

Mögliche Belastung nach der Erstimplantation einer Hüftgelenktotalendoprothese
Vergleich des minimal-invasiven anterolateralen Zugangs mit dem direkt lateralen
transglutealen Zugang nach Bauer

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
des Fachbereiches Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

Vorgelegt von Andrea Dörte Rösel
aus Jena

Gießen 2023

Aus dem Fachbereich Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und orthopädische Chirurgie

Gutachter: Prof. Dr. med. Jörn B. Seeger
Gutachter: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Christian Heiß

Tag der mündlichen Prüfung: 31.01.2024

Inhaltsverzeichnis

INHALTSVERZEICHNIS	1
1 EINLEITUNG	4
1.1 STAND DER FORSCHUNG	5
1.2 BEDEUTUNG UND PRAKTISCHE RELEVANZ	6
1.3 ANSCHLUSSHEILBEHANDLUNG IN DEUTSCHLAND	7
2 AUFGABENSTELLUNG/ZIELE	9
2.1 HAUPTZIEL UND HAUPTZIELKRITERIUM	9
2.2 NEBENZIEL UND NEBENZIELKRITERIUM	9
2.3 WEITERE NEBENZIELKRITERIEN	10
2.4 HYPOTHESEN	10
3 THEORETISCHE GRUNDLAGEN	11
3.1 ANATOMIE UND BIOMECHANIK DES HÜFTGELENKES	11
3.1.1 <i>Knöcherne Strukturen und Kapselbandapparat</i>	11
3.1.2 <i>Gelenkbewegungen</i>	14
3.1.3 <i>Muskulatur</i>	16
3.2 COXARTHROSIS DEFORMANS	19
3.2.1 <i>Entstehung und Ursachen</i>	19
3.2.2 <i>Diagnostik</i>	20
3.2.3 <i>Funktionstests und Bewertungsfragebögen</i>	21
3.2.4 <i>Therapie</i>	22
3.3 ENDOPROTHETISCHE GELENKERSETZENDE OPERATIONSMETHODEN	23
3.3.1 <i>Indikation zur Hüfttotalendoprothese</i>	23
3.3.2 <i>Operative Versorgung</i>	24
3.3.3 <i>Vor- und Nachteile des jeweiligen operativen Zugangsweges</i>	28
3.4 DER MENSCHLICHE GANG	29
3.4.1 <i>Gangzyklus und Gangphasen</i>	30
3.5 GANGANALYSE	33
3.5.1 <i>Analyse kinematischer und kinetischer Parameter</i>	34
3.5.2 <i>Schrittanalyse</i>	38
4 MATERIAL UND METHODE	41
4.1 STUDIENDESIGN UND -BESCHREIBUNG	41
4.2 MESSMETHODE	41
4.2.1 <i>Beschreibung der Technik</i>	41
4.3 VORSTUDIE	47

4.3.1	<i>Einschluss- / Ausschlusskriterien</i>	47
4.3.2	<i>Untersuchungsablauf</i>	47
4.4	HAUPTSTUDIE	48
4.4.1	<i>Einschluss-/Ausschlusskriterien</i>	49
4.4.2	<i>Untersuchungsablauf</i>	49
4.5	SYMMETRIE-INDEX NACH ROBINSON	50
4.6	STATISTISCHE METHODEN	51
5	ERGEBNISSE	53
5.1	ERGEBNISSE DER VORSTUDIE	53
5.1.1	<i>Probandenkollektiv</i>	53
5.1.2	<i>Auswertung der Messungen</i>	53
5.2	ERGEBNISSE DER HAUPTSTUDIE	60
5.2.1	<i>Patientenkollektiv</i>	60
5.2.2	<i>Zeitpunkt der Anschlussheilbehandlung (AHB)</i>	61
5.2.3	<i>Auswertungen der Messungen</i>	61
5.2.4	<i>Übersicht der Messergebnisse mittlere Bodenreaktionskraft MIS vs. TGL</i>	71
5.2.5	<i>Auswertung der Fragebögen</i>	74
5.3	HYPOTHESENPRÜFUNG	75
5.3.1	<i>H₀-1</i>	75
5.3.2	<i>H₀-2</i>	75
5.3.3	<i>H₀-3</i>	76
5.3.4	<i>H₀-4</i>	76
5.3.5	<i>H₀-5</i>	76
6	DISKUSSION	77
6.1	ÜBERSICHT	77
6.2	ERGEBNISSE	79
6.2.1	<i>Probanden- und Patientenkollektiv</i>	79
6.2.2	<i>Funktionsfragebögen</i>	80
6.2.3	<i>Zeitlich-räumliche Parameter</i>	82
	METHODENKRITIK	89
6.3	FAZIT	93
7	ZUSAMMENFASSUNG	94
8	ABSTRACT	95
	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	I
	TABELLENVERZEICHNIS	III
	DIAGRAMMVERZEICHNIS	IV
	FORMELVERZEICHNIS	VI

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	VII
LITERATURVERZEICHNIS	XI
ANHANG	A
ABFLUSSDIAGRAMM	J
ERKLÄRUNG ZUR DISSERTATION	K
DANKSAGUNG	L

1 Einleitung

Die Inzidenz und Prävalenz der Koxarthrose wird in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Unbestritten zählt sie aber zu einer der häufigsten Erkrankungen des Bewegungssystems, vor allem des älteren Menschen (Bretschneider und Günther 2015). Laut Gesundheitsberichterstattung des Bundes lag die absolute Fallzahl der von den Krankenhäusern an Koxarthrose gemeldeten Patienten im Jahr 2018 bei 178.329. Davon waren 137.177 Patienten mit der Diagnose der primären Koxarthrose (ICD-10: M16.1) geführt (Coxarthrose - Diagnosedaten der Krankenhäuser Eckdaten der vollstationären Patienten und Patientinnen 2020). Diese Zahlen korrelieren mit denen der Implantationen einer Hüfttotalendoprothese. So wurden im Jahr 2017 nach einer Analyse der OECD (Organisation for Economic Co-operation and Development) 309 von 100.000 Patienten mit einer Hüft-TEP versorgt. Damit liegen die Zahlen in Deutschland im Vergleich zu anderen OECD-Staaten in diesem Punkt nicht nur an erster Stelle, sondern zeigen in den letzten Jahren zudem eine steigende Tendenz (Health at a Glance 2019 2019). Nach Angaben des Statistischen Bundesamtes liegen die „Implantationen einer Endoprothese am Hüftgelenk“ mit 243.477 Operationen auf dem sechsten Platz der 20 häufigsten Operationen im Jahr 2019 (Die 20 häufigsten Operationen insgesamt (<a href 2020)). Im Jahresbericht 2020 des Endoprothesen-Registers Deutschlands (EPRD) beläuft sich die Anzahl der Erstimplantationen am Hüftgelenk 2019 auf 157.681 Eingriffe. Auch wenn dieses Register nach eigenen Angaben nur ca. 70 % aller Interventionen abdeckt, zeigt es eindrücklich deren Stellenwert (gGmbH 2020).

Teil- oder Vollbelastungen nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese stellen für viele Patienten postoperativ eine Herausforderung dar. Inwieweit vorgegebene Belastungen im alltäglichen Leben beim freien Gehen eingehalten werden, lässt sich zum jetzigen Zeitpunkt nur schwer erfassen.

In der Leitlinie "Pertrochantäre Oberschenkelfraktur" der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V. (DGU) aus dem Jahr 2015 wird bereits auf die Schwierigkeiten der Einhaltung postoperativer Teilbelastungen hingewiesen. Angestrebt werden soll eine rasche "schmerzadaptierte Vollbelastung".

1.1 Stand der Forschung

Erhobene Daten zu Gangbild, Gangentwicklung und Messung der Bodenreaktionskraft operierter Patienten basierten in der Vergangenheit auf Untersuchungen mittels Mehrkamarasystemen und Kraftmessplattformen auf einer prädefinierten Gangbahn oder einem Laufband (Leuchte et al. 2007; Sander et al. 2012). Auch die Entwicklung bzw. Veränderungen der postoperativen Gehgeschwindigkeit haben sowohl Leuchte, Riedl und Wohlrab als auch Aqil und Kollegen mittels o. g. Techniken untersucht (Leuchte et al. 2009; Aqil et al. 2016). Des Weiteren liegen bereits einige Forschungsergebnisse vor, in denen unterschiedliche operative Zugangswege hinsichtlich der Operationsdauer, des Blutverlustes, möglicher Weichteil- und Muskelverletzungen als auch postoperativer Schmerzbelastung verglichen wurden (Rittmeister und Peters 2006; Rachbauer 2005, 2006; Goebel et al. 2012). Die Erhebung von Lebensqualität und Mobilität erfolgte meist mittels diverser Bewertungsbögen, beispielsweise anhand des Barthel-Index oder des SF-36. Verwendete validierte Funktionsfragebögen verschiedener klinischer Studien sind zum Beispiel der Harris-Hip-Score (HHS), der Staffelsteinscore oder der T25-FW (Hutchings et al. 2011; Sander et al. 2011; Rosenlund et al. 2017; Reichert et al. 2018). In einer Meta-Analyse aus dem Jahr 2019, veröffentlicht im „Journal of Orthopaedic Surgery and Research“, werden diese und ähnliche Ergebnisse analysiert und zusammengefasst (Wang et al. 2019).

Sowohl Leuchte als auch Jerosch und Grasselli untersuchten frühfunktionelle Vorteile des minimalinvasiven Zugangs in der schnelleren Wiederherstellung der Symmetrie und der mechanischen Belastbarkeit (Leuchte et al. 2009; Jerosch et al. 2012).

Grundsätzlich betonten in der Vergangenheit unterschiedliche Autoren die Bedeutung, aber auch Schwierigkeiten der Ganganalyse und des Gangtrainings in der Rehabilitationsphase, sowohl im stationären als auch im ambulanten Rahmen (Jöllnbeck und Pietschmann 2019; Hawke et al. 2019). Probleme der Gangschule bestehen vor allem in den bereits präoperativ erlernten schmerzbedingten motorischen Kompensationsmechanismen, welche unter anderem im Gangbild sichtbar werden und aufgrund ihrer Automatisierung auch postoperativ bestehen bleiben. Als Unterstützung wird deswegen von den Autoren ein „feedback-basiertes Gangtraining“ empfohlen (Jöllnbeck und Pietschmann 2019). Noch einen Schritt weiter geht man mit der Frage der „Sportliche[n] Belastung und Belastbarkeit nach endoprothetischem Gelenkersatz“ (Huch et al. 2009).

Der Einzug moderner Messmethoden wird zum Beispiel in einer Veröffentlichung der Ludwig-Maximilian-Universität München deutlich (Kammerlander et al. 2018). Ein Team

untersuchte dabei die Einhaltung maximal erlaubter Teilbelastung von 20 kg bei geriatrischen Patienten nach Erhalt einer Hüft-TEP mittels tragbarer Mess-Sohlen postoperativ im Akutkrankenhaus. Auch Loiret untersuchte mittels Einlegesohlen, inwiefern die Messung der Bodenreaktionskraft, allerdings nach transfemorale Oberschenkelamputation, möglich ist (Loiret et al. 2019).

1.2 Bedeutung und praktische Relevanz

In einer Studie aus dem Jahr 2011 von Judge et al. gaben von 1035 Patienten 476 (46 %) „längeres bzw. weites Gehen“ als präoperative Erwartung an ihre Hüftoperation an. 266 (25,7 %) nannten „Aktivitäten des täglichen Lebens“ und nur 244 (23,6 %) sahen „geringeren Schmerz“ als wichtigstes Ziel an (Judge et al. 2011). Diese Studie spiegelt interessanterweise die Erfahrungen aus dem physiotherapeutischen und rehabilitativen Alltag wider. Die Angst vor dem Verlust der Selbstständigkeit, die eine verminderte Gehstrecke mit sich bringt, stellt einen hohen Motivationsfaktor in der postoperativen Rehabilitation dar. Kapandji formuliert es in seinem Werk über die „Funktionelle Anatomie der Gelenke“ trefflich so: „Ohne das Laufen verliert er [der Patient; A. R.] seine Autonomie und wird abhängig von Dritten“ (Rehart und Kapandji 2016).

In Heft 54 der vom Robert-Koch-Institut herausgegebenen „Gesundheitsberichterstattung des Bundes“, das sich dem Thema Arthrose widmet, arbeitete Martina Rabenberg bereits 2013 die "Behinderungen und Einschränkungen im Alltag" für betroffene Arthrosepatienten heraus. Des Weiteren wurde auf die „beträchtlichen volkswirtschaftlichen Kosten" dieser Erkrankung hingewiesen. Im gleichen Bericht formuliert die Autorin die Ziele der postoperativen Rehabilitation: "Ziele der Rehabilitation sind die Reduzierung arthrosebedingter Symptome wie (chronische) Schmerzen und Funktionsstörungen sowie die Wiederherstellung und Erhaltung der Lebensqualität. Für ältere Arthrosepatientinnen und -patienten bedeutet dies darüber hinaus die Erhaltung des selbstbestimmten und selbständigen Lebens sowie die soziale Integration, bei jüngeren Betroffenen die Wiedereingliederung in das gewohnte Alltags- und Arbeitsleben" (Rabenberg 2013).

Zur Optimierung der Aktivitäten des alltäglichen Lebens gehört unter anderem ein sicherer und vor allem freier Gang. Patienten bewegen sich weiter in einem Circulus vitiosus bestehend aus Schmerzen, Funktionsstörungen, Kraftdefiziten und Einschränkungen der Funktionalität, sollte das Gehen auch postoperativ ein Schmerz- und Unsicherheitsfaktor bleiben.

Die postoperative Messung der Bodenreaktionskraft stellt damit in der Rehabilitation

einen wichtigen Parameter zur Ökonomisierung der Bewegungsabläufe dar und kann dabei die rein inspektorische Beurteilung des Gangbildes unterstützen, gegebenenfalls ergänzen. Behandlungskonzepte und Therapieeinheiten könnten mit entsprechender Datenerfassung auf die jeweiligen Bedürfnisse der Patienten angepasst werden. Der Vorteil einer Messung mit Sensor-Einlegesohlen im Schuh der Patienten besteht darin, dass sich die Testpersonen weitestgehend frei im Raum bewegen können. Weil die Patienten außerdem auf dem bereits bekannten Boden der Klinikeinrichtungen laufen, stellt dieser Parameter somit keine Veränderung ihres gewohnten Bewegungsmusters dar.

Da es möglich ist, die Daten der Belastungstestung für die Patienten visuell sichtbar zu machen, bspw. auf Monitoren oder dem Handydisplay, könnte dies vor allem während der Gangschulung eine positive Feedback-Wirkung auf das Gangverhalten der Patienten haben. Dies soll in weiteren Studien untersucht werden.

Die Bedeutung visueller Unterstützung als „zusätzlicher Trainingsmotivation“ haben die Waldkliniken in Eisenberg in Zusammenarbeit mit der TU Ilmenau durch die Entwicklung und Nutzung eines Trainingsroboters zur postoperativen Optimierung des Gangbildes gezeigt (Laufen lernen mit dem Roboter 2020).

1.3 Anschlussheilbehandlung in Deutschland

Rehabilitationsmaßnahmen werden in Deutschland durch das Prinzip der „sozialen Sicherung“ bzw. des Sozialgesetzes geregelt und sind im Neunten Buch des Sozialgesetzbuches (SGB IX) nachzulesen: „Menschen mit Behinderungen oder von Behinderung bedrohte Menschen erhalten Leistungen [...], um ihre Selbstbestimmung und ihre volle, wirksame und gleichberechtigte Teilhabe am Leben in der Gesellschaft zu fördern, Benachteiligungen zu vermeiden oder ihnen entgegenzuwirken“ (SGB IX Rehabilitation und Teilhabe von Menschen mit Behinderungen - SGB IX Sozialgesetzbuch 2020).

Leistungs- bzw. Rehabilitationsträger werden im § 6 SGB IX aufgelistet. Unter anderem zählen die gesetzlichen Krankenkassen mit dem Prinzip „Reha vor Pflege“ bei Menschen, die sich in einem nichterwerbsfähigen Alter befinden, die Träger der gesetzlichen Rentenversicherung mit dem Prinzip „Reha vor Rente“ bei erwerbsfähigen Patienten sowie die Träger der gesetzlichen Unfallversicherung zu diesen Kostenträgern (§ 6 SGB IX Rehabilitationsträger 2020; Bleß und Kip 2017).

Rehabilitationsmaßnahmen werden in Verbindung mit einem Krankenhausaufenthalt als Anschlussheilbehandlung (AHB), ohne diesen als Heilverfahren (HV) bezeichnet.

Nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese kann in Deutschland durch die behandelnden Ärzte die Indikation zu einer Anschlussheilbehandlung (AHB) gestellt werden. Diese Rehabilitationsform muss innerhalb von vierzehn Tagen nach der Entlassung aus dem Krankenhaus angetreten werden und kann sowohl in einem ambulanten als auch stationären Rahmen erfolgen.

Die Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU) hat in ihren „Nachbehandlungsempfehlungen 2017“ darüber hinaus darauf hingewiesen, mit „multimodale[n] komplexe[n] Maßnahmen“ bereits im Akutkrankenhaus zu beginnen, und definierte diese als „Sofortrehabilitation“ (e.V., Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie 2020). Unter anderem zählt ab dem ersten postoperativen Tag die Aktivierung im vollbelasteten Gang unter Verwendung von Gehhilfen zum angestrebten Ziel (e.V., Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie 2020).

Voraussetzungen für eine ganztägig ambulante oder stationäre Frührehabilitation (AHB) sind neben der Eigenmotivation und ausreichenden kognitiven Fähigkeiten der Patienten reizfreie Wundverhältnisse und eine ausreichende Mobilisation und Belastbarkeit der Patienten, sowohl auf Gelenkebene als auch bei Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL).

Die Deutsche Rentenversicherung hat im Zuge ihrer Reha-Qualitätssicherung Therapiestandards für eine medizinische Rehabilitation definiert. Diese stellen in gewisser Weise ein Pendant zu den „Leitlinien“ der medizinischen Fachgesellschaften dar: „Die evidenzbasierten Therapiemodule in ihrer Gesamtheit bilden den Rahmen, innerhalb dessen sich eine evidenzbasierte Rehabilitation abspielen sollte.“ „Das Spektrum der therapeutischen Leistungen in den ETM wird über die KTL-Codes der KTL 2015 abgebildet.“ (Admin 2019). Für die Rehabilitation nach der Implantation von Knie- und Hüfttotalendoprothesen wurden spezielle „Reha-Therapiestandards“ (RTS) entwickelt (s. Abbildung 17 im Anhang).

2 Aufgabenstellung/Ziele

In der folgenden Studie soll die Frage beantwortet werden, welche Belastung Patienten postoperativ nach der Erstimplantation einer Hüfttotalendoprothese zu Beginn und am Ende ihrer Rehabilitationsmaßnahme erreichen. Dabei soll geklärt werden, inwieweit mögliche Unterschiede in Abhängigkeit vom operativen Zugangsweg bestehen bzw. inwiefern sich der operative Zugangsweg auf die Symmetrie und Harmonisierung des Gangbildes auswirkt. Verglichen wurde der minimalinvasive anterolaterale Zugang mit dem direkt lateralen, transglutealen Zugang nach Bauer (Standardzugang).

Zur besseren Beurteilung, aber auch Vergleichbarkeit möglicher Asymmetrien operierter Patienten hinsichtlich einer klinischen Relevanz wurde eine Vorstudie mit gesunden Erwachsenen durchgeführt. In dieser ersten Phase der Studie wurden 50 gesunde Probanden im Alter von 25 bis 78 Jahren getestet. Dabei wurden die Symmetrie der Bodenreaktionskraft während des Gehens überprüft und Asymmetrien in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit ermittelt.

Unterschiede, vor allem der vertikalen Bodenreaktionskräfte, in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit sind seit langem bekannt und in der Literatur ausführlich beschrieben (Perry et al. 2003). Asymmetrien des physiologischen Ganges bzw. Veränderungen der Parameter müssen nicht zwangsläufig einen pathologischen oder funktionellen Hintergrund haben (Leuchte und Luchs 2006).

2.1 Hauptziel und Hauptzielkriterium

Das Hauptziel dieser Studie ist die Erfassung der möglichen Belastung operierter Patienten am Anfang und am Ende ihrer postoperativen Frührehabilitation in Abhängigkeit vom operativen Zugangsweg.

Das Hauptzielkriterium ist das Erfassen der Bodenreaktionskraft im Stehen und während des Gehens auf einer Strecke von 30 m.

2.2 Nebenziel und Nebenzielkriterium

Als Nebenziel soll überprüft werden, ob die Patienten die festgelegte Distanz konstant mit gleicher Belastung zurücklegen können.

Außerdem werden die erhobenen Daten einer Vergleichspopulation, bestehend aus gesunden Erwachsenen, die im Rahmen der Vorstudie mit gleichem Messinstrument untersucht wurden, gegenübergestellt.

Das Nebenzielkriterium stellt die Beurteilung der Symmetrie der Bodenreaktionskraft nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese dar.

2.3 Weitere Nebenzielkriterien

Als weiteres Nebenzielkriterium soll herausgefunden werden, inwieweit die vor der Messung erhobenen Befunde und Daten mittels validierter Bewertungsfragebögen und Funktionstests mit der tatsächlich gemessenen Belastung korrelieren.

2.4 Hypothesen

Die Arbeitshypothesen zu 2.1 – 2.3 wurden wie folgt formuliert:

- H_0 -1: Die Bodenreaktionskräfte operierter Patienten, d. h. nach der Implantation einer Hüfttotalendoprothese, während des Gehens unterscheiden sich zu Beginn der Anschlussheilbehandlung nicht von der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte am Ende der gleichen AHB.
- H_0 -2: Es besteht kein Unterschied in der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte zwischen Patienten, die mittels minimalinvasivem anterolateralem oder transglutealem Zugang operiert wurden.
- H_0 -3: Es besteht kein Unterschied in der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte zwischen nicht operierten, gesunden Probanden und Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese.
- H_0 -4: Operierte Patienten können nicht unabhängig von dem bei der Operation verwendeten Zugangsweg auf einer Strecke von 30 m gehen.
- H_0 -5: Operationsbedingte Einschränkungen (Eigenanamnese, Fremdanamnese, validierte klinische Funktionsfragebögen, klinische Untersuchung) korrelieren nicht mit Veränderungen der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte.

3 Theoretische Grundlagen

3.1 Anatomie und Biomechanik des Hüftgelenkes

Neben der „groben“ Zuordnung der *Articulatio coxofemoralis*, vereinfacht *Articulatio coxae*, zu den Kugelgelenken des menschlichen Körpers offenbaren weitere Zuteilungsmöglichkeiten die Sonderstellung dieses Gelenkes hinsichtlich seiner Form und Funktion. Häufig verwendete Bezeichnungen lauten *Enarthrosis sphaeroidea* oder Nussgelenk. Kapandji und Rehart bezeichnen es als „Wurzelgelenk der unteren Extremität“. Sie betonen dadurch die besondere Aufgabe der Beine als „Trag- und Fortbewegungsorgan“ (Rehart und Kapandji 2016).

3.1.1 Knöcherne Strukturen und Kapselbandapparat

Die artikulierenden Strukturen sind der konvexe Oberschenkelkopf (*Caput femoris*) und die konkave Gelenkpfanne (*Acetabulum*).

Der Femurkopf ist zu zwei Dritteln überknorpelt und weist bei einem annähernd kugelförmigen Erscheinungsbild einen Durchmesser von ca. 4,0 - 5,5 cm auf. Das Verbindungsstück zwischen *Caput femoris* und Schaft (*Corpus femoris*) stellt der Schenkelhals (*Collum femoris*) dar. Dieser bildet gemeinsam mit der Achse der Diaphyse des Femurs den sogenannten *Collodiaphysenwinkel* (CCD-Winkel). Beim Erwachsenen beträgt dieser Winkel ca. 125°. Ein zweiter Winkel wird durch *Collum* und *Caput femoris* in der Frontalebene gebildet. Dieser Winkel wird als *Antetorsionswinkel* bezeichnet und beträgt ca. 10° - 30°. Nach Bellugue können zwei Formen des Schenkelkopfes und -halses unterschieden werden. Der „grazile“ Typ besticht durch eine große Gelenkbeweglichkeit und Schnelligkeit beim Laufen. Er ist gekennzeichnet durch einen im Vergleich zum zweiten Typ größeren Gelenkkopf und maximalen *Collodiaphysen-* und *Antetorsionswinkel* von 125° bzw. 25°. Beim zweiten, dem „plumpen“ Typen, stellt der Femurkopf eine Halbkugel dar. Der CCD-Winkel beträgt maximal 115°, der *Antetorsionswinkel* maximal 15°. Die bessere Beweglichkeit und höhere Schnelligkeit weichen dabei einer größeren Kraft und höherer Robustheit (Rehart und Kapandji 2016).

