport-und-Medizinanwendungen.pdf
- Köpke, S., & Meyer, G. (2006). The Tinetti test: Babylon in geriatric assessment. *Zeitschrift Für Gerontologie Und Geriatrie*, 39(4), 288–291.
<https://doi.org/10.1007/s00391-006-0398-y>
- Kramer, G., Walker, B., Bonebright, T., Cook, P., Flowers, J. H., Miner, N., & Neuhoff, J. G. (2010). Sonification Report: Status of the Field and Research Agenda.
- Kramers-de Quervain, I. A., Stüssi, E., & Stacoff, A. (2008). Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 56(2), 35–42.
- Kressig, R. W., & Beauchet, O. (2004). Die Rolle der Ganganalyse in therapeutischen Trainingsprogrammen von Betagten. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 37(1), 15–19. <https://doi.org/10.1007/s00391-004-0205-6>
- Krowicki, M., Hamacher, D., Hamacher, D., & Schega, L. (2014). Test-Retest-Reliabilität der Gangvariabilität in Abhängigkeit des Testprotokolls. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, p. 241.
- Kurth, F. (2006). Sonificationssysteme. In A. O. Effenberg (Ed.), *Bewegungs-Sonification und Musteranalyse im Sport: Sportwissenschaft trifft Informatik; [Beitragsband zum Forschungssymposium "Bewegungs-Sonification und Musteranalyse im Sport" am 15. Juli 2005 an der Deutschen Sporthochschule in Köln]* (1st ed., pp. 52–58). Göttingen: Cuvillier.
- Kurz, E., Schenk, P., Grassme, R., Hofmann, G., & Anders, C. (2015). Veränderte Ökonomiekennwerte der Hüft- und Beinmuskulatur bei Gonarthrose. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 25(06), 332–336.
<https://doi.org/10.1055/s-0035-1565049>
- Kurz, J., Gosenheimer, A., Schumann-Schmid, B., Steinmetz, F., & Schöllhorn, W. I. (2016). Differenzielles Gangtraining in der stationären Rehabilitation bei Knie- oder Hüft-TEP. *Bewegungstherapie und Gesundheitssport*, 32, 221–225.

- Kuss, O., & Watzke, S. (2005). Korrekter Umgang mit korrelierten Daten in der Rehabilitationsforschung. *Die Rehabilitation*, 44(6), 367–372.
<https://doi.org/10.1055/s-2005-867062>
- Lacquaniti, F., Ivanenko, Y. P., & Zago, M. (2012). Patterned control of human locomotion. *The Journal of Physiology*, 590(10), 2189–2199.
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.2011.215137>
- Lakens, D. (2013). Calculating and reporting effect sizes to facilitate cumulative science: a practical primer for t-tests and ANOVAs. *Frontiers in Psychology*, 4, 863.
<https://doi.org/10.3389/fpsyg.2013.00863>
- Lamine, H., Bennour, S., Laribi, M., Romdhane, L., & Zaghloul, S. (2017). Evaluation of Calibrated Kinect Gait Kinematics Using a Vicon Motion Capture System. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1), 111–112.
<https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1382886>
- Lamprecht, P. C. (2012). Presentare: Mit PowerPoint gehirn-gerecht präsentieren. Retrieved from <https://praesentare.com/res/files/2012/11/brain-visual-cortex-auditory-cortex.png>
- LaStayo, P. C., Meier, W., Marcus, R. L., Mizner, R., Dibble, L., & Peters, C. (2009). Reversing muscle and mobility deficits 1 to 4 years after TKA: a pilot study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(6), 1493–1500.
<https://doi.org/10.1007/s11999-009-0801-2>
- Lauber, B., & Keller, M. (2014). Improving motor performance: selected aspects of augmented feedback in exercise and health. *European Journal of Sport Science*, 14(1), 36–43. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.725104>
- Lemhöfer, C., & Glogaza, A. (2019). Gangzyklus und Ganganalyse – Eine Einführung. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 29(01), 11–14.
<https://doi.org/10.1055/a-0577-0478>
- Lenhard, W., & Lenhard, A. (2016). Berechnung von Effektstärken. Retrieved from <https://www.psychometrica.de/effektstaerke.html>
- Leuchte, S., Riedl, K., & Wohlrab, D. (2009). Frühfunktionelle Vorteile von minimal-invasiv implantierten Hüfttotalendoprothesen - Ganganalytische Befunde zur Symmetrie und Belastung aus der Messung der Bodenreaktionskraft. *Zeitschrift*

- für Orthopädie und Unfallchirurgie, 147(1), 69–78. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1038856>
- Levine, T. R., & Hulett, C. R. (2002). Eta Squared, Partial Eta Squared, and Misreporting of Effect Size in Communication Research. *Human Communication Research*, 28(4), 612–625.
- Li, X., Maybank, S. J., Yan, S., Tao, D., & Xu, D. (2008). Gait Components and Their Application to Gender Recognition. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)*, 38(2), 145–155. <https://doi.org/10.1109/TSMCC.2007.913886>
- Logerstedt, D. S., Zeni, J., & Snyder-Mackler, L. (2014). Sex differences in patients with different stages of knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 95(12), 2376–2381. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.07.414>
- Lohse, K. R., Hilderman, C. G. E., Cheung, K. L., Tatla, S., & van der Loos, H. F. M. (2014). Virtual reality therapy for adults post-stroke: a systematic review and meta-analysis exploring virtual environments and commercial games in therapy. *PloS One*, 9(3), e93318. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0093318>
- London, M. (2003). *Job Feedback*. New Jersey: Routledge.
- Lovejoy, C. O. (1988). Evolution of Human Walking. *Scientific American*, 259(5), 118–125.
- Lübke, N., Meinck, M., & Renteln-Kruse, W. von (2004). Der Barthel-Index in der Geriatrie. Eine Kontextanalyse zum Hamburger Einstufungsmanual [The Barthel Index in geriatrics. A context analysis for the Hamburg Classification Manual]. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*, 37(4), 316–326. <https://doi.org/10.1007/s00391-004-0233-2>
- Ludwig, O. (2012). *Ganganalyse in der Praxis: Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung*. Geislingen: C.Maurer Druck und Verlag.
- Luinge, H. J. (2002). *Inertial Sensing of Human Movement*. Enschede: Twente University Press.
- Lünenburger, L., Colombo, G., Riener, R., & Dietz, V. (2004). Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat. *Conference Proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE

- Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 7, 4888–4891.
<https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1404352>
- Lupberger, N. (2011). *Auditive Verarbeitungs- und Wahrnehmungsstörung im Kindesalter: Ein Ratgeber für Betroffene, Eltern, Angehörige und Pädagogen*. Idstein: Schulz-Kirchner Verlag.
- Lymberis, A. (2017). *Smart Wearables Reflection and Orientation Paper. European Comission. Directorate-General for Communications Networks, Content and Technology*.
- Marmon, A. R., Zeni, J. A., & Snyder-Mackler, L. (2013). Perception and presentation of function in patients with unilateral versus bilateral knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research*, 65(3), 406–413. <https://doi.org/10.1002/acr.21825>
- Marquardt, M., Ansah, P., Dierkes, M., Harrer, F., Rockenfeller, B., Schmidt, T., & Wegner, U. (2012). *Laufen und Laufanalyse: 26 Tabellen*. Stuttgart, New York: Thieme.
- Mattes, K., & Schaffert, N. (2010). Sonifikation des Bootsbeschleunigungs-Zeitverlaufes im Rudern. *BISp-Jahrbuch – Forschungsförderung 2009/10*.
- McClelland, J., Zeni, J., Haley, R. M., & Snyder-Mackler, L. (2012). Functional and biomechanical outcomes after using biofeedback for retraining symmetrical movement patterns after total knee arthroplasty: a case report. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 42(2), 135–144. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3773>
- McKinney, Z., Heberer, K., Nowroozi, B. N., Greenberg, M., Fowler, E., & Grundfest, W. (2014). Pilot evaluation of wearable tactile biofeedback system for gait rehabilitation in peripheral neuropathy. In *IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, Houston, TX, USA.
- MedCenter (2019). Das Knie: Erkrankungen und Verletzungen des Kniegelenks. Retrieved from <https://www.medcenter.info/fileadmin/redakteur/dateien/pdf-sprechstundenbroschueren/MC-Brosch-Knie-Web-0519-komprimiert.pdf>
- Medexo GmbH (2018). Gonarthrose / Kniearthrose – Therapie Formen im Überblick / Vergleich der Behandlungsformen. Retrieved from <https://www.medexo.de/gonarthrose-kniearthrose-therapie-formen-im-ueberblick-vergleich-der-behandlungsformen.html>

library.com/gonarthrose-kneearthrose-therapie-formen-ueberblick-vergleich-behandlungsformen

Mehrholz, J., Thomas, S., & Elsner, B. (2016). Beurteilung von Assessments oder Testgütekriterien. *neuroreha*, 08(02), 62–67. <https://doi.org/10.1055/s-0042-106150>

Menning, S. (2006). Gesundheitszustand und gesundheitsrelevantes Verhalten Älterer. Retrieved from <https://www.ssoar.info/ssoar/handle/document/37019>

Mercier, C., & Sirigu, A. (2009). Training with virtual visual feedback to alleviate phantom limb pain. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 23(6), 587–594. <https://doi.org/10.1177/1545968308328717>

Merk, J., & Horstmann, T. (2013). *Übungen für Knie und Hüfte: Physiotherapie und Training ; [mit 100 Übungen]. physiofachbuch*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag.