Der Gelenkkopf bettet sich in die konkave Gelenkpfanne ein. Das *Acetabulum* wird aus den drei Anteilen des jeweiligen *Os coxae* gebildet und setzt sich aus dem *Os ilii*, dem *Os ischii* und dem *Os pubis* zusammen. Der Pfannenrand (*Limbus acetabuli*) wird weitestgehend von einem faserknorpeligen Ring umgeben. Diese sogenannte Pfannenlippe (*Labrum acetabulare*) vergrößert und vertieft die Fläche der Gelenkpfanne.

Erst durch diese anatomische Besonderheit wird das Gelenk zum o. g. Nussgelenk, da durch das Labrum acetabulare die Gelenkpfanne die Form einer halben Hohlkugel erhält und die Führung bzw. die solide Fixation des Caput femoris sichergestellt wird. Am Unterrand des Acetabulum findet sich ein Einschnitt (Incisura acetabuli) im Labrum acetabulare. Diese Aussparung wird durch das Lig. transversum acetabuli überbrückt.

Der zentral gelegene Anteil der Pfanne (Fossa acetabuli) steht nicht mit dem Caput femoris in Verbindung. Vielmehr dient dieser Teil, ausgefüllt mit lockerem Binde- und Fettgewebe sowie Blutgefäßen, der Abfederung von Erschütterungen aus der unteren Extremität. Der konkave Gelenkpartner auf Seiten der Pfanne wird durch eine sichelförmige überknorpelte Fläche, die Facies lunata, gebildet. Da im Bereich des Pfannendaches die Kraft- und Druckübertragung am größten ist, sind beide Gelenkpartner hier mit der dicksten und breitesten Knorpelschicht ausgestattet, welche allerdings im Laufe des Lebens abnimmt (Drenckhahn 2008).

Die Gelenkpfanne zeigt hinsichtlich ihrer Ausrichtung im Raum nach vorn unten. In einem frontalen Schnitt stellen Kapandji et al. die Kippung der Pfanne nach unten dar und beschreiben den Winkel zur Horizontalen mit $30^\circ - 40^\circ$. Die daraus resultierende „kraniale Umgreifung“ des Schenkelkopfes geben die Autoren ebenfalls mit einem Winkel von ca. 30° an. Auch die Ausrichtung nach vorn wird mit $30^\circ - 40^\circ$ angegeben (Rehart und Kapandji 2016).

Neben der Bedeutung des durch die Gebrüder Weber untersuchten Luftdruckes als wichtiger Voraussetzung für den Gelenkschluss, stellen die straffe, trichterförmige Gelenkkapsel, der fixierende Bandapparat und die Muskulatur weitere anatomische Bedingungen für die Stabilität des Hüftgelenkes dar.

Die Gelenkkapsel des Hüftgelenkes wird von verschiedenen Anatomen als die stärkste des menschlichen Bewegungssystems angesehen. Sie reicht ausgehend vom Os coxae bis zum Collum femoris. Am proximalen Gelenkpartner ist sie außerdem am Lig. transversum acetabuli befestigt. Distal setzt sie ventral an der Basis des Trochanter major und der Linea intertrochanterica an, dorsal enden ihre Fibrillenbündel etwas proximaler. Damit umschließt sie den Kopf des Femurs gänzlich und umhüllt auch, bis auf das dorsale distale Drittel, den Schenkelhals nahezu vollends. Im Rahmen entzündlicher Prozesse versuchen die Patienten eine entlastende, schmerzreduzierende Ausgangsstellung einzunehmen. In leichter Flexion, Abduktion und Außenrotation des Hüftgelenkes befindet sich die Kapsel in Entspannungslage und ist somit auch die bevorzugte Position bei einer Coxitis.

Zusätzlich verstärkt wird die Kapsel durch den Bandapparat des Hüftgelenkes. Ausgehend von den drei knöchernen Anteilen des Os coxae ziehen jeweils kräftige Bänder zum Femur. So verlaufen ventral die Ligg. iliofemorale und pubofemorale sowie dorsal das Lig. ischiofemorale. Alle drei Bänder werden am Collum femoris durch das Ringband, die Zona orbicularis, verbunden.

Das Lig. iliofemorale wird auch das Bertin-Band genannt und ist das stärkste Band des menschlichen Körpers. Es bildet durch seinen Verlauf von unterhalb der Spina iliaca anterior inferior zu einem oberen und unteren Punkt der Linea intertrochanterica ein umgekehrtes „V“. Im oberen Anteil vereinigen sich fibröse Strukturen des Bandes mit muskulären Fasern des M. rectus femoris kranialwärts und des M. gluteus minimus kaudalwärts. Durch die Zugrichtung verhindert das Lig. iliofemorale eine übermäßige Extension des Hüftgelenkes und ein verstärktes Abkippen des Beckens, und damit auch des Rumpfes, nach hinten. Außerdem schränkt es die Außenrotationsbewegung des Hüftgelenkes ein. Aufgrund dieser ligamentären Verriegelung ist im aufrechten Stand deutlich weniger Muskelarbeit für die Stabilisierung des Oberkörpers nötig. Durch die Verbindungen zur Glutealmuskulatur wird des Weiteren die horizontale Lage des Beckens beim Gehen unterstützt.

Das zweite ventrale Band, das Lig. pubofemorale, ist deutlich dünner und zieht vom Ramus superior ossis pubis ebenfalls zur Linea intertrochanterica. Auch dieses Ligamentum ist durch muskuläre Fasern, hier durch Anteile des M. pectineus, verstärkt. Es hemmt vor allem die Abduktionsbewegung im Hüftgelenk. Nimmt man nun beide ventralen Bänder mit ihren jeweiligen Verläufen zusammen, so bildet sich ein liegendes „N“ oder „Z“ heraus (Rehart und Kapandji 2016).

Das einzige auf der rückwärtigen Seite verlaufende Band ist das Lig. ischiofemorale. Vom hinteren Pfannenrand und vom Labrum acetabulare kommend, zieht es zur Innenseite des Trochanter major und zur Fossa trochanterica. Es verhindert dadurch vor allem die Adduktion, aber auch eine verstärkte Innenrotation und Extension des Hüftgelenkes.

Der Kapsel-Band-Apparat des Hüftgelenkes zeigt einen „schraubenartigen“ (Tittel 1994) oder „spiraligen“ (Rehart und Kapandji 2016) Verlauf, der in Extensionsstellung „zugedreht“ bzw. „spiralisiert“ und in Flexion „aufgedreht“ bzw. „entspiralisiert“ ist. Damit wird die stabilisierende Wirkung des Kapsel-Bandapparates auf das Hüftgelenk im aufrechten Stand verdeutlicht.

3.1.2 Gelenkbewegungen

Tittel differenziert aufgrund der bereits erläuterten anatomischen Eigenschaften der knöchernen und ligamentären Strukturen das Hüftgelenk als „eingeschränktes“ Kugelgelenk im Gegensatz zum Schultergelenk, welches er als „freies“ Kugelgelenk bezeichnet (Tittel 1994).

Hinsichtlich der Bewegungsmöglichkeiten weist ein Kugelgelenk drei Freiheitsgrade auf. D. h. die Bewegungen laufen um drei Achsen in den drei möglichen Ebenen im Raum. Um die transversale Achse, die im aufrechten Stand durch die Mittelpunkte beider Femurköpfe verläuft, sind die Extensions- und Flexionsbewegung möglich. Die sagittale Achse steht senkrecht zur transversalen und longitudinalen und verläuft ebenfalls durch die Mitte des Caput femoris. Die zugehörigen Bewegungen sind die Ab- und Adduktion. Die longitudinale Achse steht senkrecht im Raum und verläuft ebenso durch die Mitte des Schenkelkopfes und durch die Mitte beider Femurkondylen. Dem Achsenverlauf gemäß handelt sich hier um die Außen- und Innenrotationsbewegung.

Die Angaben über das Ausmaß der jeweiligen Bewegung schwanken in der Literatur mitunter deutlich. Grund hierfür ist die Uneinheitlichkeit hinsichtlich der Ausgangsstellung der zu untersuchenden Gelenke im Einzelnen, aber auch der Position der gesamten Körperregion im Raum. Genaugenommen sollte jeder Bewegungswinkel unter Berücksichtigung der eingenommenen Körperstellung betrachtet werden, welches dann auch im klinischen Alltag die Verhältnismäßigkeit von Bewegungseinschränkungen verdeutlicht. Den Aussagen in diesem Kapitel liegen, um einer einheitlichen Linie zu folgen, die Ausführungen von Kapandji und Rehart zu Grunde.

Obwohl Knochen- und Bandführung die Beweglichkeit des Hüftgelenkes deutlich begrenzen, sind die Bewegungsmöglichkeiten makroskopisch, aufgrund der Mitbewegungen von Becken und Wirbelsäule, recht groß. Die Schwierigkeit in der Definition des jeweilig maximalen Bewegungsauschlages liegt in der Isolation der reinen Grundbewegungen im Hüftgelenk. Hinzu kommt, dass diese Bewegungen aufgrund zweigelenkig wirkender Muskulatur von der Stellung der angrenzenden Gelenke abhängig sind. Beispielsweise sind bei gestrecktem Kniegelenk gerade einmal 90° Hüftflexion möglich, wohingegen das Bewegungsausmaß auf 120° Flexion bei gebeugtem Kniegelenk erweitert werden kann. Passiv ist eine maximale Flexion (unter Beibehaltung der Flexion des Kniegelenkes) von 140° zu erreichen. Nötig ist dazu außerdem eine Entlordosierung der Lendenwirbelsäule und Aufrichtung des Beckens nach dorsal, d. h. eine Gegenrotationsbewegung. Im Gegensatz dazu müssen bei der maximalen Extensionsbewegung die Lendenwirbelsäule lordosiert und das Becken nach

vorn gekippt werden. Auch diese Bewegungsamplitude ist von der Stellung des Kniegelenkes abhängig. Das allerdings am stärksten begrenzende Element stellt das bereits erwähnte Lig. iliofemorale dar. Die Extension, die etwa für einen Schritt nach vorn benötigt wird, beträgt ca. 20°. Bei flektiertem Kniegelenk könnte dieses Ausmaß nicht erreicht werden. Passiv ist es möglich, das Gelenk bis ca. 30° zu extendieren.

Die Abduktionsbewegung ist ab 15° immer von einer Abduktion des kontralateralen Beines begleitet. Zudem ist auch hier eine synergistische Mitbewegung der Wirbelsäule und des Beckens unvermeidlich. Die maximale Abduktionsfähigkeit beträgt ca. 45°, wobei diese bei entsprechender Wirbelsäulen- und Beckenbeweglichkeit passiv auf 180° vergrößert werden kann (Spagat). Die Gegenbewegung bzw. das Heranführen des Beines aus einer Abduktionsstellung heraus ist die (relative) Adduktion. In Neutralnullstellung begrenzt das kontralaterale Bein die achsengerechte, nur in einer Ebene ablaufende Bewegung. Demzufolge ist eine Adduktionsbewegung zwangsläufig mit einer Flexions- oder Extensionsbewegung kombiniert. Bei entsprechendem Zusammenspiel ist eine Adduktion von ca. 30° möglich.

Rotationsbewegungen der Beine sind bei gestrecktem Kniegelenk einzig auf das Hüftgelenk zurückzuführen. Im klinischen Alltag wird die Messung des Bewegungsausmaßes allerdings bei rechtwinklig gebeugtem Kniegelenk in Bauch- oder Rückenlage durchgeführt. In Rückenlage befindet sich dabei das Hüftgelenk ebenfalls in 90° Flexionsstellung. Betrachtet man nun den Unterschenkel als Zeiger und schwenkt diesen unter strenger Beibehaltung der Flexionsstellung des Hüft- und Kniegelenkes nach außen, misst man die Innenrotation des Hüftgelenkes. Entgegengesetzt, den Unterschenkel nach innen führend, misst man die Außenrotation des Gelenkes. Die Innenrotation beträgt dabei ca. 30 – 40 ° und die Außenrotation maximal 60°. Die Ligg. ilio- und pubofemorale als maßgebliche Bewegungshemmer werden in sitzender Position an der Tischkante relaxiert. In dieser Position vergrößert sich die Außenrotationsbewegung. Überdies ist der bereits im Kapitel 3.1.1 beschriebene Anteversionswinkel für die Bewegungsamplitude der Außenrotation bedeutsam. Bei veränderten Winkelgraden kann dies Auswirkungen auf die Außenrotationsbewegung haben.

Bei allen Aussagen gilt es, den Trainingszustand und die Konstitution der zu untersuchenden Person zu beachten. Sehr bewegliche, gut trainierte Personen können ihr Bewegungsausmaß ebenso deutlich vergrößern, wie es bei konstitutionell Hypermobilen der Fall sein kann (Smolenski et al. 2016).

3.1.3 Muskulatur

Eine in der Anatomie übliche Einteilung der Hüftmuskulatur erfolgt in die Gruppen der „inneren“ und „äußeren“ Muskeln. Weiterhin zählen die zweigelenkigen Oberschenkelmuskeln zu denen das Hüftgelenk bewegenden Muskeln. In den folgenden Kapiteln geht es nicht darum, jeden Ansatz und Ursprung eines Muskels detailliert herauszuarbeiten, sondern darum, seine jeweilige Funktion bezogen auf das Hüftgelenk und dementsprechend auch auf das Stehen und Gehen zu verdeutlichen. Dies dient als Grundlage für die spätere Darstellung des Ganges und möglicher pathologischer Veränderungen.

3.1.3.1 Innere Hüftmuskeln

Der M. iliopsoas besteht aus zwei Anteilen und ist der stärkste Hüftgelenksbeuger. Weil er am zwölften Brustwirbel- und dem ersten bis vierten Lendenwirbelkörper ansetzt und seinen Ursprung am Trochanter minor hat, wirkt er zudem auf die Stellung der Lenden-Becken-Hüftregion als Einheit. „Er ist der beim Gehen, Laufen und Springen am meisten beanspruchte Muskel [...]. Er bestimmt die Schrittamplitude.“ (Tittel 1994). Kapandji beschreibt außerdem eine adduktorische und außenrotatorische Komponente.

3.1.3.2 Äußere Hüftmuskeln

Die äußeren Hüftmuskeln kann man weiter in eine dorsolaterale und eine pelvitrochantäre Untergruppe differenzieren. Die Glutealmuskulatur mit M. gluteus maximus, medius und minimus sowie der M. tensor fasciae latae zählen zur ersten Gruppe. Der M. piriformis, der M. quadratus femoris, die Mm. obturatorius internus et externus und die Mm. gemellus superior et inferior gehören der zweiten Gruppe an.

Der M. gluteus maximus ist nicht nur der größte der drei Gesäßmuskeln, er sticht in vielerlei Hinsicht mit „maximalen“ Werten hervor. So ist er derjenige mit der größten Arbeitsleistung aller Skelettmuskeln, er weist den größten physiologischen Querschnitt auf und übt die größte Kraft aus. Er ist der wichtigste Extensor des Hüftgelenkes und wird von seinen „kleineren Brüdern“ in dieser Funktion unterstützt. Zusätzlich führt eine Kontraktion des M. gluteus maximus und der kaudalen Fasern der Mm. gluteus medius et minimus zu einer Außenrotation. Der M. gluteus medius ist ferner ein beachtlicher Hüftgelenksabduktor. Auch der M. gluteus minimus leistet abduktorische Arbeit, wenn auch in geringerem Maße. Der M. gluteus maximus hat hingegen vorrangig adduktorische Wirkung, lediglich seine kranialen Fasern abduzieren. Der M. tensor fasciae latae ist aufgrund seines langen Hebelarms ein weiterer effektiver Abduktor aber auch zusätzlicher Beuger und Innenrotator des Hüftgelenkes.

Die pelvitrochantäre Gruppe, die mitunter auch als mediale äußere Gruppe bezeichnet wird, setzt sich aus den o. g. sechs Einzelmuskeln zusammen. Diese Muskeln haben ihren Ansatz im Bereich des Os sacrum oder kleinen Beckens und ziehen nahezu horizontal zum Trochanter major. Sie üben neben einer rotatorischen und adduktorischen vor allem eine stabilisierende Wirkung aus, worauf noch gesondert eingegangen wird.

3.1.3.3 Zweigelenkige Oberschenkelmuskeln

Zunächst ist die große Gruppe der Adduktoren zu erwähnen. Dazu gehören der M. pectineus, der M. gracilis sowie die Mm. adductor longus, brevis und magnus. Vom Os pubis und Os ischii ausgehend füllen die Adduktoren die mediale Seite des Femurs zwischen Becken und Kniegelenk bzw. Tibia nahezu vollständig aus. Außer ihrer Hauptfunktion sowie beugender und streckender Funktion wird in der Literatur auch eine rotatorische Funktion (Längsrotation) beschrieben. Ihre besondere Bedeutung als Gegenspieler der Abduktoren im Stehen und Gehen wird im nächsten Kapitel erläutert. Benninghoff und Drenckhahn, aber auch Tittel verweisen auf ihre bedeutende Rolle bei verschiedenen komplexen Bewegungsabläufen. So werden sie bspw. bei diversen sportlichen Aktivitäten, wie Reiten, Klettern, aber auch Wurf- und Schlagsportarten, beim Verhindern des ungewollten Spagats auf glatter Oberfläche oder beim Tragen von Gewichten benötigt (Drenckhahn 2008; Tittel 1994).

Die hinteren Muskeln des Oberschenkels bilden die Gruppe der ischiokruralen Muskeln und sind hauptsächlich für die Extension des Hüftgelenkes und Flexion des Kniegelenkes verantwortlich. Dazu gehören der M. biceps femoris, der M. semimembranosus und der M. semitendinosus. Ihre Funktion ergibt sich aus dem Verlauf vom Tuber ischiadicum zur Fibula bzw. Tibia. Wie bereits im Kapitel der Gelenkbewegungen gezeigt, ist ihre Wirkung auf das Hüftgelenk von der Stellung des Kniegelenkes abhängig. „Bei normalem Gang wird das Hüftgelenk allein durch die ischiokruralen Muskeln gestreckt, der M. gluteus maximus bleibt unbeteiligt“ (Rehart und Kapandji 2016).

Zu den Beugemuskeln des Hüftgelenkes gehört neben dem M. quadratus femoris der M. sartorius. Die Gesamtfunktionsweise des letzteren, sowohl im Hüft- als auch Kniegelenk, wird vor allem bei der Schussbewegung im Fußball deutlich.

Die Wirkung des M. rectus femoris als stärkster Flexor des M. quadriceps femoris ist ebenfalls von der Stellung des Kniegelenkes abhängig. Für den Gang ist vor allem die Kombinationsbewegung aus Hüftgelenksbeugung und Kniegelenksstreckung in der Schwungphase des Spielbeines essenziell.

Kapandji und Rehart fassen die Beugemuskeln des Hüftgelenkes in jeweils zwei große Gruppen zusammen und beschreiben damit kurz und knapp die jeweiligen Bewegungskombinationen. Für die Flexion in Kombination mit einer Abduktion und Innenrotation sind die vordersten Anteile der Mm. gluteus medius und minimus und der M. tensor fasciae latae verantwortlich. Für die Beugung im Zusammenspiel mit der Adduktion und Außenrotation sind vor allem der M. iliopsoas, der M. pectineus und M. adductor longus zuständig. Hinsichtlich einer Extensionsbewegung bei gleichzeitiger Abduktion und Innenrotation sind vor allem die hinteren Anteile der Mm. gluteus medius und minimus und die abduzierenden Anteile des M. gluteus maximus zu nennen.

Neben allen bereits aufgeführten Funktionsweisen muss für das komplexe Verständnis der Bewegungsabläufe im Hüftgelenk erwähnt werden, dass es zu einer sogenannten „Umkehr von Muskelfunktionen“ in Abhängigkeit von der Stellung des Hüftgelenkes kommen kann. Bekanntestes Beispiel hierfür ist sicher der M. piriformis, welcher zwischen 0° und 60° Flexion ein Außenrotator, Flexor und Abduktor ist, wohingegen er über 60° Flexion des Hüftgelenkes als Innenrotator, Extensor und Abduktor agiert (Rehart und Kapandji 2016).

3.1.3.4 Stabilisation von Hüftgelenk und Becken

Der Hüftmuskulatur ist neben der gelenkbewegenden auch eine hohe gelenkstabilisierende Funktion zuzuschreiben. Bezogen auf den Stand überwiegen natürlich die aufrichtenden, tragenden und sichernden Arbeitsleistungen, wohingegen Alltagsbewegungen und vor allem das Gehen eine Herausforderung an beide Funktionskomponenten eines Muskels darstellen.

Für die Stabilität des Hüftgelenkes, d. h. speziell für die Sicherung des Gelenkkopfes in der Pfanne, sind vorrangig die pelvitrochantäre Muskulatur sowie die Glutealmuskulatur von Belang. Kapandji definiert vor allem die Mm. gluteus medius et minimus als „primär gelenksichernde Muskeln“ (Rehart und Kapandji 2016). Darüber hinaus sind aber unter anderem auch diese Muskeln für die horizontale Stabilisation des gesamten Beckens wichtig. Als Orientierung dient eine gedachte Querlinie, die beide Spinae iliacae anteriores superiores verbindet. Im Stand mit gleichmäßiger Belastung beider Beine sorgen vor allem die Ad- und Abduktoren für die waagerechte Position des Beckens. Im monopodalen Stand wird diese Aufgabe allein von der Abduktionsmuskulatur übernommen. Ohne tragendes Bein, welches dem Becken als eine Art Brückenpfeiler dient, würde es auf dieser Spielbeinseite abkippen. Die Mm. gluteus medius et minimus und der M. tensor fasciae latae des Standbeines wirken diesem Abkippen entgegen. Bei Vorliegen einer muskulären Insuffizienz oder gar Lähmung kann man das Abweichen

des Beckens aus der Transversalebene beobachten, das sogenannte Trendelenburg-Zeichen. Kommt es aufgrund dessen zu einer kompensatorischen Verlagerung des Oberkörpers auf die Standbeinseite spricht man vom Duchenne-Hinken. Zusammenfassend bedeutet es, dass die suffiziente Muskelarbeit der Abduktoren eine Voraussetzung für ein harmonisches Gangbild ist.

Für die Stabilisation des Beckens in sagittaler Ebene, d. h. in Nutations- und Gegenutationsrichtung, ist das Gleichgewicht von Flexoren und Extensoren von Bedeutung. Vor allem die Ischiokruralmuskulatur und der M. gluteus maximus wirken einem Kippen des Beckens nach vorn entgegen.

3.2 Coxarthrosis deformans

Eine Arthrose ist eine meist nichtentzündliche degenerative Gelenkerkrankung, bei der vor allem der Knorpel durch eine fortschreitende Veränderung und Zerstörung seiner Struktur betroffen ist. Die Coxarthrosis deformans beschreibt diese Veränderung im Hüftgelenk. Die fachlich korrekte Bezeichnung der Koxarthrose trägt die Degeneration als mögliche Ursache, aber auch als finales Stadium der Erkrankung im Namen.

3.2.1 Entstehung und Ursachen

Die Struktur des Knorpels wird maßgeblich von den Chondrozyten und der Extrazellulärmatrix bestimmt. Der Gelenkknorpel als Sonderform des hyalinen Knorpels weist kein Perichondrium auf. Hier zeigt sich ein wichtiger prädispositioneller Faktor zur Entstehung einer Arthrose, da die Knorpelhaut bei anderen Knorpeltypen für das Wachstum und die Regeneration des Knorpels zuständig ist. Kommt es nun zu einem Missverhältnis innerhalb des Knorpelstoffwechsels, bei dem die Chondrozyten funktionsgestört sind, bleibt die Regeneration aufgrund des fehlenden Perichondriums aus und katabole Prozesse überwiegen. Die Belastbarkeit und Widerstandsfähigkeit des Knorpels und damit auch des Gelenkes nehmen ab. Die Maximalvariante der Arthrose geht mit der völligen Zerstörung des Knorpelgewebes einher. Die daraus resultierende Reibung und Abnutzung der gelenkbildenden Knochenanteile führt zur oben bereits genannten Deformierung und Schwellung des Gelenkes (Claes et al. 2012; Bleß und Kip 2017). Als wichtige Risikofaktoren für die Entstehung einer Arthrose gelten genetische und immunhistologische Komponenten, aber auch Umwelteinflüsse, sportliche Interessen und berufliche Tätigkeiten. Führen Bretschneider und Günther Adipositas als mögliche metabolische Ursache für eine Koxarthrose auf, so distanziert sich die AE-Gesellschaft für Endoprothetik hinsichtlich der Koxarthrose im Vergleich zur

Kniegelenksarthrose explizit davon. Parsch beschreibt zusätzliche systemische Risikofaktoren wie die Hypercholesterinämie und Hyperurikämie (Bretschneider und Günther 2015; Claes et al. 2012). Einigkeit herrscht aber darüber, dass es sich um eine multifaktorielle Entwicklung hin zum manifesten Krankheitsbild handelt. Die Übergänge zwischen primärer (idiopathischer) und sekundärer Koxarthrose sind, bedenkt man beispielsweise die deutliche Zunahme des metabolischen Syndroms innerhalb der Bevölkerung, sicher fließend.

3.2.2 Diagnostik

Anamnestisch klagten die Patienten in den ersten Stadien der Erkrankung nicht nur über eine zunehmende Einschränkung der Beweglichkeit, sondern vor allem über morgendliche Schmerzen sowie einen Anlaufschmerz. Mit zunehmender Progredienz nehmen auch die Bewegungsstörungen und Schmerzen zu. Im Verlauf kommt es zu Ruhe- und Nachtschmerzen.

In der Diagnostik der Hüftgelenksarthrose kommt der Untersuchung des Gangbildes als erste orientierende Untersuchung größere Bedeutung zu. Bereits hier können sich diverse krankheitstypische schmerz- oder muskelbedingte Ausweichbewegungen bzw. veränderte Gangmuster zeigen. Die dabei typischsten Störbilder sind ein Hinken ähnlich dem Trendelenburg-Zeichen im Einbeinstand aufgrund einer Insuffizienz der beckenstabilisierenden Muskulatur und das Duchenne-Hinken, bei dem es zusätzlich zum Absinken der kontralateralen Beckenseite zu einer kompensatorischen ipsilateralen Seitneige des Oberkörpers kommt.

In der Prüfung der Gelenkbeweglichkeit zeigt sich häufig als erste Einschränkung eine submaximale Innenrotation des betroffenen Gelenkes. In der weiteren klinischen Testung hat sich eine Reihe von körperlichen Untersuchungen etabliert. Hierzu zählen vor allem der Thomas-Handgriff, der Straight-Leg-Raise-Test, das Drehmann-Zeichen und der Trendelenburg-Test. Da dem femoroazetabulären Impingement eine vermehrte Beachtung als Krankheitsursache geschenkt wird, gehört der Impingement-Test ebenfalls zur „Standarduntersuchung“ bei dem Verdacht einer Koxarthrose.

Ergänzt werden kann die klinische Untersuchung durch validierte Bewertungsfragebögen und Funktionstests. (Die für die vorliegende Studie verwendeten Scores werden in Kap. 3.2.3 erläutert.)

Röntgenologisch lassen sich die chondrären und die daraus resultierenden ossären Veränderungen in einer Beckenübersichtsaufnahme a. p. und in axial/seitlicher Aufnahme des Hüftgelenkes diagnostizieren. Klassische Arthrosezeichen sind eine

Gelenkspaltverschmälerung, Osteophyten, subchondrale Sklerosierungen und Geröllzysten. Anhand dieser Symptome kann eine radiologische Schweregradeinteilung der Arthrose vorgenommen werden, für die diverse Scores zur Verfügung stehen. Die in Deutschland gebräuchlichste Einteilung ist die nach Kellgren und Lawrence, welche von Grad 0 (keine Arthrosezeichen) bis zu Grad 4 (Gelenkspalt erheblich verschmälert bzw. aufgehoben) reicht.

Zusammenfassend ist zu betonen, dass sich die Diagnose dieser Erkrankung ebenso wie die Indikation zu einer möglichen operativen Versorgung aus der Anamnese des Patienten, der klinischen Untersuchungen und radiologischen Zeichen ergibt.

3.2.3 Funktionstests und Bewertungsfragebögen

Funktionstests und Fragebögen dienen der Erfassung individueller Beschwerden und funktioneller Gelenkparameter. Sie geben damit einen guten Überblick über die mögliche Aktivität der Patienten. „In wissenschaftlichen Untersuchungen helfen sie, klinische Ergebnisse zu quantifizieren und gewährleisten den Vergleich der Resultate unterschiedlicher Forschungsgruppen“ (Claes et al. 2012).

3.2.3.1 Barthel-Index

Der Barthel-Index ist ein vor allem im Bereich der Pflege etablierter Bewertungsfragebogen und dient der Erfassung der Aktivitäten des täglichen Lebens (engl.: Activity of daily living, ADL). Erfragt werden 10 Punkte, mit denen die Selbstständigkeit der Patienten überprüft wird, um den Grad der Pflegebedürftigkeit besser einschätzen zu können. Bei 6 der 10 Einheiten können 0, 5 oder 10 Punkte vergeben werden (Essen, An- und Auskleiden, Stuhlkontrolle, Urinkontrolle, Toilettenbenutzung, Treppensteigen) bei 2 Elementen (Baden und Waschen) nur 0 oder 5 Punkte. Die Fähigkeit, am Bett-(Roll)Stuhltransfer unterstützend mitzuwirken, und das Gehen bzw. Bewegen können mit bis zu 15 Punkten bewertet werden. Als maximale Gesamtpunktzahl können 100 Punkte erreicht werden.

In der Rehabilitation dient der Barthel-Index der Beurteilung der Rehabilitationsfähigkeit, insbesondere also der Fähigkeit des Patienten, selbstständig zu essen, sich zu pflegen und sich auf Stationsebene unabhängig und frei zu bewegen.

3.2.3.2 Harris-Hip-Score (HHS)

Der Harris-Hip-Score dient der objektiven und subjektiven funktionellen Beurteilung des Hüftgelenkes. Eingesetzt werden kann er bei grundsätzlich allen Hüfterkrankungen, hat sich jedoch vor allem bei der Einschätzung des Operationsergebnisses nach

endoprothetischer Versorgung bewährt. Die subjektive Beurteilung besteht in den Angaben des Patienten zu Schmerzen (max. 44 Punkte) und Aktivitäten wie Treppensteigen (max. 4 Punkte), Nutzen öffentlicher Verkehrsmittel (max. 1 Punkt), Sitzen (max. 5 Punkte) und Anziehen von Schuhen bzw. Strümpfen (max. 4 Punkte). Durch einen Untersucher werden die Gehfähigkeit (max. 33 Punkte), die Mobilität in allen Ebenen (max. 5 Punkte) und mögliche Deformitäten (max. 4 Punkte) untersucht. 90 bis 100 Punkte spiegeln ein exzellentes Ergebnis wider, während weniger als 70 Punkte für ein mangelhaftes bzw. schlechtes Ergebnis stehen.

3.2.3.3 Oxford-Hip-Score (OHS)

Lützner et al. empfehlen den OHS in ihren AE-Handlungsempfehlungen zur „Erhebung von Schmerz und Funktion“ im Rahmen der „Routineversorgung“ (Handlungsempfehlung - Ergebnismessung in der Hüft- und Knieendoprothetik 2020). Erfragt werden 12 Gesichtspunkte, bei denen jeweils zwischen 0 und 4 Punkten gewählt werden kann. Minimal sind also 0 Punkte, maximal 48 Punkte zu erreichen, wobei 48 das beste Ergebnis ist. Neben den „üblichen“ Angaben zu Schmerzen und Bewegungsmöglichkeiten wird in diesem Bogen unter anderem konkret nach der Haushaltsführung gefragt (Murray et al. 2007).

3.2.3.4 Staffelstein-Score

Der Staffelstein-Score für das Hüftgelenk deckt im Wesentlichen die gleichen Parameter wie die bereits erläuterten Bewertungsbögen ab. Der Vorteil dieser Prüfung liegt darin, dass er in eine „Eingangsanalyse“ zum Zeitpunkt der Aufnahme in eine Rehabilitationseinrichtung und eine „Abschlussanalyse“ am Ende der Rehabilitationsmaßnahme unterteilt ist. Gegebenenfalls könnte sogar zu einem späteren Zeitraum ein „Re-Assessment“ durchgeführt werden. Die Entwicklung innerhalb des Rehabilitationszeitraumes ist somit gut darstellbar. Die maximale Punktzahl von 120 unterteilt sich in je 40 maximal erreichbare Punkte beim Thema Schmerz, bei den Aktivitäten des täglichen Lebens und bei der Beweglichkeits- und Kraftprüfung des Hüftgelenkes und der Glutealmuskulatur.

3.2.4 Therapie

Leitliniengerecht (DGOU S2k-Leitlinie Koxarthrose) unterscheidet man zwischen konservativer und operativer Therapie.

Die konservative Therapie umfasst dabei alle nichtmedikamentösen Therapien, wie Gewichtsreduktion, physikalische Therapie und Physiotherapie, aber auch die

Versorgung durch orthopädische Hilfsmittel sowie die Komplementär- und Alternativmedizin. Die medikamentöse Therapie schließt vor allem orale Schmerzmittel nach dem WHO-Stufenschema und Phytotherapeutika ein. Zu möglichen intraartikulären Injektionen konnte aufgrund zu geringer Datenlage in der aktuellen Leitlinie keine Empfehlung ausgesprochen werden.

Operativ sind neben der endoprothetischen gelenkeretzenden Operation auch arthroskopische und offene gelenkerhaltende Operationen möglich.

3.3 Endoprothetische gelenkeretzende Operationsmethoden

3.3.1 Indikation zur Hüfttotalendoprothese

Eine Leitlinie zur Indikation einer Hüft-TEP liegt derzeit nicht vor, auch wenn darüber in den unterschiedlichen Fachgesellschaften seit Jahren intensiv beraten wird.

Wie bereits im Kapitel 3.2.2 beschrieben, können typische radiologische Veränderungen sowohl in den Prozess der Diagnostik, aber auch der Therapieplanung einbezogen werden. Stiehler und Günther werteten in diesem Zusammenhang eine Multi-Centerstudie im Rahmen des EUROHIP-Projektes (European collaborative database of cost and practice pattern of total hip replacement) aus. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass den radiologischen Befunden - natürlich unter Ausschluss von Frakturen oder paraneoplastischen Prozessen – in der Indikationsstellung zur Gelenkimplantation eine geringere Rolle zukomme (Claes et al. 2012). Dies geht mit der gängigen Meinung konform, dass nicht das Röntgenbild, sondern der Patient zu behandeln ist.

Einigkeit herrscht darüber, dass neben dem Leidensdruck insbesondere die Tatsache, dass die konservative Therapie ab einem gewissen Zeitraum ausgeschöpft ist und, vor allem in fortgeschrittenen Stadien der Gelenkarthrose, dem Patienten nur noch wenig Erleichterung bringt, die wesentlichere Grundlage für eine Indikationsstellung zur Hüfttotalendoprothese bildet (Bretschneider und Günther 2015; Bleß und Kip 2017; Rahm und Zingg 2018). Das heißt, dass vor der Indikation zu einer OP die Möglichkeiten der konservativen Behandlung ausgeschöpft werden sollten. Auch die Beschwerden sollten ein ertragbares Mindestmaß nicht überschreiten, um auch das postoperative Ergebnis nicht negativ zu belasten (Rahm und Zingg 2018).

Viele Patienten beklagen vor allem eine eingeschränkte Lebensqualität und Funktionalität. Betroffene führen des Weiteren zunehmende soziale Isolation sowie vermehrte Abhängigkeit bei der Bewältigung der täglichen Herausforderungen als

weitere Gründe für den Wunsch nach einer Operation auf, welche es zu respektieren gilt.

3.3.2 Operative Versorgung

Nachdem die Indikation zur Operation gestellt worden ist, kommt der Auswahl des geeigneten Prothesenmodells sowie dessen Verankerung und des geeigneten Zugangsweges besondere Bedeutung zu.

3.3.2.1 Prothesenmodelle

Ein „künstliches Hüftgelenk“ besteht bei der Totalendoprothese aus einem Hüftpfannenimplantat inklusive Pfanneninlay und einem Hüftschaft inklusive Hüftkopf.

Im Bereich des Hüftschaftes stehen zwei unterschiedliche Typen zur Verfügung: zum einen die Kurzschäfte, welche, wie es der Name schon sagt, eine geringere Schaftlänge aufweisen, sodass mit ihnen weniger Knochenstruktur verdrängt bzw. zerstört werden muss. Zum anderen gibt es die Geradschäfte, welche aufgrund ihrer Länge tiefer im Knochen verankert werden können.

Für die Verankerung der Prothesen im Knochen kann zwischen zementierter, zementfreier und teilzementierter Versorgung gewählt werden. Während bei der zementierten Version beide Anteile, d. h. Pfanne und Schaft, zementiert werden, wird bei einer teilzementierten oder auch der sogenannten Hybrid-Form nur der Schaft, nicht aber die Pfanne einzementiert. Verwendet wird hierfür ein schnellhärtender antibiotikahaltiger Knochenzement. Zementfreie Hüftschäfte werden direkt in den Knochen eingeschlagen. Der Vorgang des „Einpressens“ oder „Einklemmens“ der Prothese in den Knochen wird als „Press-Fit-Technik“ bezeichnet. Für eine optimale Osteointegration, d. h. für das Einwachsen bzw. für die stabile Verbindung des Gelenkersatzes mit dem bestehenden Femur, weisen sie eine aufgeraute Oberflächenstruktur sowie eine spezielle Oberflächenbeschichtung auf. Die hierfür häufig verwendete knochenähnliche Substanz ist das Hydroxylapatit.

Ausschlaggebend für die Wahl des optimalen Prothesenmodells sind die individuelle Knochenstruktur und die anatomischen Eigenarten der jeweiligen Patienten.

Neben der Totalendoprothese besteht die Möglichkeit der Teilendoprothese, indem der proximale Anteil des Femurs durch einen Bipolarkopf (Duokopfprothese) ersetzt wird, welcher in der körpereigenen natürlichen Hüftgelenkspfanne rollt und gleitet. Diese das Gelenk zum Teil erhaltende OP-Methode kommt vorrangig nach Frakturen des Schenkelhalses bei intakter Gelenkpfanne zum Einsatz.

3.3.2.2 Operative Zugangswege

Eine Einteilung operativer Zugangswege zur Implantation einer Hüfttotalendoprothese kann nach verschiedenen Aspekten erfolgen, zum Beispiel nach der Ausgangsstellung der Patienten während der Operation (Rückenlage, Seitlage), nach der anatomischen Lokalisation des Zugangs (anterior, anterolateral, lateral, transgluteal, dorsal) oder nach dem Ausmaß der operationsabhängigen Weichteilverletzung (minimalinvasiv, nicht minimalinvasiv). Vor allem minimalinvasive Zugänge haben in den letzten Jahren an Bedeutung gewonnen und stellen eine Alternative zu den bis dato durchgeführten „klassischen“ Verfahren dar. Eine klare Definition dessen, was „minimalinvasiv“ genau bedeutet bzw. welche operativen Gesichtspunkte darunter zu verstehen sind, gibt es nicht. Konsens herrscht aber darüber, dass weniger die Schnittlänge als Grundlage dieser Einteilung dient als vielmehr das Ausmaß des operationsbedingten Schadens. Rittmeister et al. bezeichneten die minimalinvasiven Operationsmethoden wegen der Länge des Hautschnittes von nur sieben Zentimetern als „building a ship in a bottle“ und stellten anhand dessen die besonderen Herausforderungen dar, die mit dieser Technik verbunden sind (Rittmeister et al. 2004). Denn Ziel dieser moderneren Zugänge ist, den „Zugangsschaden [...] so klein wie möglich zu halten, ohne das Operationsergebnis negativ zu beeinflussen“ (Nogler und Thaler 2017).

Mittlerweile etablierte minimalinvasive OP-Methoden sind der minimalinvasive vordere Zugang in Rückenlage des Patienten, der minimalinvasive anterolaterale Zugang und der minimalinvasive dorsale bzw. posteriore Zugang, beide in Seitlage des Patienten.

Außerdem finden weiterhin die sogenannten „Standardzugänge“ Anwendung, zu denen unter anderem der anteriore Zugang nach Smith-Peterson, der anterolaterale Zugang nach Watson-Jones, der transgluteale Zugang nach Bauer und der dorsale Zugang nach Moore zählen.

3.3.2.2.1 Transglutealer Zugang nach Bauer

Der Patient befindet sich für diese Operationsmethode in aller Regel in Rückenlage, wobei aber auch die Seitlage gewählt werden kann. Es erfolgt zunächst der Hautschnitt längs im Bereich des lateralen Oberschenkels in Höhe des Trochanter major, bei dem neben der Haut und der Subkutis auch die Fascia lata bzw. der Tractus iliotibialis eröffnet werden (Abb. 1). Im Anschluss werden der M. gluteus medius sowie der M. vastus lateralis des M. quadriceps femoris in Faserrichtung gespalten und vom Femur abgehoben. Auch der M. gluteus minimus muss abgelöst werden. Beides erfolgt ventral

des Trochanter major. Nach Eröffnung und Teilresektion der Gelenkkapsel erhält man Zugang zum Collum und Caput femoris. Nach der Luxation des Gelenkkopfes durch eine kombinierte Außenrotations-Adduktions-Bewegung mit gleichzeitigem Längszug erfolgt die Schenkelhalsosteotomie mittels oszillierender Säge.

Im nächsten Schritt erfolgt die Vorbereitung der Hüftpfanne. Zur übersichtlichen Darstellung der Fossa acetabuli inklusive des Lig. transversum müssen sowohl weitere Kapselanteile als auch Reste des Labrum acetabulare entfernt werden. Sollten Osteophyten vorliegen, können auch diese abgetragen werden. Die Hüftgelenkspfanne wird danach schrittweise bis zur präoperativ bemessenen Größe aufgefräst. Falls vorhanden, müssen Zysten eröffnet und durch Spongiosa aufgefüllt werden. Nach intensiver Spülung wird die künstliche Pfanne mit oder ohne Zement implantiert.

Für die Präparation des Femurs, d. h. zur vorbereitenden Eröffnung der Markhöhle mit Hilfe geeigneter Raspeln, muss das Patientenbein in einer Flexions-Adduktions-Außenrotationstellung, der sogenannten „Viererposition“ oder einer alternativen Stellung gelagert werden. Die Präparation des Oberschenkelknochens erfolgt schrittweise durch größenaufsteigende Raspeln. Vor der finalen Implantation des definitiven Schaftes mit entsprechendem Hüftkopf wird zunächst entweder direkt auf die zuletzt genutzte Raspel oder einen modularen Schenkelhals ein Probekopf aufgesetzt und eine Probereposition inklusive röntgenologischer Kontrolle und Bewegungsprüfung durchgeführt. Nach erneuter Luxation, Entfernung des Probematerials inklusive Raspel und der Durchführung eventuell notwendiger Korrekturen wird die Markhöhle mittels pulsierender Jet-Lavage intensiv gereinigt. Wie schon erwähnt, kann auch der künstliche Schaft zementiert oder mittels Press-Fit-Technik, d. h. zementfrei, implantiert werden. Nach Aufsetzen des endgültigen Kopfes und Reposition des Gelenkes wird die Wunde erneut gespült und schichtweise verschlossen. Nachdem die zuvor durchtrennten Muskelanteile zueinander adaptiert und reinseriert wurden, wird die Fascia lata unter Beachtung der dringlich erforderlichen Spannung vernäht. Am Ende werden das subkutane Gewebe und die Haut verschlossen.

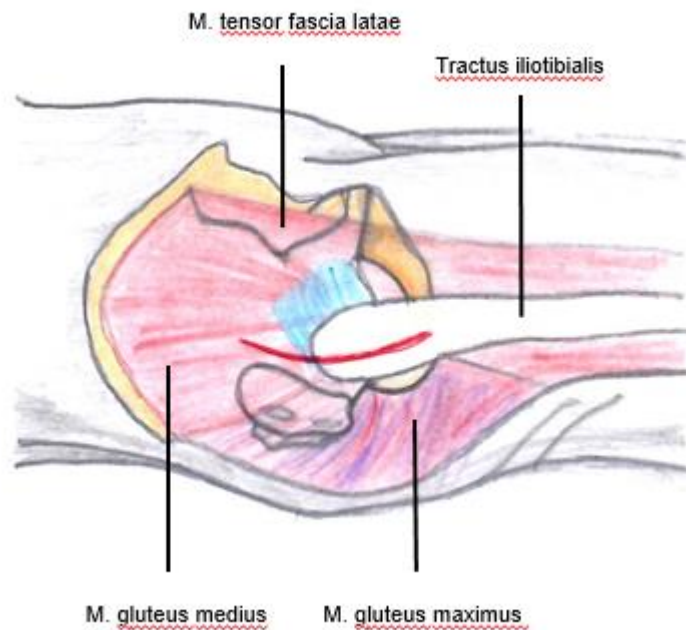


Abbildung 1: Darstellung des Hautschnittes beim transglutealen Zugang nach Bauer in Rückenlage (eigene Zeichnung nach Claes et al 2012)

3.3.2.2 Minimalinvasiver anterolateraler Zugang

Minimalinvasive Modifikationen des anterolateralen Zugangs nach Watson-Jones wurden in den letzten Jahren von diversen orthopädischen Zentren veröffentlicht. Die Ausgangsstellung der Wahl für diese Operation ist die Seitlage mit zum Teil leicht abduziertem Bein. Der Hautschnitt von ca. 5-8 cm beginnt etwas distal der Spina iliaca anterior superior und reicht bis zum Trochanter major (Abb. 2). Nach Eröffnung der Haut und des subkutanen Gewebes stehen zwei operative Wege zur Verfügung. Im Rahmen des ersten Weges wird der M. tensor fasciae latae im Faserverlauf eröffnet und dann gemeinsam mit dem M. sartorius nach medial bzw. zusammen mit weiteren Abduktoren nach lateral weggehalten. Die andere Möglichkeit stellt den eigentlichen gewebe- und vor allem muskelschonenderen Zugang dar, indem alternativ das Fenster im Septum intermusculare zwischen M. tensor fasciae latae und M. gluteus medius genutzt wird. Nach Darstellung der Gelenkkapsel erfolgt deren Öffnung. Die Schenkelhalsosteotomie wird nach Röttinger in zwei Schritten durchgeführt (Röttinger 2010): Zunächst wird in Außenrotationsstellung der Hüfte eine transkapitale Osteotomie vollzogen, um dadurch eine größere Beweglichkeit, vor allem in Außenrotationsrichtung, zu schaffen. Die zweite, eigentliche Schenkelhalsosteotomie wird bei nahezu horizontal gehaltenem Oberschenkel und senkrecht zum Boden positioniertem Unterschenkel vorgenommen. Nach Entfernung des Femurkopfes und des Schaffteilstückes wird das Bein wieder in leichter Abduktion gelagert. Zur Darstellung der Pfanne kann es auch hier nötig sein,

störendes Gewebe, wie Kapselanteile oder Knochenvorsprünge, zu entfernen. Die Präparation und auch Implantation der Pfanne erfolgt in gleicher Weise wie bereits beim transglutealen Zugang beschrieben. Für die Vorbereitung und Implantation des Schaftes muss das Bein erneut umgelagert werden. Ein optimaler Zugang zum Femur wird in Außenrotations-Adduktions-Hyperextensionsstellung des Beines geschaffen. Auch die Implantation des Femurschaftes und Gelenkkopfes erfolgt, wie beim Zugang nach Bauer, über die Teilschritte der Bearbeitung der Markhöhle und einer luxationssicheren Probereposition. Zu guter Letzt müssen Kapsel, Subkutis und Kutis wieder verschlossen werden.

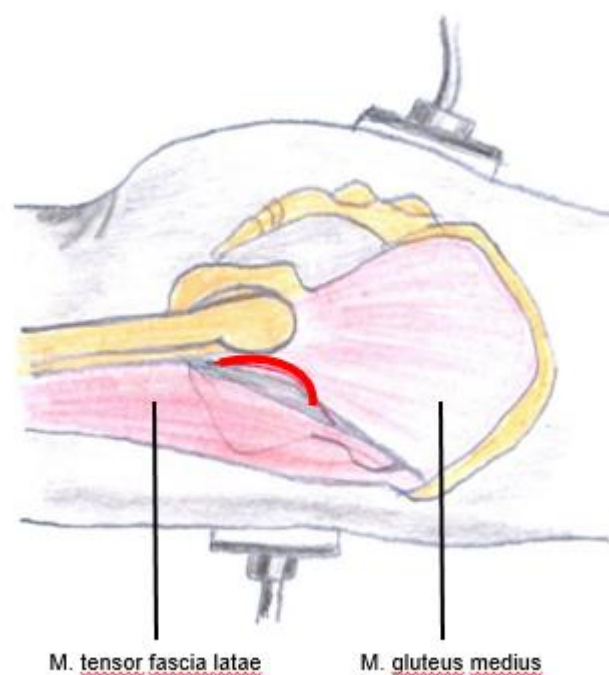


Abbildung 2: Darstellung der Hautschnitte beim MIS-Zugang durch das Septum intermusculare in Seitlage rechts (eigene Zeichnung nach Claes et al 2012)

3.3.3 Vor- und Nachteile des jeweiligen operativen Zugangsweges

Unabhängig von der Zugangstechnik stellt die operative Erfahrung und fachliche Kompetenz die Grundlage jedes Operationsergebnisses dar. So wird in einigen Studien die Hürde der längeren Lernkurve der minimalinvasiven Techniken als möglicher Nachteil aufgeführt (Kayser et al. 2007; Roth 2012; Nogler und Thaler 2017). Anfänglich geäußerte Befürchtungen im Hinblick auf Komplikationen, wie Fehlpositionen von Schaft und Pfanne sowie nervale Verletzungen, konnten im Laufe der Jahre ausgeräumt werden. Wahrscheinlich sind Fehler dieser Art ebenfalls auf die mangelnde Erfahrung des Operateurs zurückzuführen.