Miles, H. C., Pop, S. R., Watt, S. J., Lawrence, G. P., & John, N. W. (2012). A review of virtual environments for training in ball sports. *Computers & Graphics*, 36(6), 714–726. <https://doi.org/10.1016/j.cag.2012.04.007>

Milner, C. E. (2009). Is gait normal after total knee arthroplasty? Systematic review of the literature. *Journal of Orthopaedic Science : Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 14(1), 114–120. <https://doi.org/10.1007/s00776-008-1285-8>

Miner, A. L., Lingard, E. A., Wright, E. A., Sledge, C. B., & Katz, J. N. (2003). Knee range of motion after total knee arthroplasty: how important is this as an outcome measure? *The Journal of Arthroplasty*, 18(3), 286–294. <https://doi.org/10.1054/arth.2003.50046>

Minns Lowe, C. J., Barker, K. L., Dewey, M. E., & Sackley, C. M. (2009). Effectiveness of physiotherapy exercise following hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review of clinical trials. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10, 98. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-98>

Mittlmeier, T., & Rosenbaum, D. (2005). Klinische Ganganalyse. *Der Unfallchirurg*, 108(8), 614–629. <https://doi.org/10.1007/s00113-005-0978-0>

- Mizner, R. L., Petterson, S. C., Clements, K. E., Zeni, J. A., Irrgang, J. J., & Snyder-Mackler, L. (2011). Measuring functional improvement after total knee arthroplasty requires both performance-based and patient-report assessments: a longitudinal analysis of outcomes. *The Journal of Arthroplasty*, 26(5), 728–737. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.06.004>
- Müller, H., & Blischke, K. (2009). Motorisches Lernen. In W. Schlicht (Ed.), *Enzyklopädie der Psychologie Themenbereich D, Praxisgebiete Ser. 5, Sportpsychologie: Bd. 1. Grundlagen der Sportpsychologie* (pp. 159–227). Göttingen, Bern, Toronto, Seattle, Wash.: Hogrefe.
- Müller, M., Toussaint, R., & Kohlmann, T. (2015). Hüft- und Kniestalendoprothesenversorgung: Ergebnisse ambulanter orthopädischer Rehabilitation. *Der Orthopäde*, 44(3), 203–211. <https://doi.org/10.1007/s00132-014-3000-0>
- Müsseler, J., & Rieger, M. (2017). *Allgemeine Psychologie*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Myles, K., & Binseel, M. S. (2007). The Tactile Modality: A Review of Tactile Sensitivity and Human Tactile Interfaces. *Army Research Laboratory*.
- Narin, S., Unver, B., Bakırhan, S., Bozan, O., & Karatosun, V. (2014). Cross-cultural adaptation, reliability and validity of the Turkish version of the Hospital for Special Surgery (HSS) Knee Score. *Acta Orthopaedica Et Traumatologica Turcica*, 48(3), 241–248. <https://doi.org/10.3944/AOTT.2014.3109>
- Nichols, J. K., Sena, M. P., Hu, J. L., O'Reilly, O. M., Feeley, B. T., & Lotz, J. C. (2017). A Kinect-based movement assessment system: marker position comparison to Vicon. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(12), 1289–1298. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1340464>
- Nicolakis, P., & Kopf, A. (2005). Klinische Ganganalyse. *Kompendium der Physikalischen Medizin und Rehabilitation*, pp. 79–89.
- Niemitz, C. (2004). *Das Geheimnis des aufrechten Gangs: Unsere Evolution verlief anders*. München: Beck.
- Nüesch, C., Huber, C., Romkes, J., Göpfert, B., & Camathias, C. (2010). Anwendungsmöglichkeiten der instrumentierten Gang- und Bewegungsanalyse in der Klinik, der Forschung und im Sport. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie -*

- Sports Orthopaedics and Traumatology*, 26(3), 158–164.
<https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2010.04.003>
- Nuissl, E. (Ed.) (2006). *Vom Lernen zum Lehren: Lern- und Lehrforschung für die Weiterbildung. DIE spezial.* Bielefeld: Bertelsmann Verlag. Retrieved from http://deposit.dnb.de/cgi-bin/dokserv?id=2761439&prov=M&dok_var=1&dok_ext=htm
- Okoro, T., Lemmey, A. B., Maddison, P., & Andrew, J. G. (2012). An appraisal of rehabilitation regimes used for improving functional outcome after total hip replacement surgery. *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, 5(4), 1–11.
- Okoro, T., Ramavath, A., Howarth, J., Jenkinson, J., Maddison, P., Andrew, J. G., & Lemmey, A. (2013). What does standard rehabilitation practice after total hip replacement in the UK entail? results of a mixed methods study. *Musculoskeletal Disorders*, 91(14), 1–8.
- Olivier, N., Marschall, F., & Büsch, D. (2008). *Grundlagen der Trainingswissenschaft und -lehre. Grundlagen der Sportwissenschaft: Vol. 3.* Schorndorf: Hofmann Verlag.
- Olivier, N., & Rockmann, U. (2003). *Grundlagen der Bewegungswissenschaft und -lehre. Grundlagen der Sportwissenschaft: Vol. 1.* Schorndorf: Hofmann Verlag.
- Ouellet, D., & Moffet, H. (2002). Locomotor deficits before and two months after knee arthroplasty. *Arthritis and Rheumatism*, 47(5), 484–493.
<https://doi.org/10.1002/art.10652>
- Øvre, S., Sandvik, L., Madsen, J. E., & Røise, O. (2005). Comparison of distribution, agreement and correlation between the original and modified Merle d'Aubigné-Postel Score and the Harris Hip Score after acetabular fracture treatment: moderate agreement, high ceiling effect and excellent correlation in 450 patients. *Acta Orthopaedica*, 76(6), 796–802. <https://doi.org/10.1080/17453670510045390>
- Perron, M., Malouin, F., Moffet, H., & McFadyen, B. J. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*, 15(7), 504–515. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(00\)00002-4](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(00)00002-4)

- Perry, J. (1992). *Gait analysis – normal and pathological function*. McGraw-Hill, New York, 1992. New York: McGraw-Hill.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse: Norm und Pathologie des Gehens* (1. Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Peter-Bolaender, M., & Fritsch, U. (1988). *Wie geht's? - Wie steht's? Anregungen um Eindrucks- und Ausdrucksschulung im Tanz // Ausdruck und Gestaltung* (Orig.-Ausg., 10. - 12. Tsd). rororo rororo-Sport Schulsport-Praxis: Vol. 7626. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Pfeil, U. (2014). *Effizienz eines standardisierten Rehaprogramms nach Hüft-TEP und Knie-TEP (AOK pro Reha)* (Dissertation). Universität des Saarlandes, Homburg / Saar.
- Piano Stairs: The Fun theory, Odenplan, Stockholm. Retrieved from <https://www.youtube.com/watch?v=2lXh2n0aPyw>
- Pietschmann, J., Geu Flores, F., & Jöllenbeck, T. (2019). Gait Training in Orthopedic Rehabilitation after Joint Replacement - Back to Normal Gait with Sonification? *International Journal of Computer Science in Sport*, 18(2), 34–48. <https://doi.org/10.2478/ijcss-2019-0012>
- Pietschmann, J., Jöllenbeck, T., & Geu Flores, F. (2018). *Gangtraining mit Sonifikation zur Wiederherstellung des normalen Ganges nach endoprothetischem Gelenkersatz*. Deutsche Vereinigung für Sportwissenschaften, Sektion Sportinformatik. 12. Symposium der dvs-Sektion Sportinformatik und Sporttechnologie, München.
- Platzer, W., & Spitzer, G. (2005). *Bewegungsapparat: [noch mehr Klinikbezüge* (9., überarb. Aufl.). Taschenatlas Anatomie: in 3 Bänden; Bd. 1. Stuttgart: Thieme.
- Popescu, V. G., Burdea, G. C., Bouzit, M., & Hentz, V. R. (2000). A virtual-reality-based telerehabilitation system with force feedback. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 4(1), 45–51. <https://doi.org/10.1109/4233.826858>
- Pöppel, E. (2002). Informationsverarbeitung im menschlichen Gehirn. *Informatik-Spektrum*, 25(6), 427–437.

- Portscher, M., Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2000). Reproduzierbarkeit kinematischer Messungen der Lumbalregion in der klinischen Ganganalyse. *Sportverletzung Sportschaden*, 50–54.
- Pospischill, M., Kranzl, A., Attwenger, B., & Knahr, K. (2010). Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(2), 328–337. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01086>
- Pschyrembel, W. (1982). *Klinisches Wörterbuch: Mit klinischen Syndromen und Nomen Anatomica ; mit 2.843 Abbildungen* (254., neubearb. Aufl.). Berlin: DE GRUYTER.
- Rackwitz, L., Reyle-Hahn, S.-M., & Nöth, U. (2020). Präoperatives Management und Patientenschulung in der Fast-Track-Endoprothetik. *Der Orthopäde*. Advance online publication. <https://doi.org/10.1007/s00132-020-03886-9>
- Radlinger, L. (1998). *Rehabilitative Trainingslehre*. Stuttgart: Thieme.
- Rahman, J., Tang, Q., Monda, M., Miles, J., & McCarthy, I. (2015). Gait assessment as a functional outcome measure in total knee arthroplasty: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16, 66. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0525-2>
- Rasch, A., Byström, A. H., Dalén, N., Martinez-Carranza, N., & Berg, H. E. (2009). Persisting muscle atrophy two years after replacement of the hip. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(5), 583-588.
- Rasch, A., Dalén, N., & Berg, H. E. (2010). Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthopaedica*, 81(2), 183–188.
- Reardon, K., Galea, M., Dennett, X., Choong, P., & Byrne, E. (2001). Quadriceps muscle wasting persists 5 months after total hip arthroplasty for osteoarthritis of the hip: a pilot study. *Internal Medicine Journal*, 31, 7–14.
- Reh, J., Hwang, T.-H., Michalke, V., & Effenberg, A. O. (2016). Instruction and real-time sonification for gait rehabilitation after unilateral hip arthroplasty. *Human Movement and Technology: Book of Abstracts, Proceedings of the 11th Joint Conference on Motor Control & Learning, Biomechanics & Training*.