Ein Vorteil der minimalinvasiven Techniken (MIS-Techniken) besteht in der Verkürzung der Hautschnitte, wobei aber die dadurch verursachte Einschränkung der Sichtverhältnisse Grund genug dafür ist, dass dieser eher kosmetische Gewinn nicht unter allen Umständen erzwungen werden sollte.

Ein wesentlicher Vorteil liegt dagegen im geringeren Ausmaß der Muskelschädigung. Streng intermuskulär durchgeführte Operationen, wie bspw. der minimalinvasive anterolaterale Zugang, vermeiden eine Durchtrennung oder Spaltung der Muskulatur. Die weit verbreitete und deswegen häufig fälschlicherweise als „Standardzugang“ bezeichnete transgluteale OP-Methode verletzt zwangsläufig die Mm. gluteus medius et minimus und den M. vastus lateralis. Werden diese im Anschluss an die Implantation nicht sorgfältig vernäht, kann es zu muskulären Insuffizienzen kommen. Die Gefahr der Manipulation und Verletzung von Blutgefäßen, Nerven und Muskeln während des Eingriffes, sei es durch mangelnde Sicht, fehlende Expertise oder durch das Instrumentarium, besteht aus heutiger Sicht gleichermaßen bei konventionellen wie minimalinvasiven Zugängen.

Ein aufgrund des Zugangstraumas prinzipieller Vorteil hinsichtlich schnellerer Mobilisation und kürzerer Rehabilitationszeit konnte bisher nicht nachgewiesen werden. Rittmeister et al. verwiesen auf eine gehobene psychische Gemütslage der mittels MIS-Technik operierten Patienten und stellten daraufhin einen möglichen Zusammenhang mit einer geringeren Schmerzwahrnehmung und schnelleren Rehabilitation her (Rittmeister et al. 2004). Kayser und Roth bestätigten jeweils die bereits eingangs erwähnte heterogene Datenlage bezüglich klinischer Resultate, sei es des geringeren Blutverlustes, der kürzeren Operationszeit, des postoperativen Anstiegs proinflammatorischer Parameter oder frühfunktioneller Vorteile minimalinvasiver Techniken (Kayser et al. 2007; Roth 2012). Auch in den letzten Jahren blieb die Literaturlage diesbezüglich uneinheitlich.

3.4 Der menschliche Gang

„Bei aller Variabilität ist unser Gangbild doch auch individuell charakteristisch. Das Gangbild eines Menschen gleicht einem Fingerabdruck und ändert sich oft ein Leben lang kaum, wenn keine äußeren oder inneren Störeinflüsse dies verlangen“ (Ludwig 2015). Ähnlich wie Mimik und Gestik hat das Gangbild einen hohen Wiedererkennungswert. Die Entwicklung in frühester Kindheit und die damit verbundene Prägung stellen unter anderem die Weichen für den späteren unvergleichbaren Gang. Ebenso bedeutsam ist das Zusammenspiel der Sinnesorgane, vor allem Auge und

Vestibularorgan, mit den propriozeptiven Qualitäten. Aber auch sportliche Interessen, berufliche Tätigkeiten und die kognitive Entwicklung haben Einfluss auf den typischen Gang jedes Einzelnen. Bei aller Individualität gibt es jedoch grundlegende Merkmale und Eigenschaften des physiologischen Ganges, welche als Basis der Gangbeschreibung und -analyse dienen. Vor allem Jacquelin Perry und Kollegen haben anhand ihrer Beobachtungen und Messungen im Labor des Ranchos Los Amigos National Rehabilitation Centers (RLANRC) ein Grundlagenwerk über die Physiologie und Pathologie des Gehens verfasst („Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens“; 1992), welches nicht selten als „die Bibel“ der Ganganalyse bezeichnet wird. Kirsten Götz-Neumann fasst große Teile dieses Werkes in ihrem Buch („Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie“; 2003) zusammen und erweitert diese um ihre eigenen Erfahrungen. Die im Folgenden formulierten Angaben und Erklärungen stammen – wenn nicht anders angegeben – größtenteils aus diesen beiden Büchern.

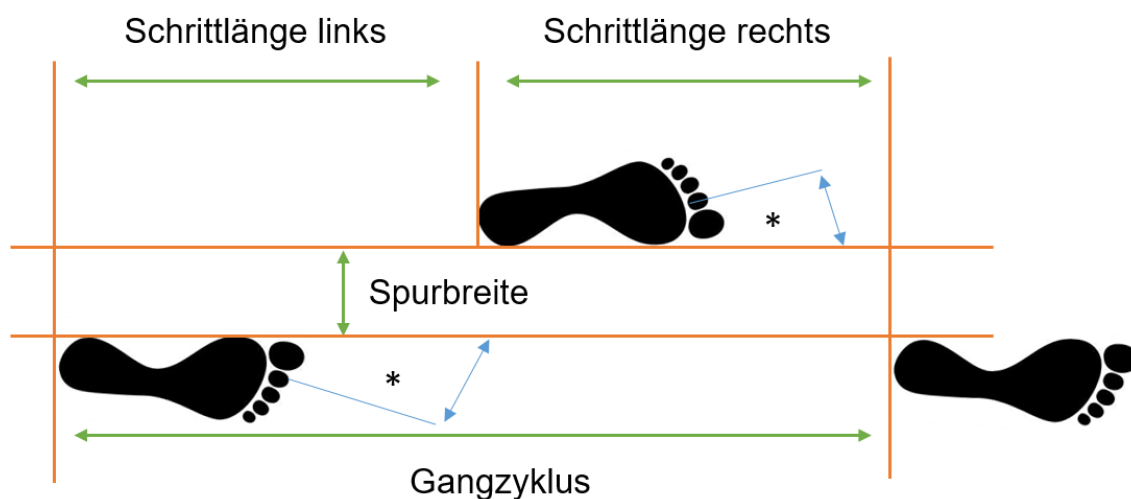
3.4.1 Gangzyklus und Gangphasen

Der Gangzyklus ist definiert als der Zeitraum, der sich zwischen zwei aufeinanderfolgenden initialen Bodenkontakten desselben Fußes befindet. Damit stellt dieser erste Kontakt (engl.: initial contact) des Fußes mit dem Untergrund den Ausgangspunkt des Gangzyklus dar, der erneute Auftritt desselben Fußes beendet diesen. Perry und Götz-Neumann legen Wert darauf, diesen nicht zwingend als „Fersenaufprall“ (engl.: heel strike) zu bezeichnen, um die Neutralität der Bezeichnung auch bei pathologischen Gangbildern wahren zu können.

Im Gegensatz dazu stellt der Abstand zwischen beiden Füßen die Schrittlänge dar. Sie beschreibt den mit einem Schritt zurückgelegten Weg, beginnt mit dem Bodenkontakt des einen Fußes und endet mit dem Bodenkontakt des anderen. Die Seitenangabe (rechts oder links) gilt immer für das Bein, welches nach der Schwungphase initialen Bodenkontakt hat.

Die Schrittbreite oder auch Spurbreite (engl.: step width) ist als Abstand zwischen beiden Fersen definiert. Sie liegt im Durchschnitt zwischen 7 und 13 cm. Während des Stehens und Gehens befindet sich die Fußlängsachse im Verhältnis zur Fortbewegungslinie um 7° außenrotiert.

Die Definition eines Schrittes bzw. des Gangzyklus führt häufig – vor allem im Gespräch mit Laien - zu Missverständnissen. Ein Gangzyklus, d. h. die Aktion eines Beines, wird als Doppelschritt bezeichnet, wohingegen „der Schritt“ den wechselnden Bodenkontakt beider Beine darstellt. Somit umfasst ein Gangzyklus (oder Doppelschritt) 2 Schritte.



* Winkel der Fußlängsachse zur Fortbewegungsrichtung

Abbildung 3: Gangzyklus, Schrittlänge, Spurbreite (Götz-Neumann 2016)

Jeder Gangzyklus setzt sich aus einer Standphase (engl.: stance) und einer Schwungphase (engl.: swing) zusammen, wobei 60 % eines Zyklus auf die Standphase und 40 % auf die Schwungphase aufgeteilt werden. Stand- und Schwungphase lassen sich weiter in 8 Unterphasen und ihre jeweiligen Aufgaben gliedern (Abb. 4).

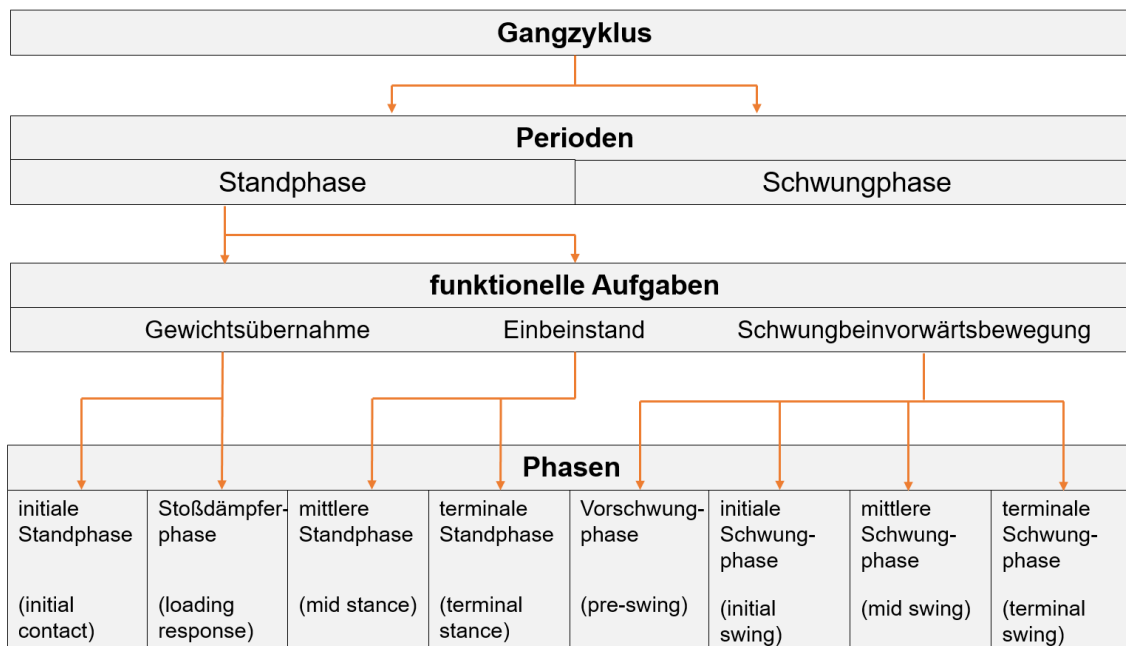


Abbildung 4: Unterteilung des Gangzyklus (Götz-Neumann 2016)

Die 8 Subphasen eines Gangzyklus erfüllen gemeinsam 3 Aufgaben. Nach der Übernahme des Gewichtes folgen der Einbeinstand und gleichzeitig die Vorwärtsbewegung des Schwungbeins. Die Unterphase „Stoßdämpferphase“ (engl.: loading response) wird von Perry auch als „Belastungsantwort“ bezeichnet (Perry et al. 2003).

Innerhalb der Standphase unterscheidet man zwischen einfach und doppelt unterstützter Phase. Man unterteilt die Standphase, bezogen auf den Typus der Unterstützung, in 3 Abschnitte. Die bereits genannten 60 % der Standphase dritteln sich in 10 % initiale doppelt unterstützte (bipedale) Standphase (engl.: initial double limb stance), 40 % einfach unterstützte (monopedale) Standphase (engl.: single limb stance) und 10 % terminale doppelt unterstützte Standphase (engl.: terminal double limb stance). Die bipedalen Standphasen sind typisch für das Gehen. Entfallen diese, spricht man vom Laufen. Je langsamer die Gehgeschwindigkeit, desto länger die Dauer der doppelt unterstützten Phase, desto länger die Phase der höchsten statischen Stabilität.

Die Dauer der monopedalen Standphase entspricht der Schwungphase des kontralateralen Beines.

In Vorbereitung des ersten Schrittes muss aus der initialen doppelt unterstützten Position heraus, das Körpergewicht zunächst nach lateral auf das Bein verlagert werden, welches Standbein wird. Direkt im Anschluss wird es auf dem Standbein nach vorn verlagert, um ein kontrolliertes „Fallen“ in Bewegungsrichtung zu ermöglichen. Währenddessen kann der kontralaterale Fuß vom Boden gelöst werden. Die Übernahme des Körpergewichtes und der damit verbundene Vorwärtsschwingung ist aufgrund des hohen Maßes an Instabilität, statisch betrachtet, der schwierigste Teil des Gehens.

Die monopedale Standphase beginnt mit der Schwungphase des kontralateralen Beines – genauer: mit dem Ablösen des Fußes vom Untergrund. Während dieser Phase muss das Standbein die gesamte Last des Körpers tragen. Wie bereits im Kapitel „Stabilisation von Hüftgelenk und Becken“ beschrieben, sichern die Hüftgelenksabduktoren die nahezu horizontale Position des Beckens.

Die Vorwärtsbewegung des Schwungbeines beginnt am Ende der Standphase des Standbeines mit der Vorschwingphase (engl.: pre-swing). Nachdem das Bein vom Untergrund abgehoben worden ist, schwingt es um eine Schrittlänge nach vorn vor den Körper.

Zu jeder Gangphase eines Beines (Referenzbein) gehört eine korrespondierende Phase des anderen Beines. Durch diese sich wiederholenden, gleichzeitig ablaufenden Bewegungen entsteht das Gangbild.

3.4.1.1 Gelenkbewegungen und Muskelaktivität des Hüftgelenkes

Das physiologische Gehen ist ein komplexer Bewegungsablauf, der von den Zehenspitzen bis zum Kopf einer genau aufeinander abgestimmten zeitlichen und funktionellen Abfolge unterliegt. In Abbildung 5 werden das notwendige Bewegungsausmaß und die dazugehörige Muskelaktivität zusammengefasst.

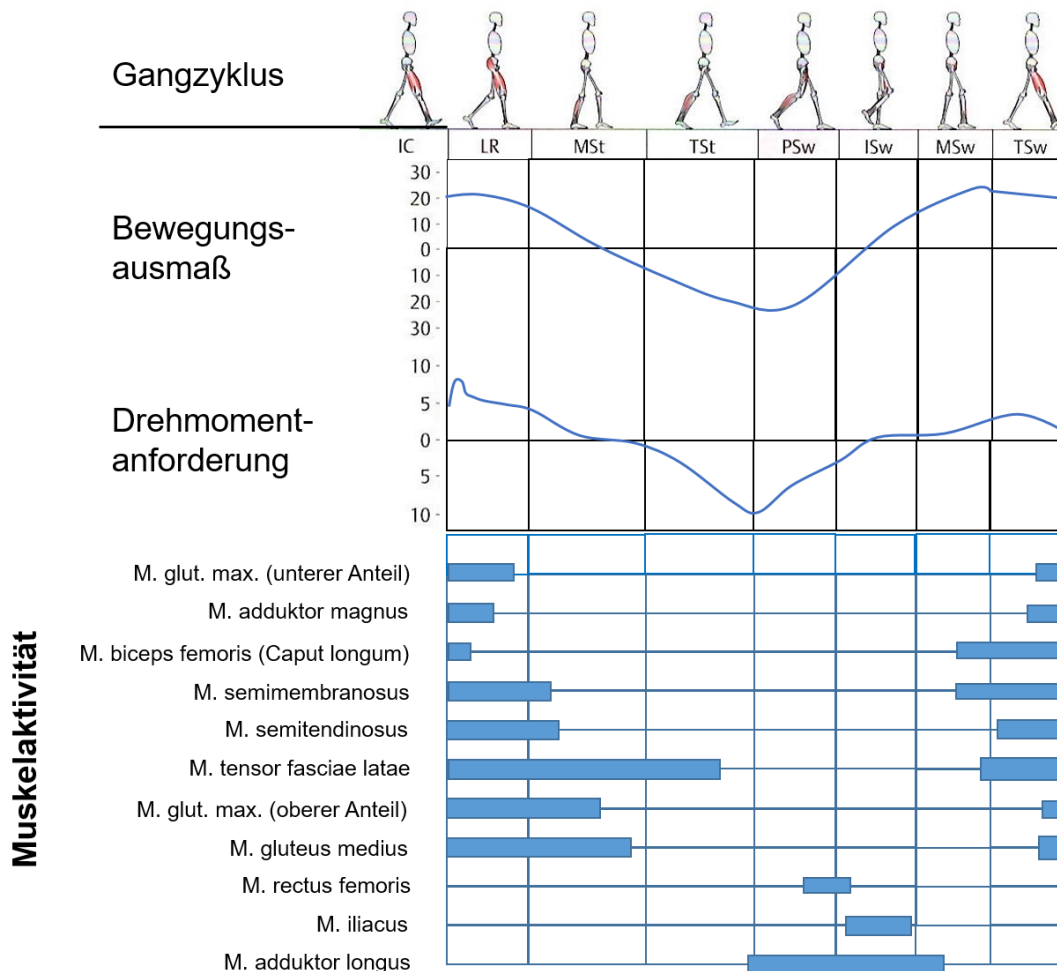


Abbildung 5: normale Gelenkbewegungen, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivität des Hüftgelenks (Götz-Neumann 2016)

3.5 Ganganalyse

Die Ganganalyse lässt sich in zwei unterschiedliche Untersuchungsprinzipien aufteilen. Zum einen besteht die Möglichkeit der subjektiven (wahrnehmungsgestützten) Analyse, zum anderen kann diese objektiv (instrumentell, parametergestützt) erfolgen (Perry et al. 2003; Amelung und Seidel 2005; Ludwig 2015). Die Ergebnisse der subjektiven Beobachtung, auch Inspektion genannt, sind im hohen Maße von der Erfahrung der Untersucher abhängig. Sie sollte jedoch fester Bestandteil jeder körperlichen

Untersuchung, vor allem in den Fachbereichen Orthopädie und Physikalisch-Rehabilitative Medizin, sein. Die objektiven Untersuchungsmethoden geben Auskunft über kinematische und kinetische Gangparameter (Kap. 3.5.1). Darüber hinaus ist es möglich, den körperlichen Energieverbrauch, d. h. die Effizienz des Ganges, aber auch Aktivitäten der Muskulatur via dynamischer Elektromyographie zu ermitteln. Allen Erhebungen stehen wiederum unterschiedliche technische Möglichkeiten und Vorgehensweisen zur Verfügung. In der Ganganalyse kann, je nach untersuchter Größe, als Laufstrecke eine Laufbahn bzw. Gehbahn oder ein Laufband gewählt werden.

Perry hält keines der Systeme für optimal und betont, dass dessen Auswahl in Abhängigkeit von der zu untersuchenden Forschungsfrage, den finanziellen Mitteln und den räumlichen Voraussetzungen einer Klinik oder eines Forschungslabors zu treffen sei (Perry et al. 2003).

3.5.1 Analyse kinematischer und kinetischer Parameter

3.5.1.1 Kinematik

Die kinematischen Parameter, d. h. der Umfang und zeitliche Ablauf einzelner Gelenkbewegungen, aber auch das Gesamtbewegungsmuster, lassen sich beispielsweise durch ein- oder mehrdimensionale Goniometer (Winkelmesser), (Mehr-)Kamerasysteme oder Markersysteme erfassen und beurteilen. Dabei unterstützt die Videoanalyse am ehesten die rein inspektorische Beobachtung und hilft dabei, eventuelle Pathologien detaillierter zu beschreiben. Die Vorteile der videobasierten Analyse haben Seidel und Amelung ausführlich beschrieben. Hervorzuheben ist vor allem die Art der Betrachtungsmöglichkeit, d. h. in Zeitlupe oder als Einzelbildfunktion, aber auch die Möglichkeit der wiederholten Betrachtung, ohne die Patienten wieder und wieder gehen lassen zu müssen. Im gleichen Artikel kritisieren die Autoren die „Zweidimensionalität“ der Methode sowie die eingeschränkte Reliabilität hinsichtlich der kinematischen Parameter (Amelung und Seidel 2005). Für die Erfassung der dreidimensionalen Bewegungen des menschlichen Körpers im Raum ist beispielsweise eine Kombination aus einer Videoanalyse und einem System aus optischen Markern nötig.

3.5.1.2 Kinetik

Die Kinetik beschreibt Kräfte und Momente, die beim Kontakt des Standbeines mit dem Boden entstehen und entgegengesetzt der Gewichtskraft auf den Körper wirken. Unterschieden werden dabei vertikale, horizontale und rotatorische

Bodenreaktionskräfte. Laut Perry können durch das Messen dieser Kräfte Informationen bezüglich der Belastung des Standbeines generiert und Rückschlüsse auf die muskuläre Kontrolle gezogen werden. Gemessen werden die vertikale Belastung sowie die horizontalen Bodenreaktionskräfte, bestehend aus anterior-posterioren und medio-lateralen Scherkräften. Rotatorische Kräfte und Drehmomente können anhand der gemessenen Daten errechnet werden (Perry et al. 2003).

Technische Voraussetzungen sind in den Boden eingelassene Messplatten oder tragbare Messsohlen. Ludwig beschreibt weitere Untersuchungsmöglichkeiten, so zum Beispiel die Koppelung der videogestützten Ganganalyse inklusive Markersystemen (Kinematik) mit im Boden befindlichen Messplatten (Kinetik) (Ludwig 2015).

3.5.1.2.1 Bodenreaktionskräfte

In der vorliegenden Studie sollen vor allem die vertikalen Bodenreaktionskräfte (engl.: ground reaction forces; Abk.: GRF) gemessen und ausgewertet werden. Der Ausschlag der Kraftkurve in einem Achsendiagramm ist von der Geh- bzw. Laufgeschwindigkeit abhängig.

Der Verlauf der vertikalen Kraftmomente bei durchschnittlichem Gangtempo lässt sich als zweigipflige Kurve darstellen.

Die Veränderungen der vertikalen Bodenreaktionskräfte sind in Abbildung 6 dargestellt. Im Diagramm ist auf der Ordinatenachse der Anteil des Körpergewichtes, dementsprechend auch der Kraft, in Prozent [%] aufgetragen und auf der Abszissenachse der zeitliche Ablauf eines Gangzyklus in Prozent [t in %]. Die horizontale dünne Linie bei 100 % stellt das Körpergewicht [kg] dar. Gut zu erkennen ist, dass bei einer Geschwindigkeit von $1,3\bar{6}$ m/s (durchgezogene dicke schwarze Linie) das Ausmaß der beiden Kraft-Gipfel das Körpergewicht um ca. 10 % übersteigt, im Kraft-Tal allerdings ca. 10 % (20 %) unter dem Körpergewicht liegt (Perry et al. 2003). Beim Laufen (Linie aus Punkten) entsteht ein einziger spitz zulaufender Gipfel, wohingegen beim langsamen Gehen (Linie aus Rechtecken) ein breiterer Bogen mit Plateau zu erkennen ist.

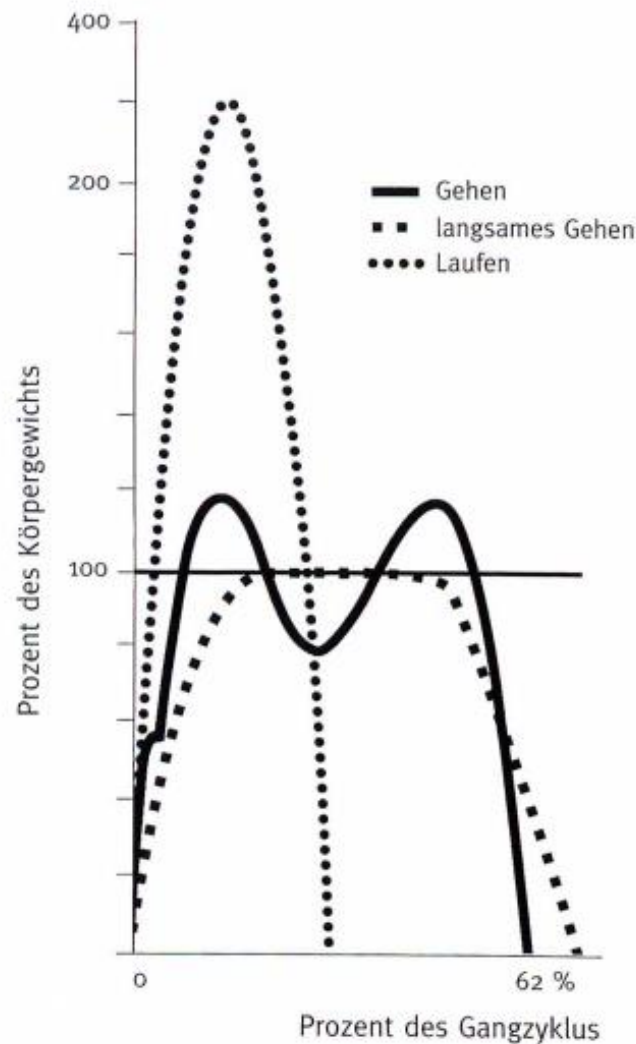


Abbildung 6: Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit (Perry et al. 2003)

Perry gliedert die Verlaufskurve beim Gehen in F1 (1. Maximum), F2 (Minimum) und F3 (2. Maximum). Im Diagramm (Abb. 7) ist auf der y-Achse das Körpergewicht in Kilogramm [kg] und auf der x-Achse der Ablauf eines Gangzyklus dargestellt. Der erste Gipfel -F1- repräsentiert dabei den Beginn der mittleren Standphase (engl.: mid-stance; Abk.: MSt) zum Zeitpunkt der Stoßdämpferphase (engl.: loading response), d. h. der Antwort auf die Gewichtsübernahme, während sich der Körperschwerpunkt Richtung Boden bewegt. Das Krafttal -F2- entsteht zum späten Zeitpunkt der mittleren Standphase und wird durch die Schwungphase des kontralateralen Beines bestimmt. Es zeigt die Entlastung des Standbeines und Anhebung des Körperschwerpunktes in der Vorwärtsbewegung des Körpers. Der zweite Gipfel -F3- entsteht in der terminalen Standphase (engl.: terminal-stance; Abk.: TSt) und belegt wiederum ein Absinken des Körperschwerpunktes während des Abrollvorgangs, genauer: während des Ablösens

der Ferse und damit zum Zeitpunkt der Vorfußbelastung des Standbeines. Die Stufenbildung der in Abbildung 7 blau markierten Flächen spiegelt die Kontaktfläche des Fußes auf dem Boden wider. Dabei entspricht die erste Stufe dem Fersenkontakt, d. h. dem initialen Bodenkontakt (IC) mit Belastungsantwort (BA), die zweite dem Kontakt des gesamten Fußes und die dritte Stufe dem Vorfußkontakt.

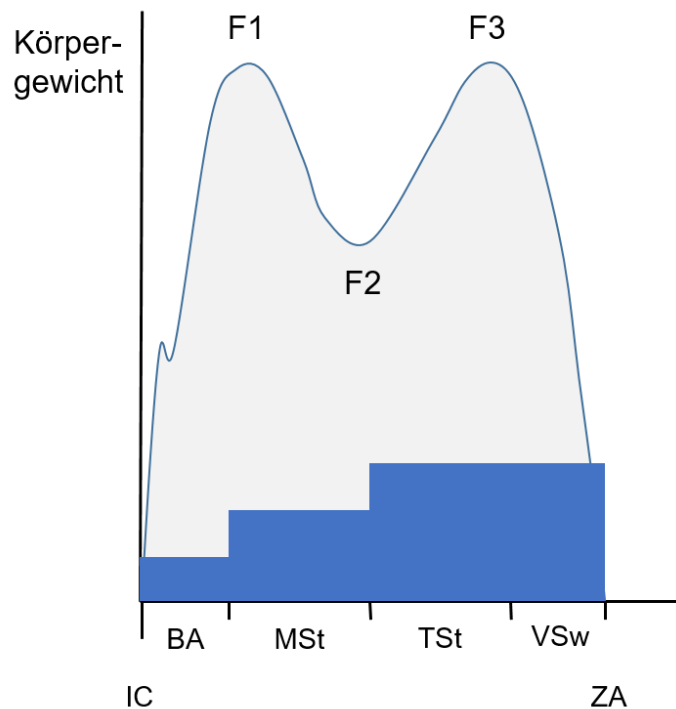


Abbildung 7: vertikale Bodenreaktionskraft, gegliedert in F1-F3; blau markiert der zeitliche Verlauf des Gangzyklus inkl. Stufenschema des Bodenkontaktes (Perry et al. 2003)

Die horizontalen Kräfte (Scherkräfte) treten parallel zum Untergrund auf und sind wesentlich kleiner als die vertikale Bodenreaktionskraft. Die geringsten Größen weisen die medio-lateralen Scherkräfte auf, die bei der Gewichtsverlagerung von einem Bein auf das andere entstehen. Die höchste mediale Kraft tritt zeitlich während der Belastungsantwort auf und beträgt nur 5 % des Körpergewichtes. Die größte laterale Scherkraft beträgt 7 % des Körpergewichtes während der terminalen Standphase (Perry et al. 2003).

Die anterior-posteriore Kraft wird auch als Vor-Rück-Kraft bezeichnet. Normalerweise kommt es zunächst zu einer nach vorn gerichteten (anterioren) Kraft, welche am Ende der Belastungsantwort mit 13 % des Körpergewichtes ihren Höhepunkt erreicht. Kurz vor Abheben der Ferse in der terminalen Standphase tritt dann eine rückwärtig gerichtete (posteriore) Kraft auf. Ihr Maximum beträgt 23 % des Körpergewichtes (Perry et al. 2003).

In einem früheren Artikel beschreibt Skinner in Zusammenarbeit mit Perry, Antonelli und Lester eine zum Zeitpunkt des initialen Bodenkontaktes bestehende posteriore Kraft, welche der Stabilisation des Standbeines dienen könnte (Skinner et al. 1985; Perry et al. 2003). Diese war aber nicht bei allen Probanden nachweisbar.

3.5.1.2.2 Drehmomente

Auf die gelenkstabilisierende Funktion der Muskulatur wurde bereits in vorherigen Kapiteln eingegangen (Kap. 3.1.3; 3.4.1). Überall dort, wo gelenkige Verbindungen Bewegungen ermöglichen, entsteht auch Instabilität. Im Moment des Gehens, aber auch bei jeder anderen Form der Bewegung, bei dem sich der Massenmittelpunkt eines Körperabschnittes nicht mehr senkrecht zur dazugehörigen Gelenkachse befindet, wird durch dessen Kraft eine Rotationskraft, d. h. auch eine Gelenkbewegung, provoziert. „Diese Kraft wird Drehmoment genannt“ (Perry et al. 2003). Ohne die dynamische Stabilisierung der Gelenke wären zielgerichtete Bewegungen unmöglich. Das System würde unter der einwirkenden Schwerkraft in sich zusammenbrechen.

In der Physik ist das Drehmoment als Vektorprodukt aus Hebelarm und Kraft definiert.

$$\vec{T} = \vec{l} \times \vec{F} \quad (1)$$

Formel 1: Drehmoment

Während des Gehens ist die oben beschriebene vertikale Bodenreaktionskraft die entscheidende Kraft in der Standbeinphase. Der Hebelarm, der auf das Gelenk wirkt, ergibt sich somit aus dem senkrechten Abstand zum Gelenkmittelpunkt. Zur Kompensation des Drehmomentes, und damit zur Stabilisierung des Gelenkes, dient unter anderem die Aktivität der Muskulatur als Gegendrehmoment (Perry et al. 2003; Harten 2014).

3.5.2 Schrittanalyse

Das individuelle Gangbild eines Menschen ist vor allem durch dessen Geschwindigkeit, die Schrittlänge und die Frequenz gekennzeichnet (Perry et al. 2003; Götz-Neumann 2016; Ludwig 2015). Zu diesen den Gang beschreibenden räumlich-zeitlichen Parametern gibt es mehrere Studien mit gleichen Ergebnissen. Anschließend formulierte Zahlen und Erläuterungen sind den Arbeiten der drei oben genannten Autoren entnommen.

3.5.2.1 Gehgeschwindigkeit

In der Literatur wird die Geschwindigkeit in Metern pro Minute [m/min] oder nach dem Système International (SI) in Metern pro Sekunde [m/s] angegeben.

Das spontane, individuelle „Wohlfühltempo“ jedes Einzelnen kann auch als „freie Ganggeschwindigkeit“ oder „Grundgeschwindigkeit“ bezeichnet werden. Man geht davon aus, dass dieses Tempo den körperlichen Bedingungen optimal angepasst ist und damit auf allen Ebenen ein weitgehend ökonomisches Bewegungsmuster darstellt. Laut Perry beträgt dieses durchschnittlich $1,3\bar{6}$ m/s (82 m/min), wobei die Geschwindigkeit bei Männern ca. 5 % darüber, d. h. bei 1,43 m/s, und bei Frauen 6 % darunter, d. h. bei 1,28 m/s, liegt. Ältere Menschen (beginnend zwischen dem 60. und 70. Lebensjahr), Kinder und körperlich eingeschränkte Personen gehen langsamer. Götz-Naumann gibt einen Überblick über unterschiedliche Geschwindigkeiten. Tabelle 1 zeigt einen Auszug aus dieser Übersicht.

Tabelle 1: Geschwindigkeiten unterschiedlicher Geh- und Laufarten (Götz-Neumann 2016)

Bummeln oder Schlendern	1 m/s (60 m/min)
Hetzen	$1,6\bar{6}$ m/s (100 m/min)
Joggen	$3,3\bar{3}$ m/s (200 m/min)
Sprinten (Profisport)	10 m/s (600 m/min)

Nach Perry wird die Ganggeschwindigkeit im Wesentlichen durch „Länge und Anzahl der Doppelschritte“ bestimmt (Perry et al. 2003). Daher ist es möglich, eine entsprechende Formel aufzustellen: Geschwindigkeit (v) = Doppelschrittlänge x 0,5 Kadenz (Perry et al. 2003).

3.5.2.2 Schrittlänge

Die Schrittlänge ist unter anderem von der Körpergröße, der Beinlänge und der Gehgeschwindigkeit, aber auch vom Geschlecht abhängig. Es finden sich in der Literatur minimale Differenzen in den Längenangaben. Zu beachten ist auch hier der Unterschied zwischen einem Schritt und einem Doppelschritt. Eine Schrittlänge (engl.: step length) ist im Durchschnitt 0,65 m - 0,75 m lang. Ein Doppelschritt (d. h. rechter und linker Schritt; engl.: stride length) dagegen kann eine Länge von 1,30 m - 1,50 m haben. Eine bewährte

Faustformel lautet: Doppelschrittlänge = $0,8 \times \text{Körpergröße}$ (Ludwig 2015). Der Unterschied zwischen Männern und Frauen beträgt laut Perry 14 %, d. h. im Durchschnitt beträgt die Doppelschrittlänge bei Männern 1,46 m und 1,28 m bei Frauen (Perry et al. 2003).

3.5.2.3 Kadenz

Die Anzahl der Schritte innerhalb einer bestimmten Zeit wird als Kadenz bezeichnet. Diese Schrittfrequenz kann sowohl in Schritten pro Minute [pro min] als auch in Doppelschritten pro Minute angegeben werden. Da auch dieser Wert von der Schrittgeschwindigkeit und der Schrittlänge abhängig ist, gibt es sowohl geschlechtsspezifische Unterschiede als auch Schwankungen innerhalb des gleichen Geschlechtes. Perry gibt bei Frauen eine Kadenz von 117 Schritten/min an und bei Männern von 111 Schritten/min. Die mittlere Kadenz bei Erwachsenen beträgt geschlechtsunabhängig 113 Schritte/min.

3.5.2.4 Ganglinie

Die Ganglinie (engl.: gait line) wird anhand einzelner Momentaufnahmen während des Abrollens des Fußes ermittelt. Die Berechnung erfolgt durch die zeitlich nacheinander ablaufenden Bodenkontakte des Fußes und die damit verbundene Kraftverteilung. Ludwig bezeichnet die Ganglinie als eine „Wanderung des Kraftangriffspunktes über der Fußsohle“ (Ludwig 2015). Da der Verlauf der Ganglinie sowohl von der individuellen Fußanatomie, insbesondere von der Stellung des Fußgewölbes, als auch von der Sicherheit beim Gehen abhängig ist und damit größerer Variabilität unterliegt, wird ihre Interpretation kritisch diskutiert (Ludwig 2015).

3.5.2.5 Standphasen- und Schrittdauer

Ein harmonisches Gangbild ist neben den bereits beschriebenen Parametern zudem von einem annähernd symmetrischen Verhältnis der Standphasen- und der Schrittdauer gekennzeichnet. Bereits während der reinen Inspektion des Ganges fällt dem Betrachter eine Asymmetrie als „Hinken“ auf. Dieses kann, je nach Ursache und Schweregrad, Untergrund und Schuhmaterial, von einem veränderten bzw. asymmetrischen Auftrittsgeräusch begleitet sein.

4 Material und Methode

4.1 Studiendesign und -Beschreibung

Es handelt sich bei dieser Arbeit um eine monozentrische, prospektive, zweiphasige klinische Studie.

In der ersten Phase wurden in einer Vorstudie 50 gesunde Probanden getestet. Die dabei erfassten Daten dienten zum einen der Fallzahlplanung der Hauptstudie, zum anderen wurden die Messergebnisse der Patientengruppe mit denen der Gesunden verglichen, um gegebenenfalls, bei bestehender Asymmetrie, eine klinische Relevanz beurteilen zu können.

Die zweite Phase – die eigentliche Hauptstudie – wurde in einer Rehabilitationsklinik, der „Kurpark-Klinik“ in Bad Nauheim, durchgeführt. Nach statistischer Berechnung sollten ursprünglich 28 Patienten nach dem Erhalt einer Hüfttotalendoprothese, entweder über einen minimal-invasiven anterolateralen Zugang oder einen direkt lateralen, transglutealen Zugang nach Bauer, in die Studie eingeschlossen werden.

Die Zuweisung der Patienten erfolgte nicht-randomisiert. Die Patienten befanden sich zum Zeitpunkt der Datenerhebung zwecks ihrer Anschlussheilbehandlung in der o. g. Reha-Klinik.

4.2 Messmethode

Die Messungen aller aufgeführten Parameter erfolgten sowohl in der Vorstudie als auch in der Hauptstudie mithilfe von tragbaren Sensorsohlen auf einer Gehstrecke von 30 m. Gemessen wurde diese Strecke im Vorfeld der Testung mit einem Laser-Messgerät der Firma Leica (Disto D150, Leica, Wetzlar).

4.2.1 Beschreibung der Technik

Für die Messungen wurden tragbare Sensorsohlen vom Typ Insole 3 (Moticon ReGo AG; München) genutzt.



Abbildung 8: Moticon Science Sensor Insole; Model: Insole 3; Moticon ReGo AG; München

Die Sohlen liegen in den Größen 1 bis 9 vor, was den EU-Schuhgrößen 32 bis 49 entspricht, wobei eine Sensorsohle zwei Schuhgrößen umfasst, so dass z. B. die Sohlengröße 1 für die EU-Schuhgrößen 32 und 33 verwendet werden kann. Für die vorliegende Studie wurden die Größen 3 bis 7 benötigt.

4.2.1.1 Sensoren

In einer Sensorsohle sind 16 berührungs- bzw. druckempfindliche Sensoren integriert, die spezifisch positioniert und gegliedert sind (Abb. 9). Dabei variiert die Fläche der Sensoren in Abhängigkeit von der Größe der jeweiligen Sohle minimal, da grundlegende technische Dinge, wie bspw. die Elektronik oder die Batteriegröße, in allen Sohlen den gleichen Platz einnehmen. Neben diesen Drucksensoren verfügt jede Sohle über einen Beschleunigungssensor und einen Sensor für die Winkelgeschwindigkeit. Beide Sensoren berechnen die Daten jeweils anhand eines Koordinatensystems (x-, y-, z-Achse) für drei Richtungen im Raum.

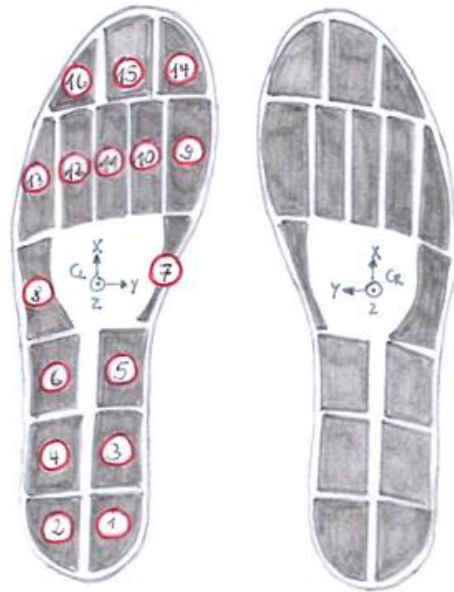


Abbildung 9: Position und Gliederung der integrierten Druck- und Kraftsensoren (eigene Zeichnung)

4.2.1.2 Energieversorgung der Sohlen

Jede Sensorsohle verfügt über ein eigenes Batteriefach (Abb. 10). Verwendet werden wiederaufladbare Knopfzellen mit einer Spannung von 3,7 V ($\pm 0,4$ V).



Abbildung 10: Sohlenpaar in Größe 7 (EU: 44/45) (links); eröffnetes Batteriefach (rechts)

4.2.1.3 Kalibrierung und Zurücksetzen (engl.: Zeroing)

Die individuelle Kalibrierung jeder Sensorsohle erfolgt bereits während der Produktion bei der Herstellerfirma.

Für das Zurücksetzen bzw. Nullen der Drucksensoren (engl.: zeroing) stehen zwei unterschiedliche Wege zur Verfügung. Das manuelle Zurücksetzen kann erforderlich werden, wenn es nach dem Einlegen einer Sohle zu „Vorspannungen“, d. h. minimalen Belastungen der Drucksensoren aufgrund der räumlichen Gegebenheiten im jeweiligen Schuh kommt. Damit diese Druck- und Kraftdaten später nicht in die Messungen eingerechnet werden, gleicht man diese vorab aus. Darüber hinaus führt ein integriertes System während der Nutzung bzw. Messung automatisch einen Nullabgleich durch, um Schwankungen auszugleichen, die zum Beispiel bei Temperaturänderungen entstehen können. Für das manuelle Zurücksetzen muss die zu testende Person im Stehen oder Sitzen zunächst ein Bein vom Boden abheben.

4.2.1.4 Datenerfassung und Einstellung

Das eigentliche Bedienelement während einer Messung stellt das Mobiltelefon dar, das mit der entsprechenden Hersteller-Applikation (Moticon Science Mobile App, Moticon ReGo AG, München) ausgestattet ist. Anhand dieser App werden die Aufnahmeeinstellungen und Betriebsmodi für die jeweilige Messung festgelegt. Zudem werden darüber die Messaufzeichnungen gestartet, kontrolliert und beendet.



Abbildung 11: Ansicht auf das Mobiltelefon während der Nutzung der Moticon Science Mobile App; gewähltes Sohlenpaar: Größe 7; Aufnahmemodus: Recording; sample rate: 100 Hz

Im Rahmen der Grundeinstellung für die Datenerfassung kann zwischen drei unterschiedlichen Aufnahmemodi gewählt werden („Live-Capture“, „Recording“, „Smart Recording“). Der gebräuchlichste Modus, welcher auch in dieser Studie genutzt wurde, ist der Recording-Modus. Die Sensordaten werden kontinuierlich auf dem integrierten Speicher der Sensoren gesichert und können zu einem späteren Zeitpunkt auf den Computer übertragen werden.

Innerhalb des Aufnahmemodus können weitere Optionen gewählt bzw. eingestellt werden. Zum einen können die Sensorkanäle (engl.: channels), die in die Messung einbezogen werden sollen, bestimmt werden. Zum anderen wird über die „sample rate“ die Abtastfrequenz, d. h. die Anzahl der Messungen pro Zeiteinheit, festgelegt (Abb. 12).

Für diese Studie wurden eine Abtastfrequenz von 100 Hz und der Full-Setup-Modus gewählt.

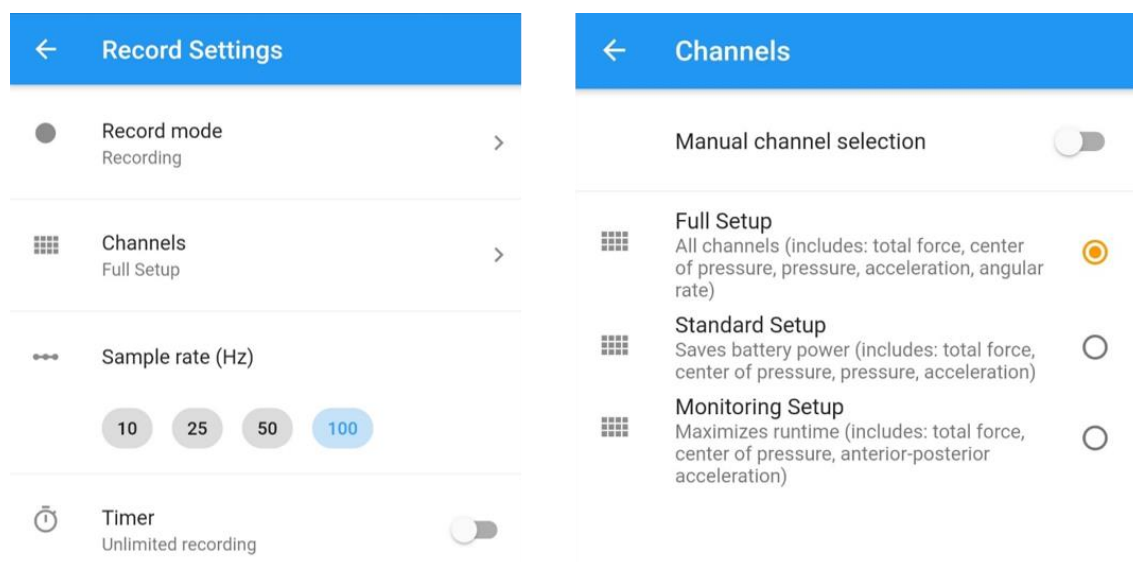


Abbildung 12: Einstellungsoptionen innerhalb des Aufnahmemodus (links); Auswahl der Sensorkanäle (rechts)

4.2.1.5 Übertragung und Speicherung der Daten

Für die Übertragung der auf den Sohlen gespeicherten Daten benötigt man eine Netzwerkverbindung. Sensorsohle und Mobiltelefon sind über eine Bluetooth-Verbindung gekoppelt. Das Mobiltelefon dient innerhalb der Datenverarbeitung als „Knotenpunkt“ zwischen der Sensorsohle und der Software auf dem Computer.

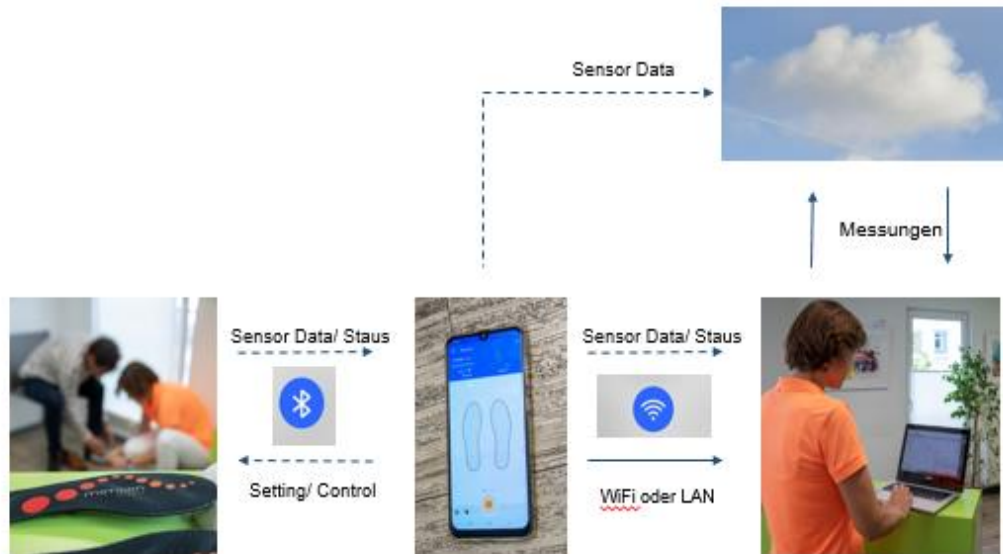


Abbildung 13: Übertragung der auf den Sohlen gespeicherten Daten

4.2.1.6 Software

Nachdem die aufgezeichneten Daten vom integrierten Speicher der Drucksensoren auf den Computer übertragen worden sind, können diese analysiert, bearbeitet und gespeichert werden (s. Abb. 23-25 im Anhang).

4.2.1.7 Parameter

Wie bereits im Kapitel 4.2.1.4 beschrieben, erfordern bestimmte Parameter spezifische Datenkanäle. So wird die Druckverteilung anhand der individuellen Druckwerte der 16 Sensoren berechnet. Alle räumlichen Parameter basieren auf der Winkelgeschwindigkeit und der Beschleunigung. Die Genauigkeit der Daten ist von der Abtastfrequenz abhängig. Je höher diese eingestellt ist, desto exaktere Werte lassen sich gewinnen.