- Reininga, I. H., Zijlstra, W., Wagenmakers, R., Boerboom, A. L., Huijbers, B. P., Groothoff, J. W., . . . Stevens, M. (2010). Minimally invasive and computer-navigated total hip arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 92. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-92>
- Rettig, O., & Wolf, S. (2015). Gaitmatcher – Search for gait kinematics twins. *Gait & posture*, 42, S100-S101. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.06.183>
- Richter, K., Wohlrab, D., Schwesig, R., & Leuchte, S. (2012). Einfluss eines minimal-invasiven Zugangswegs bei Hüftgelenkersatz auf die zeitlichen Innervationsmuster ausgewählter Hüftmuskeln. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin*, 22(02), 64–71. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1306270>
- Rittmeister, M., König, D. P., Eysel, P., & Kerschbaumer, F. (2004). Minimal-invasive Zugänge zum Hüft- und Kniegelenk bei künstlichem Gelenkersatz. *Der Orthopäde*, 33(11), 1229–1235. <https://doi.org/10.1007/s00132-004-0714-4>
- Robert Koch-Institut (2005). Schwerpunktbericht der Gesundheitsberichterstattung des Bundes - Gesundheit von Frauen und Männern im mittleren Lebensalter.
- Robert Koch-Institut (2013). Arthrose. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Heft 54.
- Robert Koch-Institut (Ed.) (2015). Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Gemeinsam getragen von RKI und Destatis [Special issue].
- Roos, E. M., & Lohmander, S. (2003). The Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): from joint injury to osteoarthritis. *Health and quality of life outcomes*, 1(64).
- Roos, E. M., & Toksvig-Larsen, S. (2003). Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) – validation and comparison to the WOMAC in total knee replacement. *Health and quality of life outcomes*, 1(17).
- Rose, D., Brooks, B. M., & Rizzo, A. A. (2005). Virtual Reality in Brain Damage Rehabilitation: Review. *Cyber Psychology & Behavior*, 8(3), 241–262.
- Roth, A. (2012). Der minimal-invasive anterolaterale Zugang. Eine Literaturübersicht. *Der Orthopäde*, 41(5), 377–381. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1892-5>

- Runge, M. (1998). *Ganganalyse // Gehstörungen, Stürze, Hüftfrakturen*. Heidelberg: Steinkopff.
- Rupp, S., & Wydra, G. (2012). Anschlussheilbehandlung nach Kniestotalendoprothesenimplantation. Konservative Orthopädie und Sportwissenschaft. *Der Orthopäde*, 41(2), 126–135. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1863-x>
- Sander, K., Layher, F., Anders, C., Roth, A., Babisch, J., Scholle, H.-C., & Kinne, R. W. (2012). Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation. *Der Orthopäde*, 41(5), 365–376. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1891-6>
- Sander, K., Layher, F., Babisch, J., & Roth, A. (2011). Vergleich von minimalinvasivem und transglutealem Zugang zur Implantation von Hüfttotalendoprothesen. Klinik und Ganganalyse. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 149(2), 191–199. <https://doi.org/10.1055/s-0030-1250590>
- Sander, K., Rosenbaum, D., Bohm, H., Layher, F., Lindner, T., Wegener, R., . . . Seehaus, F. (2012). Instrumentelle Gang- und Bewegungsanalyse bei muskuloskeletalen Erkrankungen. *Der Orthopäde*, 41(10), 802–819. <https://doi.org/10.1007/s00132-012-1947-2>
- Sauer, J., Gohde, M., Thomas, M., Falz, R., Bischoff, C., Hoppe, S., . . . Busse, M. (2012). 3D-Ganganalyse bei degenerativen Kniepathologien im Vergleich zur Norm. *Klinische Sportmedizin*, 13(1), 7–15.
- Schaffert, N., Mattes, K., Barras, S., & Effenberg, A. O. (2009). Exploring Function and Aesthetics in Sonifikation for Elite Sports. *The Second International Conference on Music Communication Science, 3-4 December 2009, Sydney, Australia*.
- Schenk, D., Theil, J., Drabiniok, T., & Heisel, J. (2010). Bringt eine minimal-invasiv implantierte Hüft-TEP Vorteile bei der Anschlussheilbehandlung? *Orthopädische Praxis*, 46(3).
- Schichl, H., & Steinbauer, R. (2018). *Einführung in das mathematische Arbeiten* (3. Aufl. 2018). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. Retrieved from <https://doi.org/10.1007/978-3-662-56806-4>
- Schmidt, M. (2016). Bewegungstherapie und Rehabilitation. *Manuelle Medizin*, 54(1), 46–49. <https://doi.org/10.1007/s00337-015-0087-2>

- Schmitt-Sody, M., Pilger, V., & Gerdesmeyer, L. (2011). Rehabilitation und Sport nach Hüfttotalendoprothese. *Der Orthopäde*, 40(6), 513–519. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1761-2>
- Schofield, J. S., Evans, K. R., Carey, J. P., & Hebert, J. S. (2014). Applications of sensory feedback in motorized upper extremity prosthesis: a review. *Expert Review of Medical Devices*, 11(5), 499–511. <https://doi.org/10.1586/17434440.2014.929496>
- Scholz, D. S., Wu, L., Pirzer, J., Schneider, J., Rollnik, J. D., Grossbach, M., & Altenmuller, E. O. (2014). Sonification as a possible stroke rehabilitation strategy. *Frontiers in Neuroscience*, 8(332), 1–7. <https://doi.org/10.3389/fnins.2014.00332>
- Schönle, C., Güth, V., Kramme Wolf, G., & Naeve, Frank, Rödig, Silke (2004). *Rehabilitation. Praxiswissen Halte- und Bewegungsorgane*. Stuttgart: Thieme.
- Schönle, C., Hess, T., & Rödig, S. (2008). *Schmerzfrei & beweglich mit dem neuen Hüftgelenk: Zahlreiche Tipps für die Zeit vor und nach der OP ; die besten Reha-Übungen für zu Hause ; wie Sie sich sicher und richtig bewegen*. Stuttgart: TRIAS.
- Schüler, T., & Pälmke, M. (2010). Innovation virtuelle Rehabilitation – PT@PC. *physiopraxis*, 8(01), 22–25. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1246311>
- Schulze, S., Lauenroth, A., Delank, K.-S., & Schwesig, R. (2019). Einfluss von Exanderzügen auf dem Laufband auf spatio-temporale und dynamische Gangparameter bei gesunden Probanden. *physioscience*, 15(03), 124–130. <https://doi.org/10.1055/a-0965-5506>
- Schünke, M., Schulte, E., & Schumacher, U. (2010). *Prometheus Lernkarten der Anatomie* (2., überarb. Aufl.). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Schwesig, R., Kauert, R., Wust, S., Becker, S., & Leuchte, S. (2010). Reliabilitätsstudie zum Ganganalysesystem RehaWatch. *Biomed Tech.* (109-115).
- Seitz, S., & Rüther, W. (2012). Postoperatives Management nach Hüft- und Knieendoprothetik [Postoperative management of hip and knee endoprostheses]. *Zeitschrift für Rheumatologie*, 71(8), 670–679. <https://doi.org/10.1007/s00393-012-0969-9>
- Sers, R., Forrester, S., Moss, E., Ward, S., Ma, J., & Zecca, M. (2020). Validity of the Perception Neuron inertial motion capture system for upper body motion analy-

- sis. *Measurement*, 149, 107024.
<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2019.107024>
- Siebenrock, K. A. (2008). Sir John Charnley – Pionier der künstlichen Hüfte. *Schweiz Med Forum*, 8(9), 159.
- Sigrist, R., Rauter, G., Riener, R., & Wolf, P. (2013). Augmented visual, auditory, haptic, and multimodal feedback in motor learning: a review. *Psychonomic Bulletin & Review*, 20(1), 21–53. <https://doi.org/10.3758/s13423-012-0333-8>
- Simmel, S., Hörterer, H., & Horstmann, T. (2008). Sport nach Hüft-Totalendoprothese – Expertenmeinung versus Patientenrealität: Hip Joint Endoprostheses and Sport? – What Surgeons Suggest and Patients Do! *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 59(11).
- Sinkjaer, T., Andersen, J. B., Ladouceur, M., Christensen, L. O. D., & Nielsen, J. B. (2000). Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man. *The Journal of physiology*, 523(3), 817–827. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2000.00817.x>
- Slupik, A., & Bialoszewski, D. (2007). Comparative analysis of clinical usefulness of the Staffelstein Score and the Hospital for Special Surgery Knee Score (HSS) for evaluation of early results of total knee arthroplasties. Preliminary report. *Orthopaedia Traumatologia Rehabilitacja*, 6(9), 627–635.
- Söderman, P., & Malchau, H. (2001). Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement? *Clinical orthopaedics and related research*. (384), 189–197. <https://doi.org/10.1097/00003086-200103000-00022>
- Steffen, T. M., Hacker, T. A., & Mollinger, L. (2002). Age- and Gender-Related Test Performance in Community-Dwelling Elderly People: Six-Minute Walk Test, Berg Balance Scale, Timed Up & Go Test, and Gait Speeds. *Physical therapy*, 82(2).
- Steinert, A. F., Sefrin, L., Hoberg, M., Arnholdt, J., & Rudert, M. (2015). Individualendoprothetik am Kniegelenk. *Der Orthopäde*, 44(4), 290-301. <https://doi.org/10.1007/s00132-015-3104-1>
- Steinert, A. F., Holzapfel, B. M., Sefrin, L., Arnholdt, J., Hoberg, M., & Rudert, M. (2016). Totalendoprothetischer Kniegelenkersatz. Patientenspezifische Instru-

- mente und Implantate. *Der Orthopäde*, 45(4), 331–340.
<https://doi.org/10.1007/s00132-016-3246-9>
- Stolze, H., Vieregg, P., Deuschl, G. (2006). *Gangstörungen und Stürze*. Stuttgart: Gerontoneurologie. Thieme.
- Stone, R. J. (2001). Haptic Feedback: A Brief History from Telepresence to Virtual Reality. In S. Brewster & R. Murray-Smith (Eds.), *Lecture Notes in Computer Science: Vol. 2058. Haptic Human-Computer Interaction: First International Workshop Glasgow, UK, August 31 - September 1, 2000 Proceedings*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Styns, F., van Noorden, L., Moelants, D., & Leman, M. (2007). Walking on music. *Human Movement Science*, 26(5), 769–785.
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.07.007>
- Suppé, B., & Bongartz, M. (Eds.) (2013). *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt: Gehen - Analyse und Intervention*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag.
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait & posture*, 6(2), 163–170. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5)
- Szczerbik, E., & Kaloniwska, M. (2011). The influence of knee marker placement error on evaluation of gait kinematic parameters. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 13(3), 43–46.
- Thermann, H., Springer, J., & Driessen, A. (2003). Minimalinvasive unikondyläre Knieendoprothetik. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54(1), 78–82.
- Thiele, C. (2010). *Mensch, Körper pocket: Einführung in Bau, Funktion und Krankheit* (2. Aufl., Mai 2010). Grünwald: Börm Bruckmeier.
- Thielman, G. (2010). Rehabilitation of reaching poststroke: a randomized pilot investigation of tactile versus auditory feedback for trunk control. *Journal of Neurolologic Physical Therapy* : JNPT, 34(3), 138–144.
<https://doi.org/10.1097/NPT.0b013e3181efa1e8>
- Thomas, W., Luente, L., Benecke, P., Busch, C. L., & Grundeis, H. (2006). Der mediale Zugang am Hüftgelenk zur Implantation von Endoprothesen. *Der Orthopäde*, 35(7), 769–775. <https://doi.org/10.1007/s00132-006-0970-6>

- Tuncel, T., Simon, S., & Peters, K. M. (2015). Flexibilisierte Rehabilitationsdauer nach alloplastischem Hüft- und Kniegelenkersatz. *Der Orthopäde*, 44(6), 465–473. <https://doi.org/10.1007/s00132-015-3089-9>
- Tyler, D. J. (2015). Neural interfaces for somatosensory feedback: bringing life to a prosthesis. *Current Opinion in Neurology*, 28(6), 574–581. <https://doi.org/10.1097/WCO.0000000000000266>
- Universität Basel, Institut für Psychologie (2007). Zusammenfassung der APA-Normen zur Gestaltung von Manuskripten. Retrieved from http://www.gillesdutilh.com/BAmaterials/Zusammenfassung_APAPA.pdf
- Van den Heuvel, M. R. C., Kwakkel, G., Beek, P. J., Berendse, H. W., Daffertshofer, A., & van Wegen, E. E. H. (2014). Effects of augmented visual feedback during balance training in Parkinson's disease: a pilot randomized clinical trial. *Parkinsonism & Related Disorders*, 20(12), 1352–1358. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2014.09.022>
- Van der Most, R., & Wohlmuth, P. (2017). Prehabilitation – fit vor und nach der Knie- und Hüftprothese. *Phys Med Rehab Kuror*, 27(04), 239–245. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1605409>
- Van Dijk, H., Jannink, M. J. A., & Hermens, H. J. (2005). Effect of augmented feedback on motor function of the affected upper extremity in rehabilitation patients: a systematic review of randomized controlled trials. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(4), 202–211. <https://doi.org/10.1080/16501970510030165>
- Vasudevan, P. N., Vaidyalingam, K. V., & Nair, P. B. (1997). Can Trendelenburg's Sign Be Positive If The Hip Is Normal? *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79(3), 462–466. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.79B3.7495>
- Vicon Motion Systems Ltd UK (2019). Retrieved from <https://www.vicon.com/applications/>
- Vogt, L., & Banzer, W. (2005). Instrumentelle Ganganalyse. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(4), 108–109.
- Vogt, L., Brettmann, K., Blaetter, T., Banzer, W., Galm, R., & Pfeifer, K. (2004). Analyse gesundheitsbezogener Lebensqualität und ganganalytischer Parameter. *Sportverletzung Sportschaden*, 18(2), 55–57.

- Vorwerk, L., & Miltner, W. H. R. (2011). Therapie motorischer Störungen. In M. Linden (Ed.), *Verhaltenstherapiemanual*. Wiesbaden: Springer Fachmedien.
- Walker, C., Brouwer, B. J., & Culham, E. G. (2000). Use of Visual Feedback in Retraining Balance Following Acute Stroke. *Physical therapy*, 80(9).
- Walther, M. (2009). Gang- und Laufbandanalyse. In M. Engelhardt & S. Albrecht (Eds.), *Sportverletzungen: Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen ; [offizielles Manual der GOTS ; mit dem Plus im Web ; Zugangscode im Buch]* (2nd ed., pp. 141–153). München: Elsevier Urban & Fischer.
- Wegener, R., Payne, E., Zdenek, K., Klima, H., Fenner, V., & St. Gallen (2013). Nutzen-und-Anwendung-der-Ganganalyse-in-der-Kinderorthopädie. *Hausarzt Praxis*, 6.
- Weimann, G. (1994). „Bewegungstherapie“ und „Krankengymnastik“ - ein Vorschlag zur begrifflichen Klärung. *Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurort-medizin*, 04(02), 61–63. <https://doi.org/10.1055/s-2008-1062009>
- Wendorff, T., Linnemann, M., & Lemke, M. R. (2002). Lokomotion und Depression: Klinik und Physiologie des Ganges bei Morbus Parkinson und affektiven Störungen. *Fortschritte der Neurologie-Psychiatrie*, 70, 289–296.
- Wengler, A., & Mansky, T. (2013). Häufigkeit von Hüft- und Kniegelenkersatz in Deutschland und den USA. *12. Deutscher Kongress für Versorgungsforschung. Berlin, 23.-25.10.2013. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House;*
- Wessinghage, D. (2000). Historische Aspekte des Gelenkersatzes: Eine bibliographische Studie. *Der Orthopäde*. (29), 1067–1071.
- Westhoff, B., Hirsch, M. A., Hefter, H., Wild, A., & Krauspe, R. (2004). Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse? *Sportverletzung Sportschaden: Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin*, 18(2), 76–79. <https://doi.org/10.1055/s-2004-813229>
- Whittle, M. W. (2002). *Gait Analysis – an Introduction*. 3. Auflage. Oxford: Butterworth-Heinemann.
- Wieben, K., & Falkenberg, B. (2008). *Muskelfunktionen: Prüfung und klinische Bedeutung*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.

- Wimmer, D., Majewski, M., Pagenstert, G., Valderrabana, V., & Nowakowski, A. M. (2012). Sport nach Hüft- und Kniegelenksendoprothetik. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 60(2), 80–82.
- Winstein, C. J., & Schmidt, R. A. (1990). Reduced frequency of knowledge of results enhances motor skill learning. *Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory, and Cognition*, 16(4), 677–691. <https://doi.org/10.1037/0278-7393.16.4.677>
- Winter, D. A. (1991). *Biomechanics and motor control of human gait: Normal, Elderly and Pathological* (2. ed.). Waterloo: Waterloo Biomechanics; Univ. of Waterloo Press.
- Winter, E. (2009). Entwicklung und aktueller Stand der Hüftendoprothetik. In E. Wintermantel & S.-W. Ha (Eds.), *Medizintechnik* (pp. 1667–1697). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-93936-8_74
- Witte, K. (2018). *Ausgewählte Themen der Sportmotorik für das weiterführende Studium (Band 2)*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.
- Wood, C. M., & Kipp, K. (2014). Use of audio biofeedback to reduce tibial impact accelerations during running. *Journal of Biomechanics*, 47(7), 1739–1741. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.03.008>
- Yamakado, K., Kitaoka, K., Yamada, H., Hashiba, K., Nakamura, R., & Tomita, K. (2003). Influence of stability on range of motion after cruciate-retaining TKA. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 123(1), 1–4. <https://doi.org/10.1007/s00402-002-0453-0>
- Yatani, K., Banovic, N., & Truong, K. N. (2012). *SpaceSense: Representing Geographical Information to Visually Impaired People Using Spatial Tactile Feedback: The 30th ACM Conference on Human Factors in Computing Systems; Austin, Texas, USA, May 5 - 10, 2012*. New York, NY: ACM.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A. (2003). Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait and Posture*, 17, 1–17.
- Zebris medical GmbH (2007). *WinGait 3.1.x für Windows: Bedienungsanleitung*.

- Zebris medical GmbH (2017). *FDM THQ Laufband-System zur Stand- und Ganganalyse*.
- Zebris medical GmbH (2019). Rehawalk [Computer software]: zebris medical GmbH.
- Zeni, J., Abujaber, S., Flowers, P., Pozzi, F., & Snyder-Mackler, L. (2013). Biofeedback to promote movement symmetry after total knee arthroplasty: a feasibility study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(10), 715–726. <https://doi.org/10.2519/jospt.2013.4657>
- Zeni, J. A., Flowers, P., Bade, M., Cheuy, V., Stevens-Lapsley, J., & Snyder-Mackler, L. (2019). Stiff knee gait may increase risk of second total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 37(2), 397–402. <https://doi.org/10.1002/jor.24175>
- Zhang, Y., Fernando, T., Xiao, H., & Travis, A. R. L. (2006). Evaluation of Auditory and Visual Feedback on Task Performance in a Virtual Assembly Environment. *Presence*, 15(6), 613–626.
- Zhang, Y., Sotudeh, R., & Fernando, T. (2005). The Use of Visual and Auditory Feedback for Assembly Task Performance in a Virtual Environment. *Proceedings of the 21st spring conference on Computer graphics*, 59–66.
- Zhu, Y., Nakamura, M., Horiuchi, T., Kohno, H., Takahashi, R., Terada, H., & Haro, H. (2013). New wearable walking-type continuous passive motion device for post-surgery walking rehabilitation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 227(7), 733–745. <https://doi.org/10.1177/0954411913481557>

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe angefertigt zu haben. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus Veröffentlichungen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Ferner versichere ich, die gelieferten Zeichnungen und bildlichen Darstellungen selbstständig angefertigt zu haben. Alle Hilfsmittel, die für die Erstellung der vorliegenden Arbeit benutzt wurden, befinden sich im Literaturverzeichnis.