4.2.1.7.1 Gang Report

Unter der Rubrik „Gang Report“ werden neben der Anzahl der erkannten Schritte auch die Ganglinie, die Bodenreaktionskraft sowie zeitliche und räumliche Parameter analysiert. (Zu den für diese Studie berücksichtigten Werten: siehe Tabellen 3-7 im Anhang.)

4.3 Vorstudie

Die Vorstudie wurde, wie oben erwähnt, mit 50 Gesunden durchgeführt und diente der Fallzahlplanung der Hauptstudie, aber auch als Vergleichskohorte. Die Ethikkommission der Justus-Liebig-Universität Gießen stimmte sowohl der Durchführung dieser Vorstudie als auch der Durchführung der Hauptstudie zu (Votum der Ethikkommission AZ 186/19). Die Probanden wurden vorab über die Studie informiert und die Ein- bzw. Ausschlusskriterien überprüft.

4.3.1 Einschluss- / Ausschlusskriterien

Die Probanden befanden sich zum Zeitpunkt der Messung alle im Alter von 25-78 Jahren. Anamnestisch wurden bei den Probanden in den letzten fünf Jahren weder Operationen im Bereich der Lenden-Becken-Hüftregion noch der unteren Extremität durchgeführt. Des Weiteren bestanden keine angeborenen oder erworbenen Erkrankungen des muskuloskelettalen Systems, die die Symmetrie des Gangbildes beeinflussen.

4.3.2 Untersuchungsablauf

Nach Aufklärung und Zustimmung der Probanden zur Teilnahme an der Studie erfolgte das Einlegen der passenden Mess-Sohlen in die Schuhe der Probanden durch die Untersucherin. Wenn möglich wurde vorher die ursprüngliche Sohle des Schuhs herausgenommen.

Im Anschluss daran wurde den Probanden die zu gehende Strecke vorgestellt und nochmals der Ablauf der Untersuchung detailliert erklärt. Es folgte ein gemeinsames Ablaufen der Teststrecke. Nachdem die Probanden nun die Sohlen einige Minuten getragen hatten und sich an diese gewöhnen konnten, wurde im Sitzen oder im Stehen der manuelle Nullabgleich der Mess-Sohlen vorgenommen, wie er im Kapitel 4.2.1.3 beschrieben wurde.

In einem ersten Probelauf ging der jeweilige Proband die Teststrecke unter Messbedingungen, allerdings ohne dass diese aufgezeichnet wurde: Dazu wartete der Proband an der Startlinie auf das Kommando der Prüferin und legte daraufhin die Gehstrecke in seinem individuellen Wohlfühltempo zurück. Beim Überqueren der 30 m-Marke rief der Proband ein vorher vereinbartes Stopp-Kommando, ging aber noch mindestens zwei bis drei Meter weiter, um ein Abbremsen oder Stoppen noch vor Ende der Gehstrecke zu vermeiden. Die Untersucherin blieb während der Messung am

Startpunkt zurück. Unmittelbar anschließend konnten ggf. Korrekturen vorgenommen oder Unklarheiten besprochen werden.

Die eigentliche Messung mit Aufzeichnung der Daten verlief nach ähnlichem Protokoll. Der Proband stand an der Startmarkierung, während die Untersucherin die jeweilige Probanden-ID („C ... n“) in der App des Herstellers einstellte. Die Untersucherin erteilte das Signal loszulaufen, sobald die technischen Voraussetzungen geschaffen waren.

Der Proband ging, wie oben beschrieben, in der ersten Messung die Gehstrecke im individuellen Wohlfühltempo. Nach dieser ersten Begehung in freier Geschwindigkeit, kehrte der Proband zum Beginn der Gehstrecke zurück und stellte sich wie bei der ersten Messung an die Startmarkierung. Die Untersucherin aktualisierte die Daten des Probanden („C ... f“) für die zweite Messung und gab, sobald alles bereit war, das Start-Kommando. Der Proband ging die vorgegebene Strecke schneller als während der ersten Messung. Nach Überqueren der Zielmarkierung stoppte die Untersucherin die Aufzeichnung, während der Proband wie gehabt zum Ausgangspunkt zurückkehrte. Die dritte Messung wurde nach dem gleichen Schema durchgeführt, wobei der Proband allerdings deutlich langsamer ging als in der ersten Messung. Notiert wurde dies durch die Probanden-ID („C ... s“).

4.3.2.1 Probanden-ID

Die Vergabe der Probanden-ID erfolgte durch eine fortlaufende Nummerierung von 1 bis 50. Wobei der Buchstabe „C“ für „Control“ (Kontrollgruppe) steht. Die einzelnen Messungen pro Proband wurden durch die Kleinbuchstaben n (normal), f (fast) und s (slow) gekennzeichnet.

4.3.2.2 Schuhvorgaben

Die Probanden durften flache Alltagsschuhe ohne Absatz, Turnschuhe oder Sneakers tragen.

4.4 Hauptstudie

Die Gruppe der Hauptstudie umfasste Patienten im Zustand nach Erstimplantation einer Hüftgelenktotalendoprothese (ICD-10: Z 96.64) entweder über einen minimal-invasiven anterolateralen Zugang (MIS) oder einen direkt lateralen, transglutealen Zugang (TGL) nach Bauer.

Anhand eines kurzen Anamnesefragebogens wurden zu Beginn Alter, Größe und Gewicht sowie der ausgeübte Beruf und Hobbys aufgenommen. Explizit wurde zudem

nach Vorerkrankungen und Operationen gefragt, was der Detektion von Ausschlusskriterien diene.

4.4.1 Einschluss-/Ausschlusskriterien

Alle Patienten waren zum Zeitpunkt der Datenerhebung über 18 Jahre alt. Sie befanden sich aufgrund der o. g. Operation zur Anschlussheilbehandlung in der Kurpark-Klinik Bad Nauheim. Die OP-Indikationen begrenzten sich auf eine einseitige Hüftdysplasie sowie eine primäre, sekundäre oder posttraumatische Coxarthrose. Die Patienten mussten einen Barthel-Index von mindestens 70 Punkten erreichen.

Zu den Ausschlusskriterien zählten, neben dem Alter (< 18 Jahre), maligne Erkrankungen sowie eine bestehende Polyneuropathie.

4.4.2 Untersuchungsablauf

Die Patienten wurden im Rahmen des Erstaufnahmegesprächs zu Beginn der Rehabilitationsmaßnahme auf die Studie hingewiesen. Bei Interesse an einer Teilnahme wurden ihnen in einem separaten Aufklärungsgespräch der Ablauf erläutert und bestehende Fragen beantwortet. Nach Einwilligung und Einschluss der Patienten in die Studie wurden sie gebeten, sowohl den Anamnesebogen als auch die Funktionsfragebögen auszufüllen. Zudem wurden sie dem jeweiligen Untersuchungsarm – MIS oder TGL – zugeordnet und die zwei Untersuchungstermine geplant.

Zeitnah, d. h. in den ersten Tagen nach Aufnahme, wurden die Patienten das erste Mal getestet. Der Untersuchungsablauf erfolgte identisch zu dem der Vorstudie (Kap. 4.3.3). Zu Beginn der ersten Messung wurden sie sowohl mit den Sensor-Sohlen als auch mit der zurückzulegenden Wegstrecke vertraut gemacht. Nachdem die Untersucherin die Sohlen in die geschlossenen Schuhe der Patienten eingelegt und den Nullabgleich durchgeführt hatte, gingen die Patienten die prädefinierte Gehstrecke in Folge vier Mal. Nach einem ersten Probelauf ohne Aufzeichnung absolvierte jeder Patient die Distanz für die erste Messung in seinem selbst festgelegten, freien Tempo (Wohlfühltempo), für die zweite Messung in einer schnelleren Gehgeschwindigkeit und für die dritte Messung in einem langsameren Tempo. Nachdem die Daten erfasst waren, wurden die Sohlen von der Untersucherin aus den Schuhen der Patienten entfernt.

Der zweite Untersuchungstermin fand dann ein bis drei Tage vor der geplanten Entlassung des jeweiligen Patienten aus der Klinik statt. Die Untersucherin war für das Einlegen der Sensor-Sohlen in die Schuhe der Patienten verantwortlich. Danach lief jeder Patient die bereits bekannte Wegstrecke auf die gleiche Weise wie beim ersten

Testtag, d. h. es erfolgten auch hier wieder, nach einem ersten Probelauf ohne Aufzeichnung, drei Messungen mit jeweils unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit. Für die Patienten bestanden ab diesem Zeitpunkt keine weiteren Aufgaben oder Messtermine. Die erhobenen Daten wurden im Anschluss analysiert.

4.4.2.1 Patienten-ID

Die Patienten-Identifikationsnummer setzt sich zum einen aus dem Untersuchungsarm, d. h. MIS für „minimalinvasiv“ und TGL für „transgluteal“, und zum anderen aus der fortlaufenden Nummerierung der Einschlüsse zusammen.

4.4.2.2 Schuhvorgaben

Die Patienten trugen geschlossene Sport- bzw. Turnschuhe. Die ursprünglichen Sohlen der Schuhe wurden für die Messungen herausgenommen.

4.5 Symmetrie-Index nach Robinson

Zur besseren Vergleichbarkeit und Übersichtlichkeit wurden die gewichtsabhängigen individuellen Werte der mittleren Bodenreaktionskräfte der Probanden und der Patienten anhand des Symmetrie-Index (SI) nach Robinson mathematisch berechnet ($SI = (x_{links} - x_{rechts}) \div (\frac{1}{2} \times [x_{links} + x_{rechts}]) \times 100 (\%)$) (Cabral et al. 2016).

$$SI = (x_{links} - x_{rechts}) \div \left(\frac{1}{2} x [x_{links} + x_{rechts}] \right) x 100 \quad (2)$$

Formel 2: Symmetrie-Index nach Robinson im Links-Rechts-Vergleich

Die Formel wurde für die Hauptstudie entsprechend in „operierte Seite“ und „gesunde Seite“ verändert.

$$SI = (x_{op} - x_{gesund}) \div \left(\frac{1}{2} x [x_{op} + x_{gesund}] \right) x 100 \quad (3)$$

Formel 3: Symmetrie-Index mit Vergleich des operierten und gesunden Beines

4.6 Statistische Methoden

Die benötigte Stichprobengröße wurde durch das Labor für Biomechanik der Justus-Liebig-Universität Gießen in Person von Dr. Dipl.-Ing. Alexander Jahnke mit Beratung des Institutes für medizinische Informatik der Justus-Liebig-Universität Gießen (Herrn Helge Hudel), mittels G*Power (Version: 3.1.9.7) berechnet, der dabei als Prüftest den t-Test für abhängige und unabhängige Stichproben verwendete. Es wurde von einem Signifikanz-Niveau von $\alpha \leq 0,05$ ausgegangen. In Abbildung 14 ist zu sehen, dass für die Hauptstudie eine notwendige Teilnehmerzahl von 14 Patienten pro Untersuchungsarm ermittelt wurde.

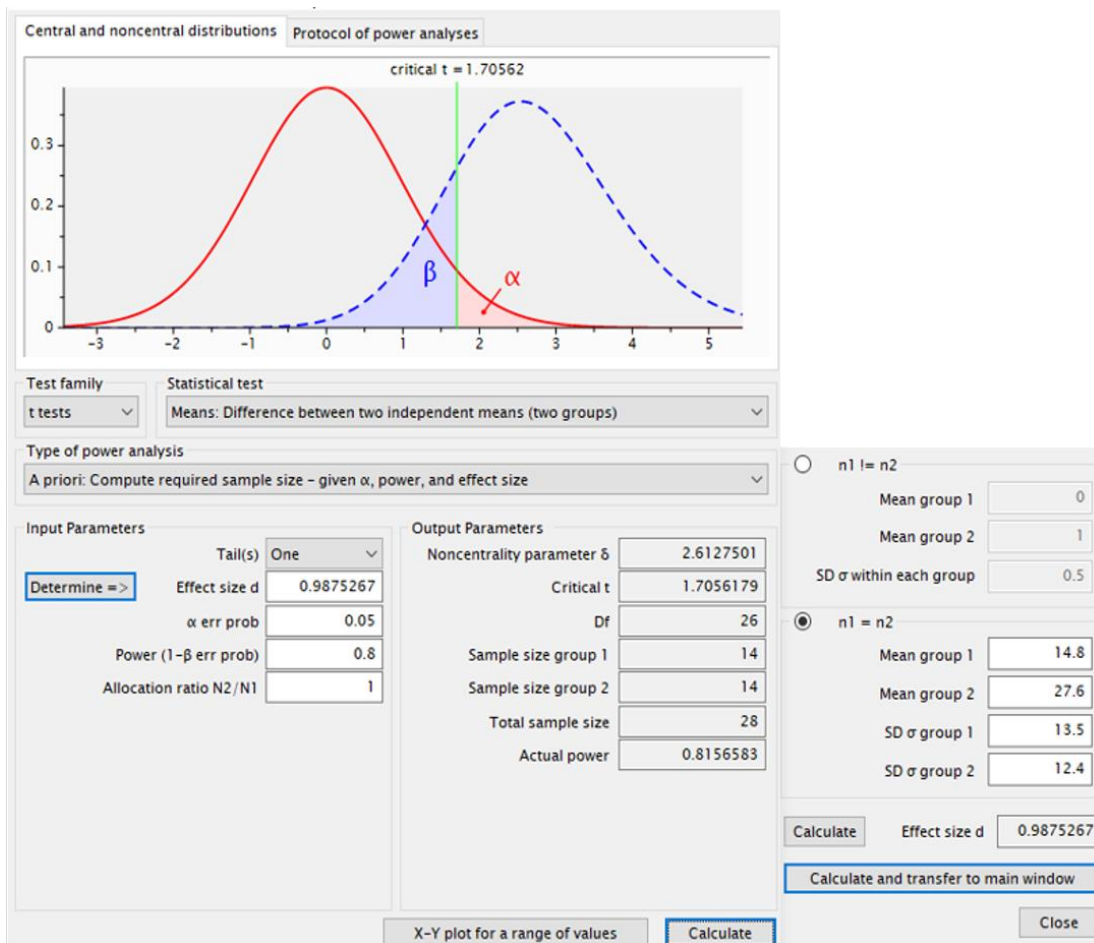


Abbildung 14: Fallzahlplanung mittels G*Power 3.1.9.7

Zunächst wurden die erhobenen Daten mit Microsoft Office Excel (2013) erfasst, Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD) berechnet und die Ergebnisse graphisch dargestellt.

Die statistische Analyse erfolgte anschließend mittels SPSS (IBM SPSS Standard v27). Für das vorliegende Studiendesign war ursprünglich eine Multivariante Varianzanalyse (MANOVA) mit Post-Hoc-Test und Bonferroni Korrektur vorgesehen.

Die Analyse der Daten, d. h. die logistische Regression und die parametrischen und nichtparametrischen Unterschiedstests wiesen jedoch darauf hin, dass sowohl innerhalb der Interventionsgruppen als auch zwischen den Interventions- und der Kontrollgruppe nicht von einer Normalverteilung und Varianzhomogenität ausgegangen werden kann.

Die Untersuchung durch den Chi-Quadrat-Test hat gezeigt, dass die Variable Geschlecht über die verschiedenen Gruppen homogen verteilt ist, in Bezug auf das Alter und den Body-Mass-Index (BMI) sind sie es nicht. Daher wurden alternativ nichtparametrische Analyseverfahren durchgeführt.

Der Mann-Whitney-Test wurde durch das Monte-Carlo Bootstrapping ergänzt, welches ein nichtparametrisches Resampling darstellt. Durch dieses Verfahren wurde, wie beim stratifizierten Bootstrapping der T-Tests, die Homogenität der Gruppen forciert. Zusätzlich zum Mann-Whitney-Test mit dem Monte-Carlo Bootstrapping wurde auch ein mit einem Bootstrapping geschichteter T-Test auf die demografischen Variablen Alter, Geschlecht und BMI durchgeführt. Somit kann davon ausgegangen werden, dass die vorliegende Heterogenität, spezifiziert auf die Unterschiede in den demografischen Daten, korrigiert wurde. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sind robust bezüglich beider Methoden. Die zur Berechnung der Effektstärke genutzten Methoden sind Cohen's d, die Hedges' Korrektur und Glass' Delta.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Vorstudie

5.1.1 Probandenkollektiv

Das Probandenkollektiv setzte sich aus 25 Frauen und 25 Männern zusammen.

Das Alter der Frauen bewegte sich in einem Bereich von 31 bis 72 mit einem Mittelwert von 49,76 Jahren. Das Durchschnittsalter der Männer betrug 48,44 Jahre, wobei hier der jüngste Mann 25 Jahre und der älteste Mann 78 Jahre alt waren. Damit betrug das Gesamtdurchschnittsalter 49,1 Jahre (SD \pm 13,05) (Diagramm 1).

Der Gesamtdurchschnitt des Body-Mass-Index (BMI) betrug 24,38 kg/m² (SD: \pm 3,21), wobei sich dieser auf 23,5 kg/m² bei den Frauen und 25,3 kg/m² bei den Männern aufteilte (Diagramm 2). Mit einem BMI von durchschnittlich 24,38 kg/m² befindet sich die Gesamtkohorte im altersgerechten Normbereich.

Neben Klettern und Skifahren wurden auffällig häufig Ausdauersportarten wie Wandern, Laufen und Radfahren als Hobbys angegeben. Nur vierzehn der 50 Probanden haben keine sportlichen Freizeitbeschäftigungen vermerkt.

Die berufliche Vielfalt deckte die breite Berufslandschaft in Deutschland ab. Hier gab es keine offensichtliche Tendenz zu zum Beispiel eher sitzenden oder körperlich anstrengenden Tätigkeiten. Nur fünf Probanden waren zum Zeitpunkt der Untersuchung bereits berentet.

5.1.2 Auswertung der Messungen

5.1.2.1 Geschwindigkeit

Die durchschnittlichen Geschwindigkeiten sind im Diagramm 1 (Gesamtkollektiv) dargestellt. Für das frei gewählte Wohlfühltempo (rote Säule) konnte im Mittel eine Geschwindigkeit von 1,35 m/s (81 m/min) gemessen werden. Dabei gingen die Frauen im Schnitt mit einer Geschwindigkeit von 1,36 m/s und die Männer mit 1,35 m/s. Beim schnelleren Gehen (blaue Säule) wurden Durchschnittswerte, bezogen auf das Gesamtkollektiv, von 1,7 m/s (102 m/min) gemessen. Aufgeteilt auf die Geschlechter zeigten sich Werte von 1,69 m/s bei den Frauen und 1,72 m/s bei den Männern. Mit dem Auftrag, langsamer als im individuellen Wohlfühltempo zu gehen, ergaben sich im Durchschnitt Werte von 1,01 m/s bei den Frauen und 1,1 m/s bei den Männern. Die

Gesamtdurchschnittsgeschwindigkeit beim langsamen Gehen betrug 1,03 m/s (61,8 m/min).

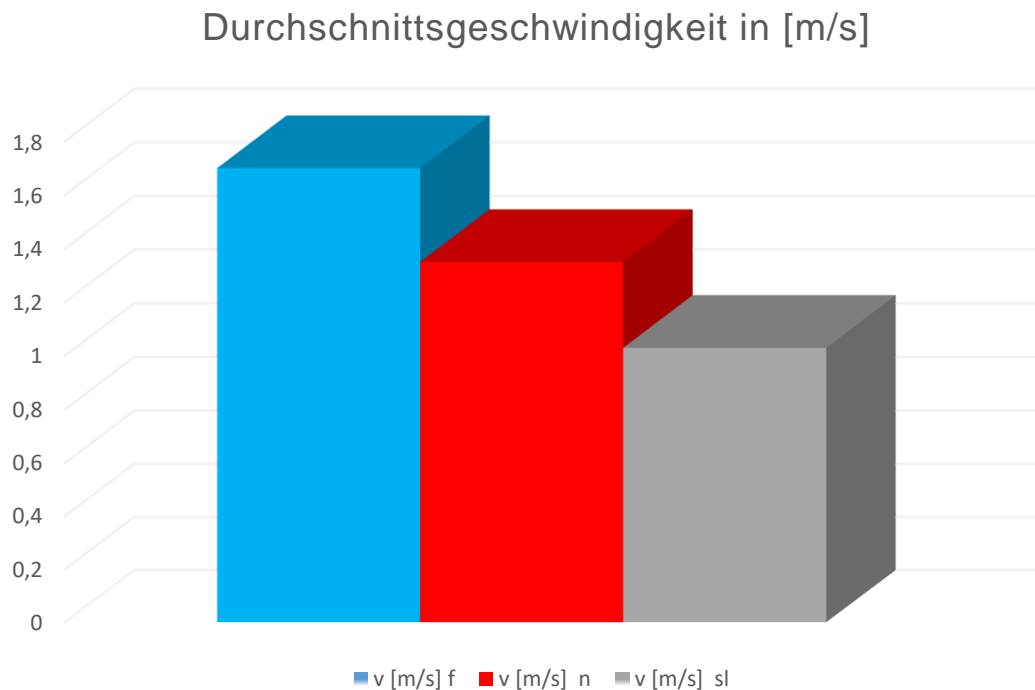


Diagramm 1: Durchschnittliche Gehgeschwindigkeit in [m/s] (blau = fast, rot = normal, grau = slow)

5.1.2.2 Kadenz

Neben der Geschwindigkeit wurde die individuelle Kadenz gemessen. Die Durchschnittswerte in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Tempi sind im Diagramm 2 (Gesamtkollektiv) dargestellt. Es zeigte sich eine mittlere Kadenz von 57,9 DS/min (115,5 Schritte/min) beim freien Gehen, wobei die Frauen auf 59,6 DS/min und die Männer auf 56,2 DS/min kamen. Beim schnelleren Gehen wurde eine durchschnittliche Kadenz von 64,8 DS/min (129,6 Schritte/min) ermittelt, die sich geschlechtsspezifisch betrachtet aus 66,6 DS/min bei den Frauen und 63 DS/min bei den Männern ergibt. Das langsame Gehen absolvierten die Patienten mit einer durchschnittlichen Kadenz von 49,9 DS/min (99,8 Schritte/min), bzw. 51 DS/min bei den Frauen und 48,9 DS/min bei den Männern.

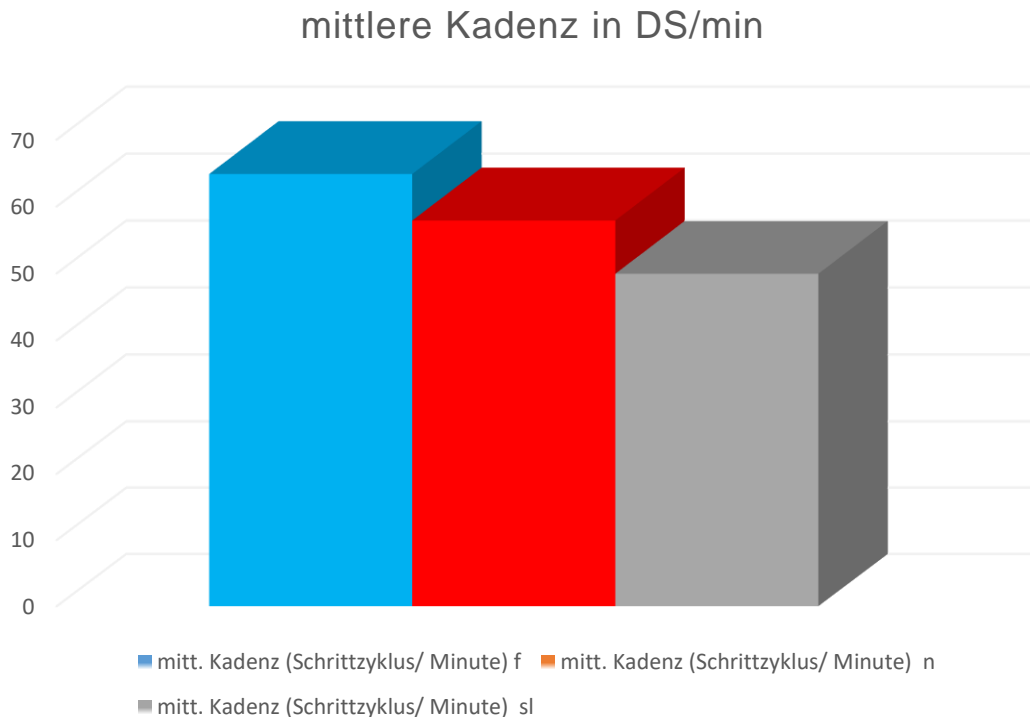


Diagramm 2: Mittlere Kadenz in Doppelschritten pro Minute (Schrittzzyklus/min) in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (blau = fast, rot = normal, grau = slow)

Damit liegen die Ergebnisse der Kadenz- und Geschwindigkeitsmessung des Probandenkollektivs im Vergleich zur bestehenden Studienlage in allen drei Gehgeschwindigkeiten innerhalb der bereits etablierten Normbereiche (Kap. 3.5).