Paderborn, den 13. April 2020



Juliane Pietschmann

Anhang

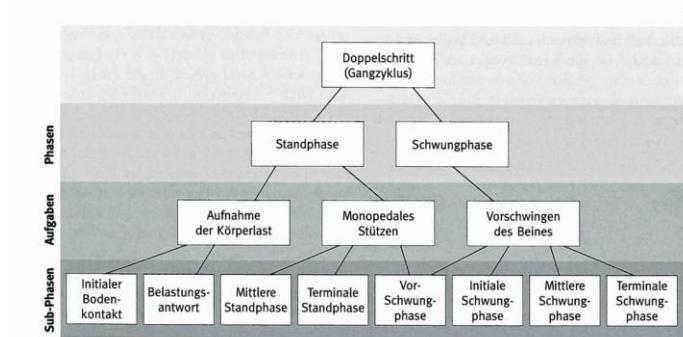


Abbildung 217: Gliederung des gesamten Gangzyklus aus (Perry, 2003, S. 3)

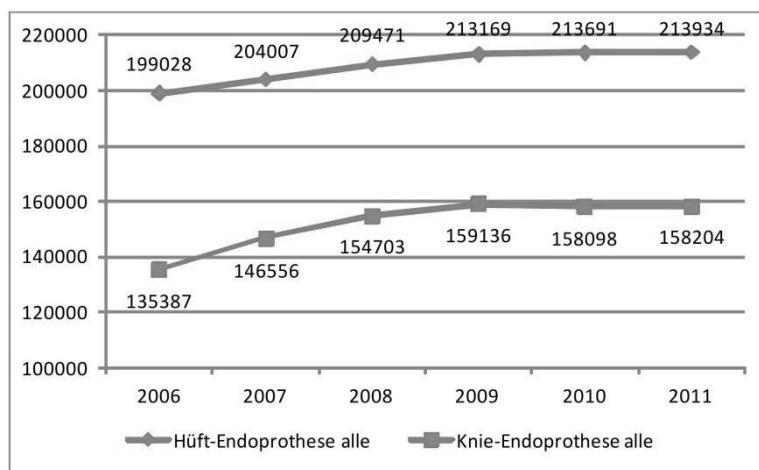


Abbildung 218: Entwicklung der Fallzahlen endoprothetischer Versorgung von 2006 – 2011 aus (hkkg Gesundheitsreport, 2013)

Analysemethode	Anwender	Zielsetzung	Typische eingesetzte Verfahren
Wissenschaftliche Ganganalyse	► Medizin ► Wissenschaft	► Medizinische Diagnostik ► Anwendungsforschung ► Wissenschaftliche Grundlagenforschung	► Kinemetrie, Dynamometrie ► Elektromyographie ► Videoaufnahme (2D) → nur in Kombination sinnvoll ► Simulation
Medizinische Ganganalyse	► Orthopädischuhtechnik ► Orthopädietechnik ► Physiotherapie	► Gangbildstörungen analysieren ► Versorgung/Therapie festlegen ► Verlaufskontrolle	► Videoaufnahme (2D) ► softwaregestützte Winkelauflistung ► kinetische Analysen (Pedographie)
Visuelle Ganganalyse	► Physiotherapie ► Sportschuhhandel	► Gangbildvarianten festlegen ► Sportschuh empfehlen	► Videoaufnahme (2D) ► visuelle Analyse

Abbildung 219: Analysemethoden und Fragestellungen in der Ganganalyse aus (Ludwig, 2012) und (Wegener et al., 2013)

Projekt: Zurück zum normalem Gang																			
Interventionsstudien							Kontroll- und Vergleichsgruppen												
Teilstudien						Hauptstudie	Teilstudien												
Visuelles Training / Fußabdrücke	Virtuelles Training / Forest Walk	Taktiles Training/ Robowalk	Laufbandtraining	Auditives Training	Kontrollgruppe ohne Intervention	Junge Vergleichsgruppe	Mittlere Vergleichsgruppe	Altersadäquate Vergleichsgruppe											
Geschlecht: männl. u. weibl. Indikation: Hüft- und Knie-TEP Einschlusskriterien: Das Gehen ohne Unterarmgehstützen muss möglich und durch den Arzt erlaubt sein Ausschlusskriterien: Neurologische Vorerkrankungen oder andere Erkrankungen die gegen ein Laufbandtraining sprechen												Keine orthopädischen Vorerkrankungen							
17 VPN Hüfte	15 VPN Knie	19 VPN Hüfte	19 VPN Knie	20 VPN Hüfte	22 VPN Knie	17 VPN Hüfte	22 VPN Knie	21 VPN Hüfte	22 VPN Knie	36 VPN Hüfte	25 VPN Knie	49 VPN	44 VPN	43 VPN					
Alter: 45 – 75 Jahre						Alter: 20 – 30 Jahre						Alter: 30 – 45 Jahre	Alter: 45 – 75 Jahre						
Messzeitpunkt 1 (MZP1) <ul style="list-style-type: none"> Erhebung der Patienteninformation sowie der Anamnese Vorbereitung und Verkabelung des Patienten Durchführung der 3D-Ganganalyse mit zwei verschiedenen Geschwindigkeiten mit Schuhen (Wohlfühlgeschwindigkeit und zügige Geschwindigkeit) <ul style="list-style-type: none"> Entfernung der Verkabelung Durchführung der Kurzganganalyse barfuß mit selbigen Geschwindigkeiten wie bei der 3D- Ganganalyse Durchführung der 4D-Wirbelsäulenvermessung statisch und dynamisch mit Schuhen und barfuß mit den gleichen Geschwindigkeiten der 3D-Ganganalyse Instruktionen zur 3D- Bewegungs- /Ganganalyse Sie erhalten für jeden Schritt der Untersuchung separate Instruktionen. Sie können die Messungen jederzeit ohne Folgen beenden.																			
3D-Analyse mit Schuhen Standanalyse Zuerst wird eine Standanalyse durchgeführt, dazu bitte die Arme locker neben dem Körper hängen lassen und entspannt gerade aus schauen. Ganganalyse 1. Wir beginnen nun mit der Eingewöhnungsphase auf dem Laufband. (Erklärung der Laufbandeinstellung) Wohlfühlgeschwindigkeit 1. Wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit, diese sollte Ihre Wohlfühlgeschwindigkeit sein. Sie haben etwas Zeit die Geschwindigkeit einzustellen und sich daran zu gewöhnen. (Proband ein paar Minuten ca. 3-5min einlaufen lassen) 2. Ist das Ihre Wohlfühlgeschwindigkeit oder möchten Sie diese noch korrigieren? Zügige Geschwindigkeit 1. Wählen Sie nun bitte eine zügige Ganggeschwindigkeit, eine die Sie sich derzeitig zutrauen. Sie sollten diese Geschwindigkeit max. 2 Minuten beibehalten können. Bitte nicht Joggen! (Proband ein paar Minuten ca. 3-5min einlaufen lassen) 2. Ist das Ihre zügige Geschwindigkeit oder möchten Sie diese noch korrigieren?																			
Standanalyse barfuß 1. Zuerst wird eine Standanalyse durchgeführt, dazu bitte die Arme locker neben dem Körper hängen lassen und entspannt gerade aus schauen. Ganganalyse barfuß 1. Es werden nun dieselben Geschwindigkeiten wie bei der vorherigen Ganganalyse eingestellt. 2. Wir beginnen mit der Wohlfühlgeschwindigkeit. Im Anschluss daran wird, Ihre zügige Geschwindigkeit eingestellt.																			
6 Trainingseinheiten							Keine zusätzliche Interventionen												
MZP2																			

Abbildung 220: Überblick über das Projekt Zurück zum normalen Gang; inklusive Instruktionen der MZPs

Probandeninformation – Hüftpatienten

Seite 1



Klinik Lindenplatz GmbH
Institut für Biomechanik
Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“



Patienteninformation

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

im Rahmen einer wissenschaftlichen Studie, in Zusammenarbeit mit der Universität Paderborn wird in der Klinik Lindenplatz im Institut für Biomechanik ein zusätzliches Gangtraining für Patienten mit endoprothetischem Ersatz des Hüftgelenks angeboten. Es findet ein 2-wöchiges Gangtraining über 6 Trainingseinheiten von maximal 20 Minuten Dauer statt. Die Trainingsdauer und die Geschwindigkeit kann von Ihnen selbst festgelegt werden. Zusätzlich werden zwei Ganganalysen (eine zu Beginn der Trainingsphase und eine zum Ende nach den Trainingseinheiten) durchgeführt. Die Teilnahme an der Studie ist für Sie kostenfrei. Alle Trainingseinheiten werden in Ihren Behandlungsplan so eingeplant, dass Sie keine der bereits feststehenden Anwendungen versäumen.

1. Zweck der Studie

Das Ziel der Ganganalyse besteht darin, Veränderungen im Gangbild im Rehaverlauf zu erfassen und evtl. noch verbleibende Defizite aufzuzeigen.

2. Ablauf der Studie

Beide Untersuchungstermine laufen komplett identisch ab. Zu Beginn wird eine 3D-Ganganalyse zuerst mit Schuhen und dann ohne Schuhe durchgeführt. Im Anschluss wird zuerst eine statische und dann eine dynamische 4D-Wirbelsäulenvermessung mit gleichen Geschwindigkeiten wie bei der 3D-Ganganalyse durchgeführt. Im Anschluss erhalten Sie die komplette Auswertung beider Termine.

3. Risiken

Während der Studie gehen Sie gesichert auf einem Laufband. Sie werden während der Studie keiner Belastung ausgesetzt, die über das normale Maß der therapeutischen Behandlung hinausgeht, sodass keine besonderen Nebenwirkungen zu erwarten sind.

4. Vertraulichkeit

Die ärztliche Schweigepflicht bleibt gewahrt. Die Bestimmungen des Datenschutzes werden eingehalten. Ihre Daten werden ausschließlich zu rein wissenschaftlichen Zwecken verwendet und anonymisiert behandelt.

5. Bild- und Tonaufnahmen

Im Rahmen dieser Studie werden Videoaufnahmen sagittal getätigt. Diese werden hauptsächlich zur Auswertung von Veränderungen zwischen den Messzeitpunkten herangezogen. Auszüge dieser Videos erhalten Sie beim Abschluss dieser Studie. Es erfolgt keine Veröffentlichung dieser Bildaufnahmen.

Seite 2



Klinik Lindenplatz GmbH
Institut für Biomechanik
Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“

**6. Freiwilligkeit**

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Sie können ihre Zusage jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne, dass Sie Nachteile befürchten müssen, zurückziehen. Beim vorzeitigen Beenden der Untersuchung erfolgt eine sofortige Löschung der erhobenen Daten.

Einverständniserklärung

Hiermit bestätige ich, _____ (Versuchsleiter) den Probanden mündlich und schriftlich über die oben aufgeführten Punkte informiert und aufgeklärt zu haben.

Datum, Ort:_____
Unterschrift Versuchsleiter:_____

Ich bin über Zweck, Ablauf und mögliche Risiken der Untersuchung mündlich und schriftlich aufgeklärt worden.

Ich bin damit einverstanden, dass meine Daten erhoben und zu rein wissenschaftlichen Zwecken anonymisiert verwendet werden.

Mir wurde ein Exemplar der Einverständniserklärung, vom Versuchsleiter unterschrieben, ausgehändigt.

Ich erkläre mich mit der Teilnahme an der Untersuchung des Institutes für Biomechanik der Klinik Lindenplatz und der Universität Paderborn einverstanden.

Name, Vorname:_____
Datum, Ort:_____
Unterschrift Teilnehmer:_____

Probandeninformation – Kniepatienten

Seite 1



Klinik Lindenplatz GmbH
Institut für Biomechanik
Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“



Patienteninformation

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

im Rahmen einer wissenschaftlichen Studie, in Zusammenarbeit mit der Universität Paderborn wird in der Klinik Lindenplatz im Institut für Biomechanik ein zusätzliches Gangtraining für Patienten mit endoprothetischem Ersatz des Kniegelenks angeboten. Es findet ein 2-wöchiges Gangtraining über 6 Trainingseinheiten von maximal 20 Minuten Dauer statt. Die Trainingsdauer und die Geschwindigkeit kann von Ihnen selbst festgelegt werden. Zusätzlich werden zwei Ganganalysen (eine zu Beginn der Trainingsphase und eine zum Ende nach den Trainingseinheiten) durchgeführt. Die Teilnahme an der Studie ist für Sie kostenfrei. Alle Trainingseinheiten werden in Ihren Behandlungsplan so eingeplant, dass Sie keine der bereits feststehenden Anwendungen versäumen.

1. Zweck der Studie

Das Ziel der Ganganalyse besteht darin, Veränderungen im Gangbild im Rehaverlauf zu erfassen und evtl. noch verbleibende Defizite aufzuzeigen.

2. Ablauf der Studie

Beide Untersuchungstermine laufen komplett identisch ab. Zu Beginn wird eine 3D-Ganganalyse zuerst mit Schuhen und dann ohne Schuhe durchgeführt. Im Anschluss wird zuerst eine statische und dann eine dynamische 4D-Wirbelsäulenvermessung mit gleichen Geschwindigkeiten wie bei der 3D-Ganganalyse durchgeführt. Im Anschluss erhalten Sie die komplette Auswertung beider Termine.

3. Risiken

Während der Studie gehen Sie gesichert auf einem Laufband. Sie werden während der Studie keiner Belastung ausgesetzt, die über das normale Maß der therapeutischen Behandlung hinausgeht, sodass keine besonderen Nebenwirkungen zu erwarten sind.

4. Vertraulichkeit

Die ärztliche Schweigepflicht bleibt gewahrt. Die Bestimmungen des Datenschutzes werden eingehalten. Ihre Daten werden ausschließlich zu rein wissenschaftlichen Zwecken verwendet und anonymisiert behandelt.

5. Bild- und Tonaufnahmen

Im Rahmen dieser Studie werden Videoaufnahmen sagittal getätigt. Diese werden hauptsächlich zur Auswertung von Veränderungen zwischen den Messzeitpunkten herangezogen. Auszüge dieser Videos erhalten Sie beim Abschluss dieser Studie. Es erfolgt keine Veröffentlichung dieser Bildaufnahmen.

Seite 2



Klinik Lindenplatz GmbH
Institut für Biomechanik
Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“

**6. Freiwilligkeit**

Die Teilnahme an der Studie ist freiwillig. Sie können ihre Zusage jederzeit ohne Angaben von Gründen und ohne, dass Sie Nachteile befürchten müssen, zurückziehen. Beim vorzeitigen Beenden der Untersuchung erfolgt eine sofortige Löschung der erhobenen Daten.

Einverständniserklärung

Hiermit bestätige ich, _____ (Versuchsleiter) den Probanden mündlich und schriftlich über die oben aufgeführten Punkte informiert und aufgeklärt zu haben.

Datum, Ort:_____

Unterschrift Versuchsleiter:_____

Ich bin über Zweck, Ablauf und mögliche Risiken der Untersuchung mündlich und schriftlich aufgeklärt worden.

Ich bin damit einverstanden, dass meine Daten erhoben und zu rein wissenschaftlichen Zwecken anonymisiert verwendet werden.

Mir wurde ein Exemplar der Einverständniserklärung, vom Versuchsleiter unterschrieben, ausgehändigt.

Ich erkläre mich mit der Teilnahme an der Untersuchung des Institutes für Biomechanik der Klinik Lindenplatz und der Universität Paderborn einverstanden.

Name, Vorname:_____

Datum, Ort:_____

Unterschrift Teilnehmer:_____

Anamnesebogen



Klinik Lindenplatz GmbH
Institut für Biomechanik
 Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“



Anamnesebogen

Trainingsgruppe _____ Pat. ID: _____

Name: _____ Vorname: _____

Alter: _____ Geschlecht: weiblich männlich

Geburtsdatum: _____ Bauchumfang: _____

Gewicht: _____ Größe: _____

Hüft- TEP
 Knie- TEP

rechts links

Orthopädische Einlagen: _____

Orthopädische Vorerkrankungen:

Akute Rückenbeschwerden: _____

Neurologische Vorerkrankungen:

Sportliche Vorerfahrungen:

Laufbanderfahrung: _____

Kindheit / Jugend:

In den letzten Jahren:

Schmerzmitteleinnahme: _____

Aktuelles Schmerzempfinden:

0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	----



Kein Schmerz



Unerträglicher
Schmerz

Fragebogen



→
→

Klinik·Lindenplatz·GmbH¶
Institut·für·Biomechanik¶

Projekt: „Wiederherstellung des normalen Gangs“¶



Fragebogen:¶

Name: _____ Gruppe: _____ ¶

1.→Haben Sie das Training als angenehm empfunden?¶

Ja → ·□ → Nein → □ → → teils·teils → ·□¶

Wenn·Nein/teils·teils,·warum?¶

¶

2.→Haben Sie die Dauer des Trainings als angemessen empfunden?¶

Ja → ·□ → Nein → □ → → teils·teils → ·□¶

Wenn·Nein/teils·teils,·warum?¶

¶

3.→Konnten Sie einen „gleichmäßigen Gang“ einhalten?¶

Ja → ·□ → Nein → □ → → ¶

Wenn·Nein,·warum?¶

¶

4.→Ist es Ihnen gelungen, sich bewusst auf Ihren Gang zu konzentrieren?¶

Ja → ·□ → Nein → □ → → teils·teils → ·□¶

Wenn·Nein/teils·teils,·warum?¶

¶

5.→Was waren die Gründe für ein evtl. vorzeitiges Beenden des Trainings?¶

¶

6.→Wie würden Sie das Training optimieren?¶

¶

Vielen Dank für Ihre Teilnahme!!!¶

Instruktionen 3D- Bewegungs-/ Ganganalyse

MZP1 und MZP2

Sie erhalten für jeden Schritt der Untersuchung separate Instruktionen. Sie können die Messungen jederzeit ohne Folgen beenden.

3D - Standanalyse mit Schuhen

1. Zuerst wird eine Standanalyse durchgeführt, dazu bitte die Arme locker neben dem Körper hängen lassen und entspannt gerade aus schauen.

3D – Ganganalyse mit Schuhen

1. Wir beginnen nun mit der Eingewöhnungsphase auf dem Laufband. (Erklärung der Laufbandeinstellung)

Wohlfühlgeschwindigkeit

2. Wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit, diese sollte Ihre Wohlfühlgeschwindigkeit sein. Sie haben etwas Zeit die Geschwindigkeit einzustellen und sich daran zu gewöhnen. (Proband 3 Minuten einlaufen lassen)
2. Ist das Ihre Wohlfühlgeschwindigkeit oder möchten Sie diese noch korrigieren?