5.1.2.3 Mittlere Standphasen- und Schrittdauer

Die mittlere Dauer der Standphase für das linke und rechte Bein ist im Diagramm 3 dargestellt. Gut zu erkennen ist, dass das Verhältnis des Referenzbeines zum kontralateralen Bein in allen drei Gehgeschwindigkeiten nahezu gleich ist, da die Unterschiede jeweils nur 0,01 s betragen. Das minimal länger verweilende Standbein ist durch die jeweils dunklere Säule innerhalb der jeweiligen Gehgeschwindigkeit dargestellt. Die Dauer der Standphase verhält sich proportional zur Geschwindigkeit, sie dauerte also umso länger, je langsamer gegangen wurde.

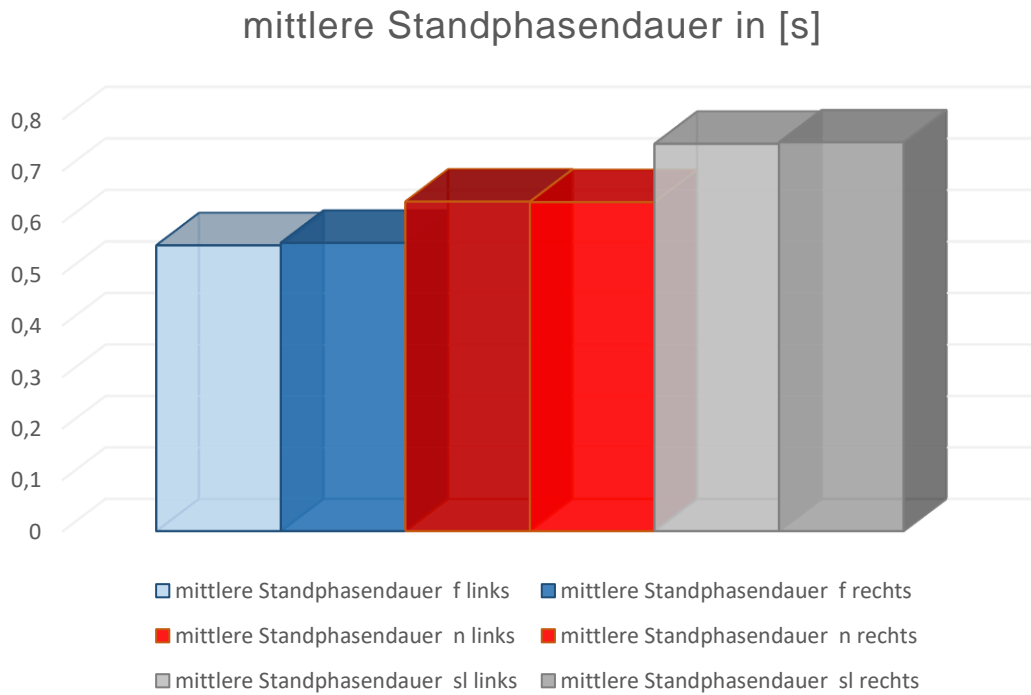


Diagramm 3: Mittlere Standphasendauer linkes/rechtes Bein in [s] in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit

Die mittlere Schrittdauer (Diagramm 4) korreliert ebenfalls mit dem Gehtempo.

Auch hier betrug der Unterschied zwischen dem linken und dem rechten Schritt während des schnelleren Gehens nur 0,01 s (links: 0,47 s; rechts: 0,46 s). Die Schrittdauer beider Seiten war in der freien Gehgeschwindigkeit mit 0,52 s identisch. Der Unterschied beim langsameren Gehen betrug verschwindend geringe 0,005 s, d. h. 0,605 s links und 0,610 s rechts.

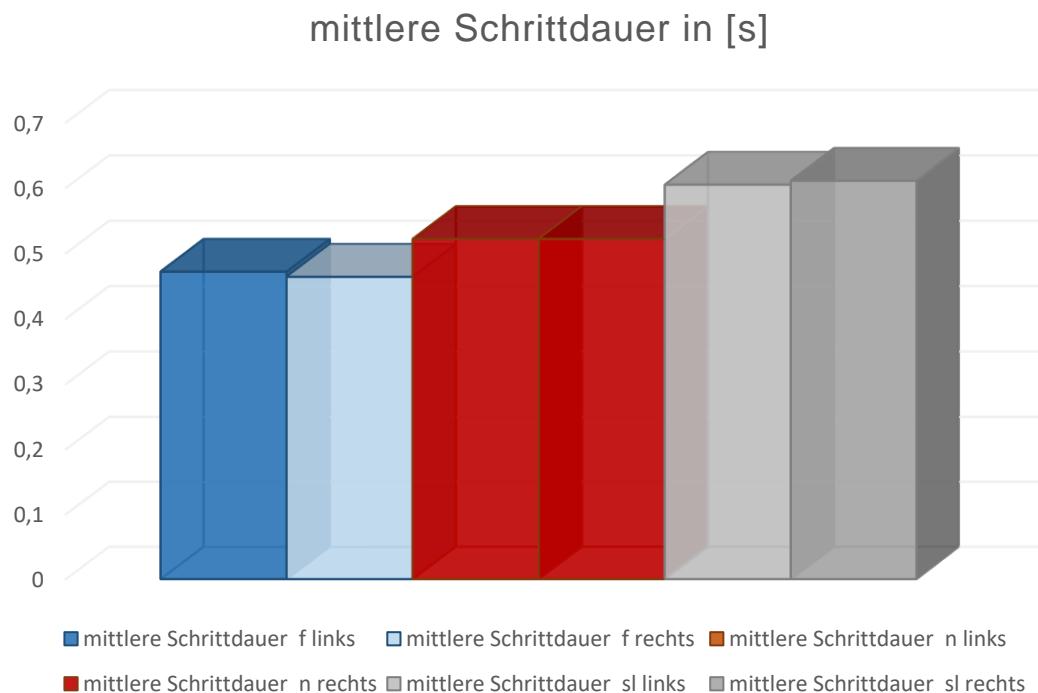


Diagramm 4: mittlere Schrittdauer linkes/rechtes Bein in [s] in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit

5.1.2.4 Mittlere vertikale Bodenreaktionskraft

Im Probandenkollektiv zeigten sich, abhängig vom jeweiligen Körpergewicht, seitengleiche Verhältnisse der mittleren Bodenreaktionskraft in allen drei Geschwindigkeiten. Es konnten zudem keine großen Belastungsunterschiede in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit gemessen werden.

Während des schnellen Gehens wurde ein Mittelwert von 660,5 N ($\pm 97,2$) links und 661,2 N ($\pm 81,1$) rechts berechnet. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergaben sich Mittelwerte von 681,0 N (± 110) links zu 678,9 N ($\pm 102,5$) rechts. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen 680,5 N (± 121) links und 674,5 N (± 110) rechts.

Eine Zusammenfassung der erhobenen Daten aller Probanden stellt Diagramm 5 dar.

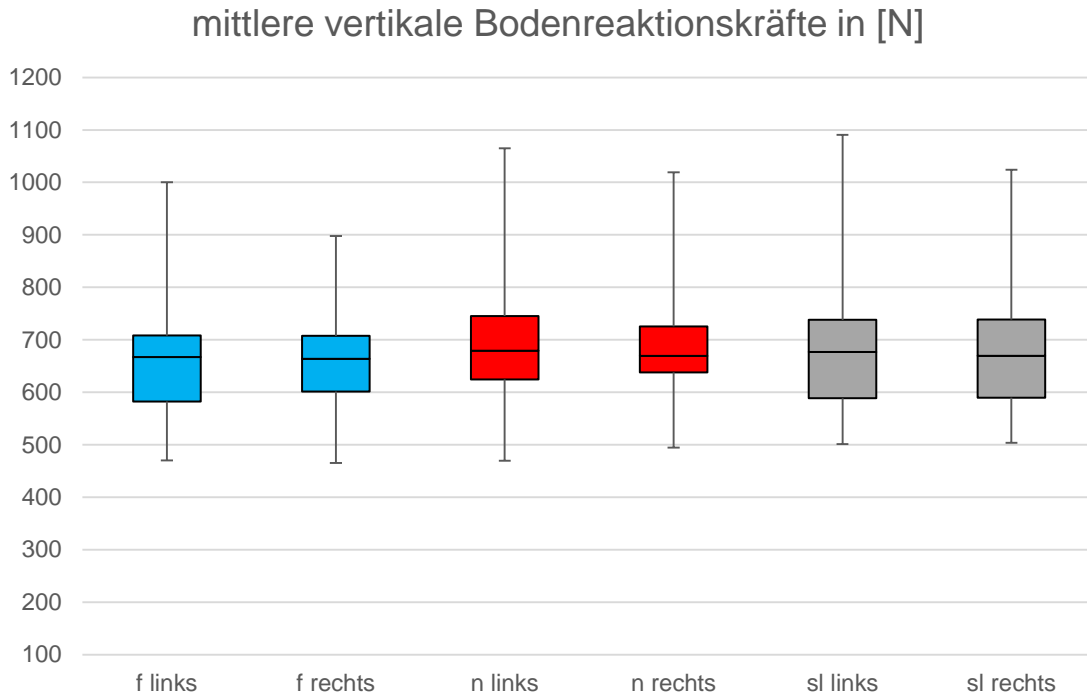


Diagramm 5: Mittlere vertikale GRF der Standphase in [N] links/rechts im Vergleich (f = fast, n = normal, sl = slow)

Die Symmetrie-Indizes sind in Tabelle 2 aufgelistet. Wie der Formel (2) im Kapitel 4.5 zu entnehmen ist, wurde für die Kontrollgruppe der Links-Rechts-Vergleich gewählt.

Die Asymmetrie innerhalb der Kontrollgruppe beträgt beim schnellen Gehen 5,4 % (SD: $\pm 6,2$), während der Wohlfühlgeschwindigkeit 4,37 % (SD: $\pm 3,4$) und während des langsameren Gehens 4,78 % (SD: $\pm 4,9$). Dabei wiesen während des schnellen Gehens 21 der insgesamt 50 Probanden eine linksseitige Dominanz und 28 Probanden eine rechtsseitige Dominanz auf. Nur 1 Proband/In ging symmetrisch, d. h. hatte einen SI von 0. Sowohl während der freien Gehgeschwindigkeit als auch beim langsameren Gehen zeigte sich ein identisches Verhältnis. 25 Probanden dominierten jeweils linksseitig, 24 rechtsseitig und jeweils 1 Proband/In zeigte einen SI von 0.

Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung der Symmetrieindizes (SI) der mittleren vertikalen GRF in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (Angaben in %)

	fast	normal	slow
Symmetrie-Indizes (gesamt)	5,4 ($\pm 6,2$)	4,37 ($\pm 3,4$)	4,78 ($\pm 4,9$)

In Abbildung 15 und 16 sind zudem die Veränderungen der Kraftkurve in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Gehgeschwindigkeiten, wie im Kapitel 3.5.1.2 erläutert, im Links-Rechts-Vergleich dargestellt.

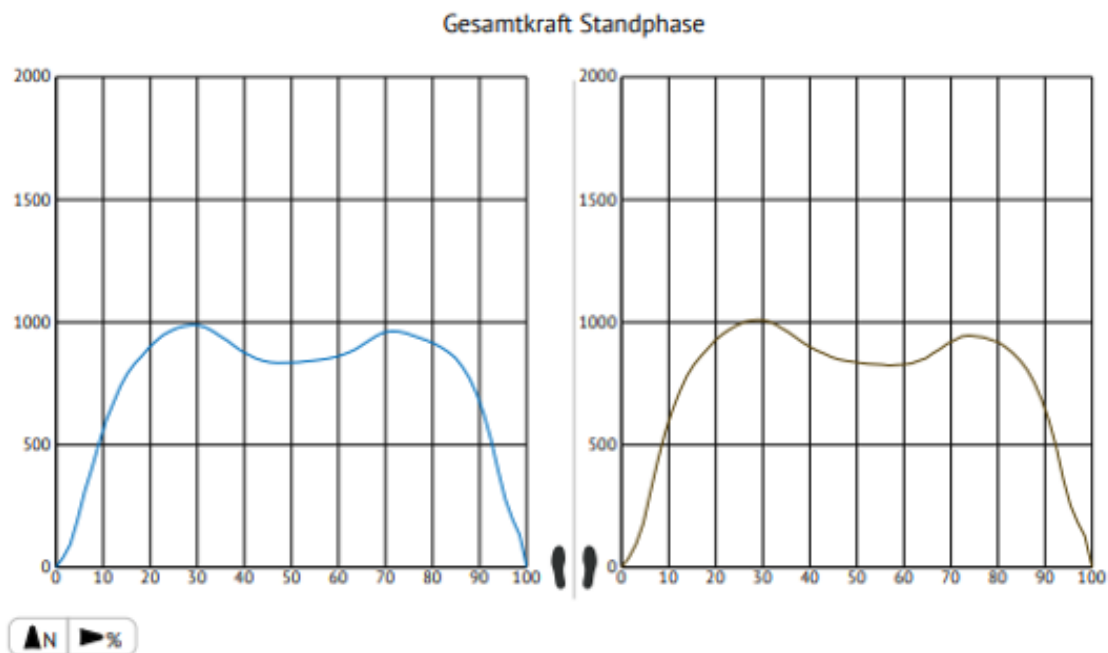


Abbildung 15: Proband C26 ($v = 1,15$ m/s)

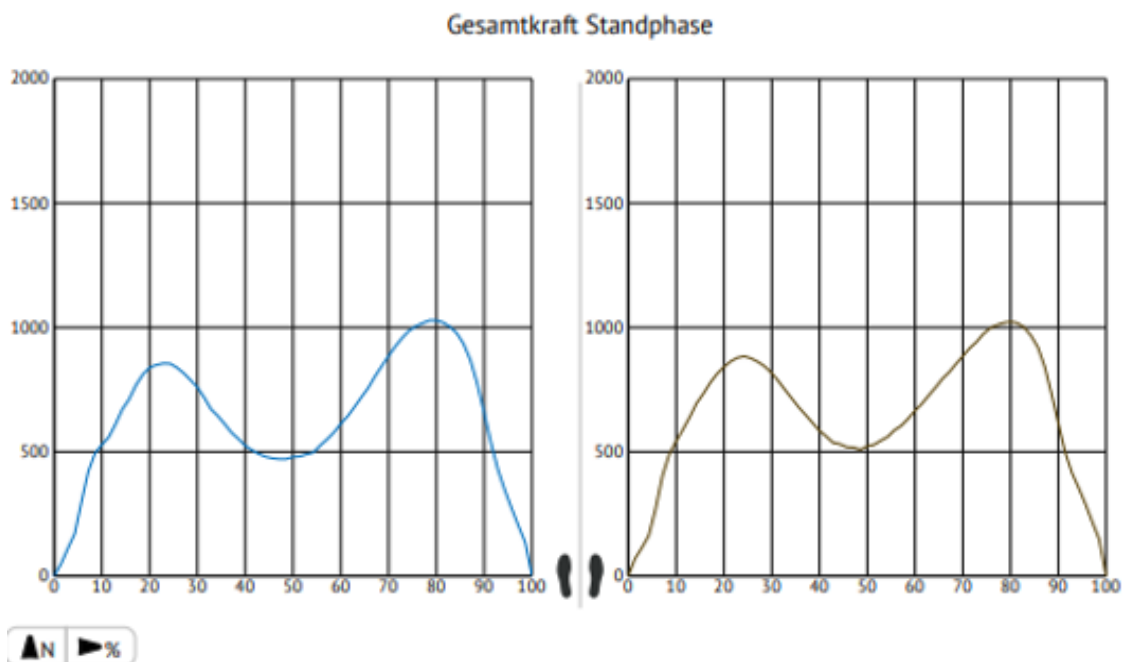


Abbildung 16: Proband C34 ($v = 1,36$ m/s)

5.2 Ergebnisse der Hauptstudie

5.2.1 Patientenkollektiv

Es wurden zwei parallele Gruppen gebildet. Pro Studienarm sollten mindestens 14 Patienten untersucht werden. Final konnten in der Gruppe der minimal-invasiv Operierten 23 Patienten entsprechend dem Studienprotokoll getestet werden. In der Gruppe der transgluteal Operierten wurden die vorgegebenen 14 Patienten in die Studie eingeschlossen.

Die Gruppe der transgluteal operierten (TGL) bestand aus insgesamt 6 Frauen und 8 Männern. Das Durchschnittsalter der Frauen betrug im Durchschnitt 61 Jahre bei einem Spektrum, das sich von 52 bis 69 Jahre erstreckte. Das Durchschnittsalter der Männer betrug durchschnittlich 60 Jahre, wobei hier der jüngste Mann 44 Jahre und der älteste Mann 74 Jahre alt waren. Damit ergab sich ein Gesamtdurchschnittsalter von 60,51 Jahren ($SD \pm 9,582$).

Der Gesamtdurchschnitt des Body-Mass-Index (BMI) in dieser Gruppe betrug 30,57 kg/m^2 ($SD: \pm 6,337$), wobei sich dieser auf 28,01 kg/m^2 bei den Frauen und 32,44 kg/m^2 bei den Männern aufteilte.

Die Gruppe der minimalinvasiv operierten (MIS) bestand aus insgesamt 14 Frauen und 9 Männern. Das Durchschnittsalter der Frauen innerhalb eines Spektrums von 45 bis 84 Jahren betrug durchschnittlich 64 Jahre. Das Durchschnittsalter der Männer betrug 60 Jahre, wobei hier der jüngste Mann 44 Jahre und der älteste Mann 74 Jahre alt waren. Damit betrug das Gesamtdurchschnittsalter 63,21 Jahre ($SD \pm 9,11$).

Der Gesamtdurchschnitt des Body-Mass-Index (BMI) der MIS-Gruppe betrug 27,27 kg/m^2 ($SD: \pm 3,895$), wobei sich dieser auf 26,22 kg/m^2 bei den Frauen und 28,43 kg/m^2 bei den Männern aufteilte.

Mit einem Durchschnittsalter von 62,3 Jahren war die Gruppe der Operierten 13,2 Jahre älter als das Probandenkollektiv (49,1 Jahre).

Mit einem durchschnittlichen BMI von 30,57 kg/m^2 (TGL) und 27,27 kg/m^2 (MIS) waren beide Patientenkollektive deutlich übergewichtiger als die Gruppe der Probanden (24,38 kg/m^2).

5.2.2 Zeitpunkt der Anschlussheilbehandlung (AHB)

Die AHB begann in der TGL-Gruppe durchschnittlich am 10. postoperativen Tag ($SD \pm 5,81$). In der MIS-Gruppe fand die Aufnahme in die AHB durchschnittlich am 8. postoperativen Tag ($SD \pm 4,95$) statt.

Die Verweildauer in der Rehabilitationseinrichtung betrug bei der TGL-Gruppe im Durchschnitt 20 Tage ($SD \pm 1,08$) und in der MIS-Gruppe 21 Tage ($SD \pm 1,70$), wobei 1 Patientin in der MIS-Gruppe eine Verlängerung ihrer Rehabilitation genehmigt bekommen hatte. Bedenkt man, dass diese Patientin insgesamt 26 Tage vor Ort war, verteilt sich die durchschnittliche Verweildauer der anderen MIS-Patienten ebenfalls auf durchschnittlich 20 Tage ($SD \pm 1,24$).

5.2.2.1 Tag der 1. und 2. Messung in der Rehabilitation

Die ersten Messungen fanden „in den ersten Tagen nach Aufnahme der Rehabilitation“, d. h. durchschnittlich am 2. Reha-Tag, statt (TGL: 1,79 Tage nach Reha-Beginn; MIS: 2,43 Tage nach Reha-Beginn).

Die zweiten Messungen „am Ende der Rehabilitation“ fanden in der TGL-Gruppe durchschnittlich am 17. Reha-Tag ($SD \pm 2,02$) und in der MIS-Gruppe am 18. Reha-Tag ($SD \pm 1,56$) statt.

5.2.3 Auswertungen der Messungen

5.2.3.1 Geschwindigkeit

Die durchschnittlichen Gehgeschwindigkeiten werden zunächst innerhalb der jeweiligen Patientengruppe während der ersten und zweiten Messung mit Unterarmgehstützen (mUAG) dargestellt. Da ein Großteil der MIS-Gruppe (22/23) zum Zeitpunkt der 2. Messung bereits auch ohne Unterarmgehstütze (oUAG) laufen konnte, wurden auch diese Geschwindigkeiten gemessen.

5.2.3.1.1 TGL

Während der ersten Messung, d. h. am Anfang der Anschlussheilbehandlung, betrug das durchschnittliche Wohlfühltempo (rote Säule) in dieser Gruppe 0,73 m/s (43,8 m/min). Beim schnelleren Gehen (blaue Säule) wurden Durchschnittswerte von 0,9 m/s (54 m/min) gemessen. Die Durchschnittsgeschwindigkeit beim bewusst langsameren Gehen (graue Säule) betrug 0,68 m/s (40,8 m/min).

Zum Zeitpunkt der zweiten Messung, d. h. am Ende der Rehabilitationsmaßnahme, konnten die Patienten ihre Gehgeschwindigkeit steigern. So betrug das frei gewählte Wohlfühltempo 1,03 m/s (61 m/min), das schnelle Gehtempo 1,18 m/s (70,8 m/min) und das langsame Tempo 0,89 m/s (53,4 m/min).

Das Diagramm 6 zeigt, dass die Geschwindigkeit des schnellen Gehens der 1. Messung nahezu der Geschwindigkeit des langsamen Gehens der 2. Messung entspricht. In diesem Diagramm und allen folgenden ist der TGL-Untersuchungsarm innerhalb der Graphiken durch eine karierte Schraffur gekennzeichnet. Weiterhin sind die unterschiedlichen Gehtempi an den Farben blau (= schnell), rot (= Wohlfühltempo) und grau (= langsam) zu erkennen.

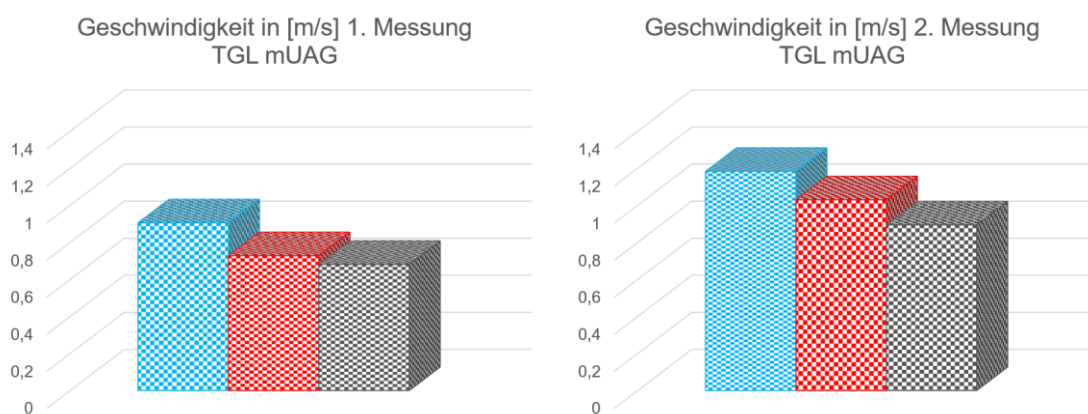


Diagramm 6: Durchschnittliche Geschwindigkeit TGL in m/s während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts)

5.2.3.1.2 MIS

In diesem Studienarm betrug das frei gewählte Wohlfühltempo zum Zeitpunkt der ersten Messung mit Unterarmgehstützen im Durchschnitt 0,89 m/s (53,4 m/min). Während des schnellen Gehens wurden Durchschnittswerte von 1,06 m/s (63,6 m/min) und während des langsamen Gehens von 0,77 m/s (46,2 m/min) gemessen.

Zum Zeitpunkt der 2. Messung konnte auch diese Gruppe das Gehtempo steigern. So betrug die Durchschnittsgeschwindigkeit während des Wohlfühl-Gehens 1,05 m/s (63 m/min), während des schnelleren Gehens 1,27 m/s (76,2 m/min) und während des langsameren Gehens 0,88 m/s (52,8 m/min). In Diagramm 7 und allen folgenden ist der MIS-Untersuchungsarm innerhalb der Graphiken durch eine gestreifte Schraffur gekennzeichnet. Die Messungen mit Unterarmgehstützen (mUAG) sind an schmalen Streifen und die Messungen ohne Unterarmgehstützen (oUAG) sind an breiteren Streifen zu erkennen.