Zügige Geschwindigkeit

1. Wählen Sie nun bitte eine zügige Ganggeschwindigkeit, eine die Sie sich derzeitig zutrauen. Sie sollten diese Geschwindigkeit mind. 2 Minuten beibehalten können. Bitte nicht Joggen! (Proband 3 Minuten einlaufen lassen)
2. Ist das Ihre zügige Geschwindigkeit oder möchten Sie diese noch korrigieren?

Standanalyse barfuß

1. Zuerst wird eine Standanalyse durchgeführt, dazu bitte die Arme locker neben dem Körper hängen lassen und entspannt gerade aus schauen.

Ganganalyse barfuß

1. Es werden nun dieselben Geschwindigkeiten wie bei der vorherigen Ganganalyse eingestellt.
2. Wir beginnen mit der Wohlfühlgeschwindigkeit.
3. Wir beginnen jetzt mit der zügigen Geschwindigkeit.

Instruktion Laufbandtraining

Instruktion Interventionsgruppe - Laufband

1. Zuerst wird eine Eingewöhnungsphase von 3 Minuten durchgeführt. In dieser Zeit wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit. Nach der Eingewöhnungsphase sollte die von Ihnen gewählte Geschwindigkeit beibehalten werden.
2. Bitte versuchen Sie während des Gehens auf einen gleichmäßigen Gang zu achten! Versuchen Sie bewusst auf Ihren Gang zu konzentrieren!
3. Die Dauer der Trainingseinheit dürfen Sie selbstständig bestimmen, maximal wird diese jedoch 20 Minuten betragen. Sie dürfen also das Training jederzeit beenden. Nach maximal 20 Minuten wird das Training automatisch beendet.
4. Haben Sie noch Fragen?

Instruktion visuelles Feedbacktraining

Instruktion Interventionsgruppe – Projektion Fußabdrücke

1. Zuerst wird eine Eingewöhnungsphase von 3 Minuten durchgeführt. In dieser Zeit wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit. Nach der Eingewöhnungsphase sollte die von Ihnen gewählte Geschwindigkeit beibehalten werden.
2. Versuchen Sie sich während des Gehens auf die auf das Laufband projizierten Fußabdrücke zu konzentrieren und diese so gut wie möglich zu treffen.
3. Die Dauer der Trainingseinheit dürfen Sie selbstständig bestimmen, maximal wird diese jedoch 20 Minuten betragen. Sie dürfen also das Training jederzeit beenden. Nach maximal 20 Minuten wird das Training automatisch beendet.
4. Haben Sie noch Fragen?

Instruktion virtuelles Feedbacktraining

Instruktion Interventionsgruppe - Forestwalk

1. Zuerst wird eine Eingewöhnungsphase von 3 Minuten durchgeführt. In dieser Zeit wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit. Nach der Eingewöhnungsphase sollte die von Ihnen gewählte Geschwindigkeit beibehalten werden.
2. Versuchen Sie sich während des Gehens auf den auf dem Bildschirm dargestellten Weg zu konzentrieren und den Hindernissen so gut wie möglich auszuweichen.
3. Die Dauer der Trainingseinheit dürfen Sie selbstständig bestimmen, maximal wird diese jedoch 20 Minuten betragen. Sie dürfen also das Training jederzeit beenden. Nach maximal 20 Minuten wird das Training automatisch beendet.
4. Haben Sie noch Fragen?

Instruktion Robowalk Training / Expandertraining

Zu Beginn erfolgt eine 3-minütige Eingewöhnungsphase auf dem Laufband, in der Sie eine für Sie angenehme Geschwindigkeit wählen, die sie auch länger durchhalten können. Anschließend werden die Expander an Ihnen befestigt. Es folgt ein 15-minütiges Expandertraining auf dem Laufband. Zum Schluss schließt sich noch 5-minütiges Gangtraining auf dem Laufband ohne Expander an.

Ganganalyse Prä-Training ohne Expander

1. Sie haben nun 3 Minuten Zeit, eine angenehme Geschwindigkeit zu wählen.
Wenn Sie diese gefunden haben, so geben Sie uns bitte Bescheid!

Ganganalyse mit Expander

1. Sie haben nun 15 Minuten Zeit, mit ihrer im Vorfeld selbst gewählten Geschwindigkeit, die wir nun für Sie einstellen, mit den Expandern zu trainieren und auf dem Laufband zu gehen.
2. Sie können die Messungen jederzeit ohne Folgen beenden.
3. Konzentrieren Sie sich auf Ihren Gang.

Ganganalyse Post-Training ohne Expander

1. Sie haben nun noch einmal 5 Minuten Zeit, auf dem Laufband ohne Expander zu trainieren und zu gehen.

Instruktionen zur Sonifikation / auditives Feedbacktraining

Eingewöhnungsphase - Erläuterung

5. Zuerst wird eine Eingewöhnungsphase von 3 Minuten durchgeführt. In dieser Zeit wählen Sie bitte eine für Sie angenehme Geschwindigkeit, die Sie auch über einen längeren Zeitraum beibehalten können.
6. Nach der 3-minütigen Eingewöhnungsphase, wird das Laufband kurz angehalten und die Sensoren zur Ver-tonung Ihres Gangbildes an ihren Beinen angebracht.
7. Sie hören dann für 6 Minuten eine Tonfolge Ihres operierten und nicht operierten Beins. Danach erfolgt eine 4-minütige Phase ohne Ton. Im Anschluss daran, wird das Laufband noch einmal kurz gestoppt, um die Sensoren neu zu kalibrieren. Darauffolgend, hören Sie die Tonfolge dann für 4 Minuten und es schließt sich daran eine 6-minütige Phase ohne Tonfolge an.
8. Die Dauer der Trainingseinheit dürfen Sie selbstständig bestimmen, maximal wird diese jedoch 20 Minuten betragen. Sie dürfen also das Training jederzeit beenden. Nach maximal 20 Minuten wird das Training automatisch beendet.

Trainingsphase – Instruktion mit Tonfolge

9. Versuchen Sie während des Gehens auf die Töne des rechten und linken Beins zu achten.
10. Versuchen Sie sich auf Ihren Gang zu konzentrieren und die Töne des operierten, an die des nicht operierten Beins anzupassen, sodass die Tonfolge beider Beine gleich klingt!
11. Es wird die Kniebeugung und Kniestreckung vertont! Je gleichmäßiger die Tonfolge beider Beine, umso gleichmäßiger beugen und strecken Sie Ihre Knie.

Trainingsphase – Instruktion ohne Tonfolge

12. In der Zeit in der keine Rückmeldung der Töne erfolgt, versuchen Sie sich bitte ebenfalls auf Ihren Gang zu konzentrieren und ein rhythmisches und flüssiges Gangbild beizubehalten.
13. Haben Sie noch Fragen?

Tabelle 79: Kennwerte - Gangparameter

Gang-parameter	Schrittänge [cm]				Standphase [%]				Stoßdämpfungphase [%]				Mittlere Standphase [%]				Doppelschritt-länge [cm]		Doppelstand-phase [%]		Kadenz [Schritte / Minute]		Geschwindigkeit [km/h]	
	OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts		MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2
	Gruppen	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	
H_KG	42,8	54,0	41,0	53,3	67,8	65,8	69,1	66,8	19,5	16,9	17,3	15,8	30,9	33,2	32,2	34,2	83,8	107,3	36,9	32,7	94,7	106,0	2,5	3,3
H_LBT	39,1	57,3	37,3	55,3	67,9	65,2	70,5	66,6	19,9	16,2	18,4	15,6	29,5	33,4	32,1	34,8	76,4	112,6	38,3	31,8	87,1	95,8	2,1	3,4
H_visFT	42,0	60,5	41,9	60,2	67,4	64,7	69,0	65,5	18,8	15,8	17,6	14,5	30,9	34,5	32,6	35,3	83,9	120,7	36,5	30,2	91,3	103,6	2,3	3,8
H_virtFT	46,6	60,3	45,5	59,2	68,0	65,5	68,2	65,5	18,4	15,7	17,8	15,3	31,9	34,5	32,0	34,5	92,0	119,4	36,2	31,0	86,6	103,1	2,4	3,7
H_audFT	40,4	62,8	40,7	61,4	68,6	64,2	69,8	65,0	20,0	15,0	18,4	14,3	30,2	35,0	31,4	35,8	81,0	124,2	38,4	29,2	86,6	106,4	2,1	4,0
H_takFT	42,6	58,6	43,3	58,2	68,1	65,6	68,9	66,1	18,8	15,9	18,3	15,8	31,1	33,9	31,9	34,4	85,9	116,8	37,0	31,8	91,1	103,1	2,4	3,7
K_KG	35,6	46,3	34,6	45,1	69,0	67,5	71,9	69,6	22,0	19,2	18,9	18,0	28,1	30,4	30,9	32,5	70,1	91,4	40,9	37,1	85,9	95,2	1,8	2,6
K_LBT	41,0	54,8	41,4	55,9	67,1	65,0	70,9	67,4	20,6	16,7	17,5	15,7	29,0	32,7	32,9	35,0	82,4	110,7	38,1	32,4	89,6	98,7	2,3	3,3
K_visFT	46,1	60,9	44,4	60,5	67,5	64,9	69,6	66,9	19,1	16,1	18,1	15,7	30,3	33,1	32,5	35,1	90,5	121,3	37,2	31,8	90,7	98,2	2,5	3,7
K_virtFT	35,4	48,9	35,6	48,6	69,6	67,5	71,9	68,8	21,5	18,6	20,1	17,6	28,1	31,2	30,3	32,5	70,9	97,4	41,6	36,2	82,6	90,1	1,8	2,7
K_audFT	39,0	58,6	39,0	57,5	68,6	66,1	71,4	67,8	21,1	17,2	18,9	16,6	28,6	32,2	31,4	33,9	78,0	116,1	40,0	33,9	81,6	95,3	1,9	3,3
K_takFT	45,9	60,1	44,4	58,6	66,8	64,3	70,5	67,4	20,2	16,5	17,1	15,2	29,5	32,6	33,2	35,7	90,3	118,7	37,3	31,7	93,2	106,8	2,5	3,9
AVG	75,6	-	76,0	-	62,0	-	62,2	-	12,2	-	12,0	-	37,8	-	38,0	-	151,6	-	24,2	-	124,9	-	5,7	-

Tabelle 80: Kennwerte - Dynamik

Parameter	Dynamik % KG			
	OP/links		NOP/rechts	
Gruppen	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2
H_KG	13,2	21,0	15,0	25,8
H_LBT	10,5	22,4	10,2	27,5
H_visFT	10,0	23,5	11,7	31,7
H_virtFT	12,3	23,9	13,2	28,9
H_audFT	10,1	21,9	11,7	26,5
H_takFT	11,7	21,2	12,7	28,1
K_KG	8,6	11,6	7,6	13,1
K_LBT	8,0	15,5	11,4	22,3
K_visFT	13,2	21,4	16,2	25,2
K_virtFT	7,0	11,5	8,7	13,9
K_audFT	7,1	14,7	5,7	19,6
K_takFT	9,3	17,8	13,8	29,3
AVG	66,0	-	67,8	-

Tabelle 81: Kennwerte - Bewegungsumfang

Parameter	Bewegungsumfang Becken [°]				Bewegungsumfang Hüftgelenk [°]				Bewegungsumfang Kniegelenk [°]				Bewegungsumfang Sprunggelenk [°]			
	OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts		OP/links		NOP/rechts	
Gruppen	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2
H_KG	5,8	6,8	5,9	6,7	28,0	32,5	35,9	39,7	52,4	60,3	54,2	62,1	24,1	30,0	26,6	31,0
H_LBT	6,0	6,9	6,0	7,0	26,5	30,7	38,5	41,7	51,7	60,5	55,8	62,7	21,3	26,7	23,7	27,8
H_visFT	6,0	6,1	5,9	6,0	28,5	31,7	37,8	42,0	50,9	61,7	58,3	62,1	22,1	31,2	24,0	30,4
H_virtFT	5,4	6,3	5,5	6,2	34,9	39,4	42,6	44,0	55,1	60,0	58,2	60,7	25,3	29,7	25,6	30,1
H_audFT	6,6	6,7	6,7	6,7	28,2	34,4	39,6	44,5	50,6	65,7	53,4	65,7	24,1	33,6	26,2	35,4
H_takFT	5,2	5,8	5,2	5,9	31,4	34,5	37,3	41,6	55,0	61,8	56,9	63,0	24,6	31,6	25,8	32,3
K_KG	4,3	4,5	4,4	4,5	31,1	35,0	34,2	37,6	36,8	48,8	51,4	56,2	19,2	23,8	22,8	27,4
K_LBT	5,0	4,9	5,1	4,9	37,0	42,6	40,8	43,5	37,8	44,6	54,0	59,9	21,9	26,0	24,1	29,2
K_visFT	4,7	5,0	4,6	4,8	40,7	50,3	41,2	47,5	47,9	58,0	57,9	64,3	22,6	28,5	25,6	30,0
K_virtFT	3,6	4,3	3,7	4,2	36,2	39,7	39,4	41,7	42,7	50,7	56,1	60,2	16,6	23,8	20,3	25,5
K_audFT	4,3	4,8	4,4	4,8	34,2	42,3	37,7	44,0	39,3	53,2	54,9	63,1	21,3	32,8	22,5	34,1
K_takFT	5,5	6,1	5,5	6,2	35,6	40,9	39,0	42,1	40,2	52,4	56,5	62,2	21,5	27,3	27,2	30,8
AVG	4,7	-	4,6	-	46,9	-	48,1	-	64,2	-	63,0	-	31,6	-	31,8	-

Tabelle 82: Kennwerte - Symmetrie-Indizes

Symmetrie-Index [%]	Schrittänge		Standphase		Stoßdämpfungsphase		mittlere Standphase		Dynamik		Bewegungsumfang Becken		Bewegungsumfang Hüftgelenk		Bewegungsumfang Kniegelenk		Bewegungsumfang Sprunggelenk	
Gruppen	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2	MZP1	MZP2
H_KG	4,8	1,8	-1,9	-1,5	10,7	6,0	-4,8	-3,3	-22,0	-11,3	-1,4	0,0	-27,7	-21,1	-4,1	-3,5	-10,8	-3,5
H_LBT	4,2	3,6	-3,7	-2,2	7,5	4,5	-8,6	-4,0	15,8	-21,9	-1,3	-0,8	-37,7	-29,5	-8,5	-3,5	-11,7	-4,5
H_visFT	0,3	0,6	-2,3	-1,2	6,4	7,6	-5,5	-2,3	-8,5	-20,4	1,2	1,3	-28,2	-28,3	-14,2	-1,2	-12,1	2,4
H_virtFT	4,1	2,4	-0,2	0,1	3,5	2,7	-0,4	0,2	-3,4	-28,4	-1,4	1,9	-20,3	-11,5	-5,0	-0,8	0,6	0,1
H_audFT	-3,3	2,1	-1,7	-1,2	7,7	4,8	-3,8	-2,2	-4,8	-15,8	-1,7	-0,5	-34,3	-26,0	-5,2	0,0	-8,3	-6,3
H_takFT	-3,1	0,1	-1,2	-0,8	2,4	0,3	-2,8	-1,5	-2,1	-22,9	-0,4	-0,6	-18,3	-19,3	-3,7	-2,3	-4,8	-3,2
K_KG	4,0	2,9	-4,0	-3,0	14,7	6,9	-10,4	-6,8	43,2	5,7	-1,5	-0,4	-10,5	-8,0	-35,1	-15,4	-14,0	-13,3
K_LBT	0,8	-2,5	-5,4	-3,5	15,6	5,6	-12,8	-6,8	-41,8	-15,7	-0,7	1,7	-9,5	-2,0	-41,1	-34,2	-9,7	-10,3
K_visFT	3,1	0,4	-3,1	-3,0	4,9	1,9	-6,8	-5,9	-14,5	-22,4	2,2	2,1	-1,9	5,0	-21,5	-12,0	-12,1	-6,9
K_virtFT	0,7	0,7	-3,2	-1,9	6,9	5,1	-7,4	-3,8	-16,3	8,0	-3,4	2,0	-8,6	-5,1	-29,6	-18,6	-16,6	-6,4
K_audFT	0,8	1,7	-3,9	-2,5	10,6	2,9	-9,6	-5,4	35,4	24,2	-2,9	-0,4	-10,3	-4,6	-35,5	-18,1	-2,8	-3,3
K_takFT	2,9	2,6	-5,4	-4,7	15,8	8,1	-12,2	-9,1	-0,5	-39,4	0,4	-0,8	-9,5	-3,7	-35,8	-18,2	-22,7	-11,1
AVG	-1,0	-	-0,4	-	1,6	-	-0,6	-	-2,9	-	0,5	-	-2,5	-	1,8	-	-0,6	-

Tabelle 83: Kennwerte - Trainingsdauer

Dauer [min]	MZP1	1. TE	2. TE	3. TE	4. TE	5. TE	6. TE	MZP2	MW 1.TE - 6.TE
H_LBT	-	17,7	18,4	18,3	18,4	19,5	19,2	-	18,6
H_visFT	-	18,2	18,3	18,5	18,6	18,5	18,9	-	18,5
H_virtFT	-	18,8	19,3	19,4	18,7	19,1	19,9	-	19,2
H_audFT	-	18,3	17,1	18,7	18,9	18,7	19,0	-	18,5
H_takFT	-	20,0	20,0	20,0	20,0	20,0	20,0	-	20,0
K_visFT	-	18,3	18,8	18,7	18,1	17,9	19,2	-	18,5
K_LBT	-	18,4	18,3	19,2	19,0	20,0	19,0	-	19,0
K_virtFT	-	18,9	19,3	19,4	19,7	19,8	19,8	-	19,5
K_audFT	-	17,1	18,2	15,8	18,3	18,5	16,7	-	17,4
K_takFT	-	20,0	20,0	20,0	20,0	20,0	20,0	-	20,0

Tabelle 84: Kennwerte - Schmerzempfinden

VAS	MZP1	1. TE	2. TE	3. TE	4. TE	5. TE	6. TE	MZP2	MW über gesamten Zeitraum
H_LBT	1,4	2,0	1,0	1,8	1,7	1,2	1,3	0,9	1,4
H_visFT	2,3	2,1	2,6	2,3	1,9	1,9	1,7	0,7	1,9
H_virtFT	2,3	2,0	2,1	1,9	1,9	2,0	1,1	1,4	1,8
H_audFT	2,7	2,4	2,3	2,3	1,9	1,7	2,0	1,7	2,1
H_takFT	2,2	2,1	2,1	2,4	2,1	1,7	2,1	1,5	2,0
K_visFT	3,7	3,7	3,1	3,0	2,8	2,3	2,2	2,2	2,9
K_LBT	2,3	2,6	2,6	2,6	2,6	2,0	2,4	1,7	2,4
K_virtFT	3,4	3,4	2,9	2,8	2,5	2,1	1,6	1,6	2,5
K_audFT	3,2	3,2	2,9	4,5	2,8	2,3	2,5	2,0	2,9
K_takFT	3,2	3,2	3,8	2,9	2,9	2,3	1,9	1,7	2,7