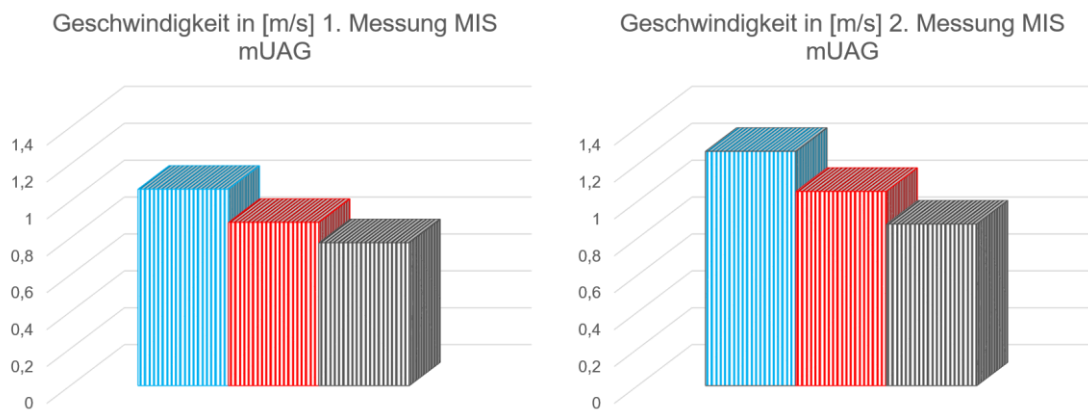


Diagramm 7: Durchschnittliche Geschwindigkeit MIS in m/s mit Unterarmgehstützen (mUAG) während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts)

Wie bereits erwähnt, konnten zum Zeitpunkt der zweiten Messung 22 der 23 Patienten dieser Gruppe bereits ohne Unterarmgehstützen laufen. Dabei wurde eine Wohlfühlgeschwindigkeit von 1,09 m/s (65,4 m/min) gemessen. Beim schnellen Gehen konnte eine Durchschnittsgeschwindigkeit von 1,39 m/s (83,4 m/min) erreicht werden. Beim langsameren Gehen wurde im Durchschnitt eine Geschwindigkeit von 0,95 m/s (57 m/min) erhoben.

Das Diagramm 8 zeigt den Unterschied der Gehgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt der 2. Messung mit (schmale Streifen) und ohne Unterarmgehstützen (breite Streifen).

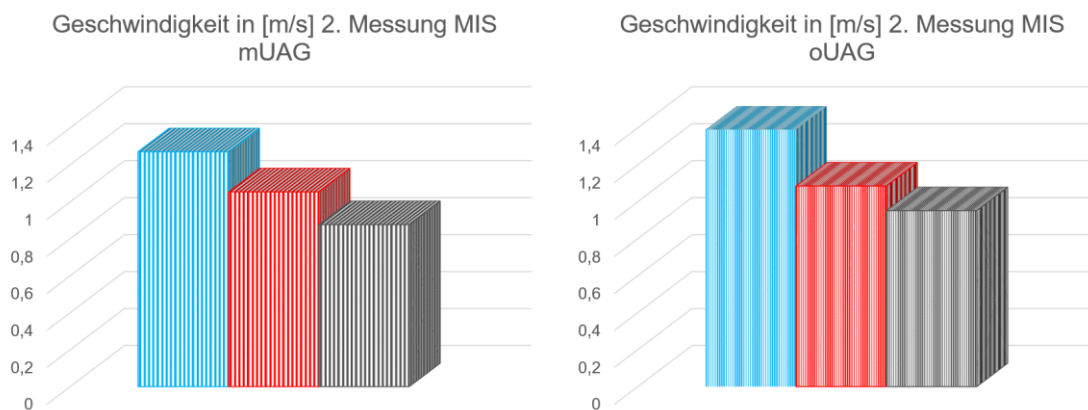


Diagramm 8: Durchschnittliche Geschwindigkeit MIS in m/s während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts)

5.2.3.2 Kadenz

5.2.3.2.1 TGL

Es zeigte sich während der ersten Messung eine mittlere Kadenz beim freien Gehen von 39,1 DS/min (78,2 Schritte/min). Beim schnelleren Gehen wurde eine durchschnittliche Kadenz von 44,4 DS/min (88,8 Schritte/min) ermittelt, beim langsamen Gehen eine durchschnittliche Kadenz von 36,3 DS/min (72,6 Schritte/min).

Im Vergleich dazu steigerte sich die jeweilige Kadenz proportional zur Geschwindigkeit während der zweiten Messung. Hier lag die mittlere Kadenz beim freien Gehen bei 46,1 DS/min (92,2 Schritte/min). Beim schnelleren Gehen wurde eine durchschnittliche Kadenz von 51,9 DS/min (103,8 Schritte/min) und beim langsamen Gehen von 41,5 DS/min (83 Schritte/min) ermittelt.

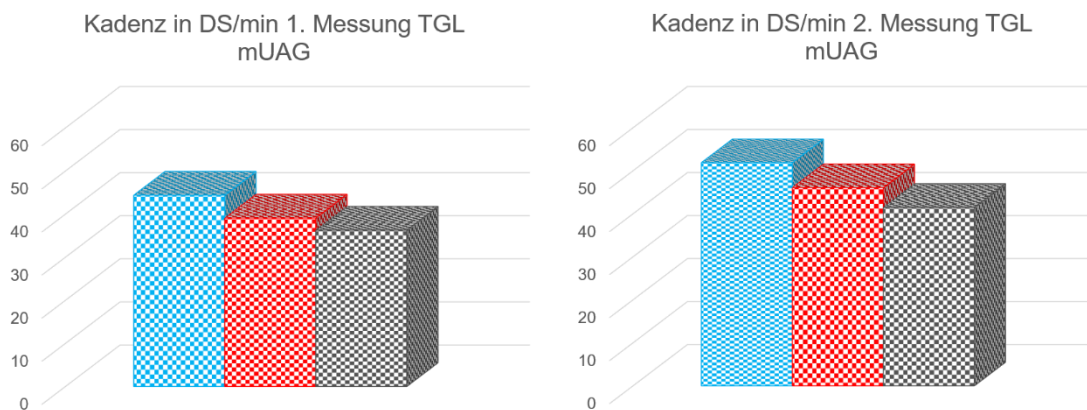


Diagramm 9: Mittlere Kadenz TGL in DS/min während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts)

5.2.3.2.2 MIS

Während der ersten Messung zeigte sich eine mittlere Kadenz beim frei gewählten Wohlfühltempo von 43,8 DS/min (87,6 Schritte/min), wogegen während des schnellen Gehens eine mittlere Kadenz von 48,8 DS/min (97,6 Schritte/min) und beim langsamen Gehen von 39,6 DS/min (79,2 Schritte/min) festgestellt werden konnte.

Auch in dieser Gruppe zeigte sich die mittlere Kadenz während der zweiten Messung proportional zur jeweils schnelleren Gehgeschwindigkeit erhöht. So ergab sich eine Kadenz von 48,2 DS/min (96,4 Schritte/min) während des Wohlfühl-Gehens, von 54,2 DS/min (108,4 Schritte/min) während des schnellen Gehens und von 43,0 DS/min (86 Schritte/min.) während des langsameren Gehens.

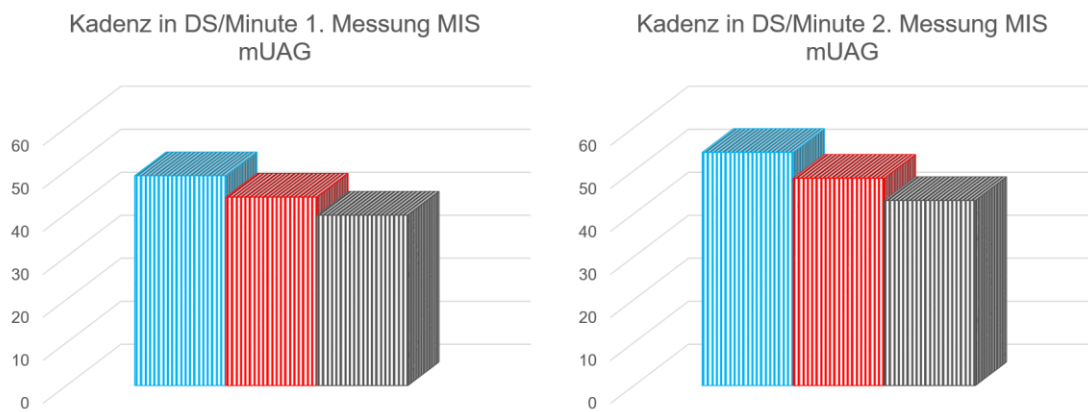


Diagramm 10: Mittlere Kadenz MIS in DS/min während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts)

Für das Gehen ohne Unterarmgehstützen während der zweiten Messung ergaben sich entsprechend den o. g. Geschwindigkeiten angepasste Kadenzen.

Während des Wohlfühl-Gehens wurde eine mittlere Kadenz von 52,1 DS/min (104,2 Schritten/min) errechnet. Die mittlere Kadenz während des schnelleren Gehens ohne Gehstützen betrug 58,6 DS/min (117,2 Schritte/min) und während des langsamen Gehens 46,9 DS/min (93,8 Schritte/min).

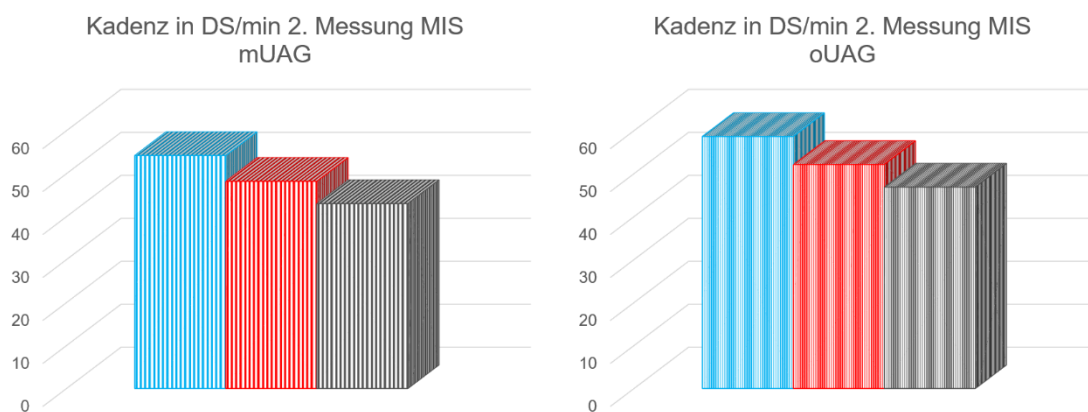


Diagramm 11: Mittlere Kadenz MIS in DS/min während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts)

5.2.3.3 Standphasen- und Schrittdauer

5.2.3.3.1 TGL

In dieser Gruppe ergab sich an beiden Messtagen ein deutlicher Unterschied in Hinsicht auf die mittlere Dauer der Standphase des operierten und des nicht operierten Beines. Betrag der Unterschied an Messtag 1 noch zwischen 0,07 s und 0,09 s, so verbesserte sich dieses Missverhältnis in der Standphasendauer beider Beine gegen Ende der Rehabilitation erheblich und betrug an Messtag 2 bei allen Geh tempi jeweils 0,02 s.

Das länger verweilende, nicht-operierte Standbein ist durch die jeweils hellere Säule innerhalb einer Gehgeschwindigkeit dargestellt. Auch hier verhält sich die Standzeit proportional zur Geschwindigkeit. Je langsamer gegangen wurde, desto länger wurde die Standphasendauer.

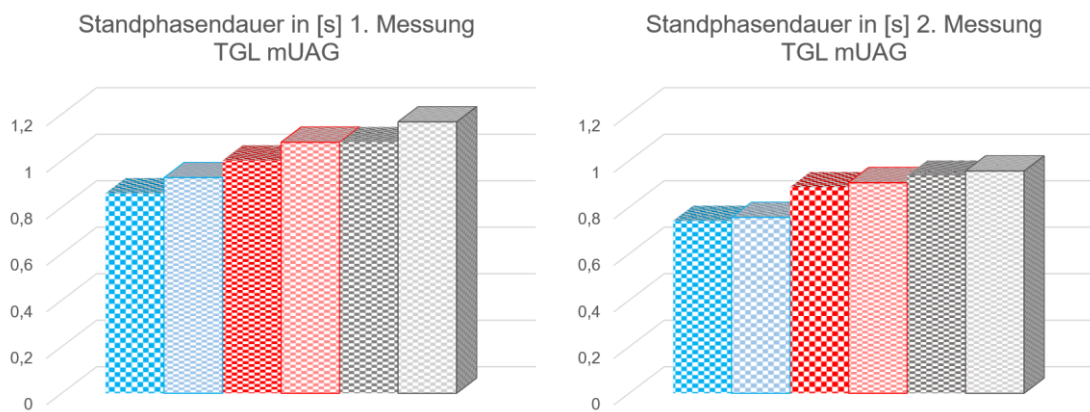


Diagramm 12: Mittlere Standphasendauer TGL operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow)

Ein ähnliches Bild zeigte sich in der Auswertung der Schrittdauer. Unterschieden sich die Zeiten während der ersten Messung noch um 0,02 s bis 0,04 s, so glich sich das Verhältnis bei der zweiten Messung während des schnellen und langsamen Gehens bis auf 0,01 s an. Einzig das Verhältnis während der freien Gehgeschwindigkeit erhöhte sich um 0,02 s (1. Messung: 0,02 s Differenz; 2. Messung: 0,04 s Differenz).

Auch im Diagramm 13 entspricht das jeweils operierte Bein der helleren Farbe.

Zusammengefasst kann hier von einer Asymmetrie des Gangbildes gesprochen werden. Dieses „Hinken“ verringerte sich gegen Ende der Rehabilitation zunehmend, wenn es auch am Ende im vermeintlich „leichtesten“ Tempo (frei gewähltes Wohlfühltempo) für das geübte Auge am deutlichsten sichtbar und durch die Technik messbar war.

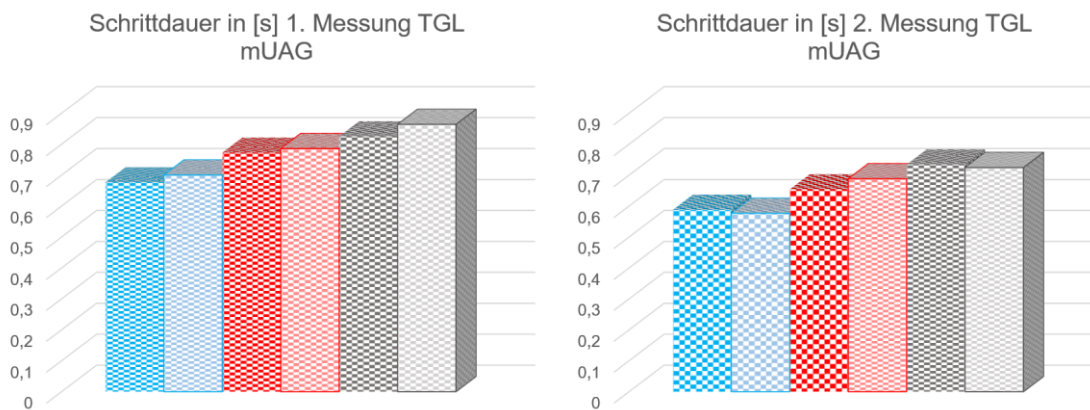


Diagramm 13: mittlere Schrittdauer TGL operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts

5.2.3.3.2 MIS

Der Unterschied zwischen operiertem und nicht operiertem Bein hinsichtlich der durchschnittlichen mittleren Standphasendauer war in dieser Gruppe während der 1. Messung deutlich kleiner als in der TGL-Gruppe und betrug an diesem Messtag nur 0,03 s – 0,04 s. Diese Diskrepanz verringerte sich innerhalb der AHB beim Gehen an Unterarmgehstützen nur beim langsamen und schnellen Gehen, während beim Gehen im Wohlfühltempo bei der 2. Messung mit Unterarmgehstützen der Unterschied in diesem Untersuchungsarm am größten war.

Ebenso konnte eine Verbesserung im Sinne eines Angleichens der Standphasendauer zwischen beiden Beinen beim Gehen ohne Gehstützen vermerkt werden. Hier betrug der Unterschied beim langsamen und schnellen Gehen jeweils 0,01 s. Während des Gehens im frei gewählten Tempo gab es im Durchschnitt keinen Unterschied der Standphasendauer. Da diese Gruppe während der 2. Messung eine höhere Durchschnittsgeschwindigkeit in allen drei Tempi zeigte, verkürzte sich die durchschnittliche Standphasendauer entsprechend.

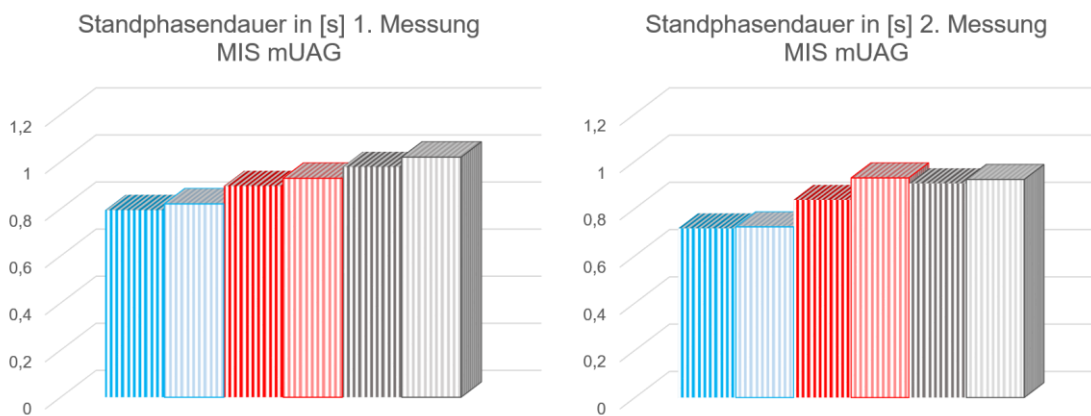


Diagramm 14: Mittlere Standphasendauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts mit Unterarmgehstützen (mUAG)

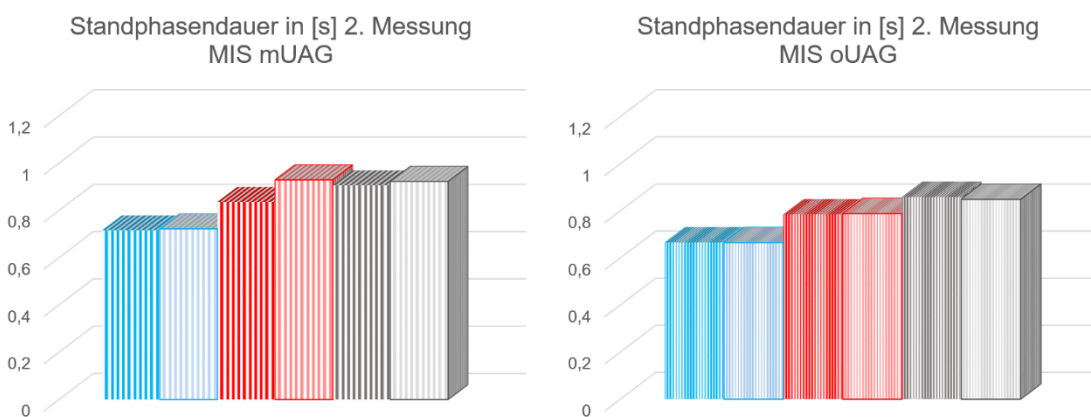


Diagramm 15: Mittlere Standphasendauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s] während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts)

Entsprechend der mittleren Standphasendauer war ebenfalls das Verhältnis der mittleren Schrittdauer innerhalb dieses Untersuchungsarmes zwischen beiden Beinen annähernd gleich. Auch hier zeigte sich ein größerer Unterschied während des freien Gehens ohne Unterarmgehstützen im Wohlfühl-Tempo.

Das Gangbild der MIS-Gruppe wirkte auf den Betrachter von Beginn an harmonischer als in der TGL-Gruppe, ein Eindruck, den auch die die Messdaten widerspiegeln.

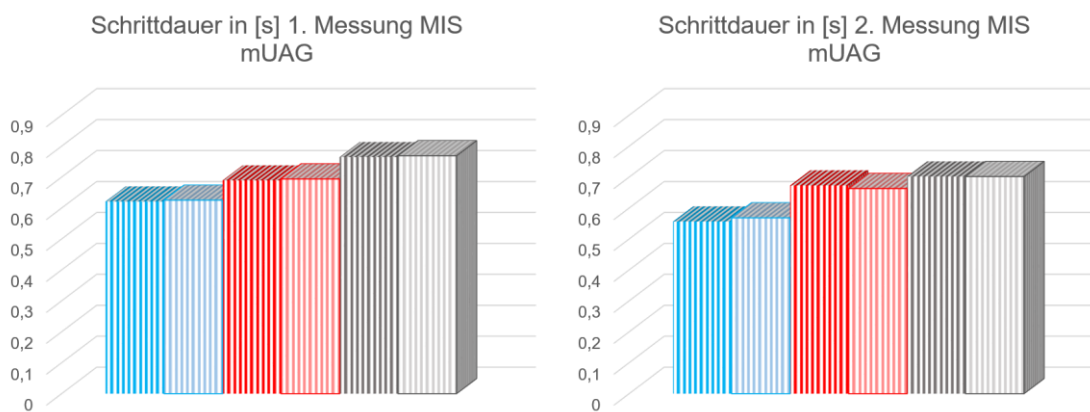


Diagramm 16: Mittlere Schrittdauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts mit Unterarmgehstützen

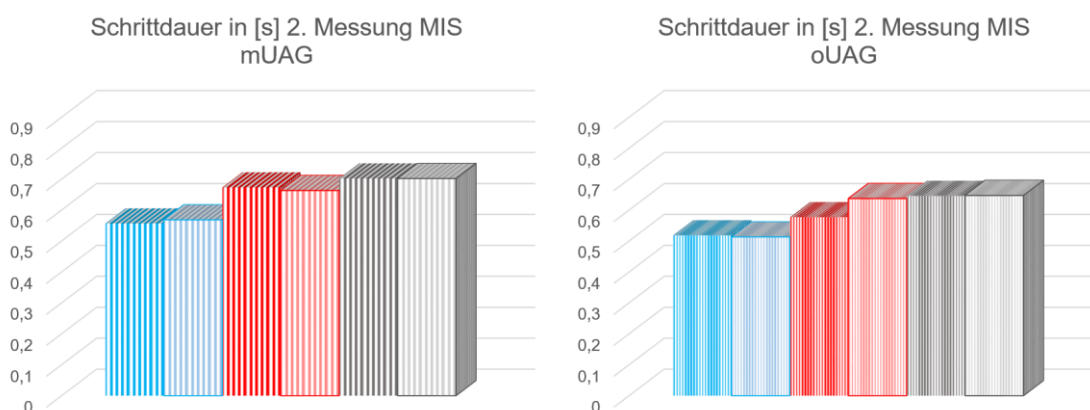


Diagramm 17: Mittlere Schrittdauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s] während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen links und ohne rechts

5.2.3.4 Mittlere vertikale Bodenreaktionskraft

5.2.3.4.1 TGL

In Bezug auf die mittlere vertikale Bodenreaktionskraft wurde während des schnellen Gehens bei der ersten Messung ein Mittelwert von 690,5 N ($\pm 169,9$) auf der operierten Seite und von 914,6 N ($\pm 122,5$) auf der gesunden Seite berechnet. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergaben sich bei der ersten Messung Mittelwerte von 679,7 N ($\pm 157,2$) auf der operierten Seite im Vergleich zu 894,4 N ($\pm 152,2$) auf der gesunden Seite. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen bei dieser ersten Messung 635 N ($\pm 160,5$) auf der operierten Seite und 854,5 N ($\pm 156,8$) auf der gesunden Seite.

Während der zweiten Messung glichen sich die Symmetrieverhältnisse in dieser Gruppe etwas an. So wurde beim schnellen Gehen ein Verhältnis von 791,7 N ($\pm 164,8$) auf der operierten Seite zu 858,5 N ($\pm 146,8$) auf der gesunden Seite berechnet. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergab sich ein Verhältnis von 816,9 N ($\pm 179,5$) auf der operierten Seite zu 892,6 N ($\pm 147,3$) auf der gesunden Seite. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen 771,9 N ($\pm 162,9$) auf der operierten Seite zu 835,8 N (± 147) auf der gesunden Seite.

5.2.3.4.2 MIS

Während des schnellen Gehens wurde bei der ersten Messung ein Mittelwert von 696,8 N ($\pm 175,9$) auf der operierten Seite und 769,7 N ($\pm 185,4$) auf der gesunden Seite berechnet. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergaben sich während der ersten Messung Mittelwerte von 708,2 N ($\pm 182,6$) auf der operierten Seite zu 775,6 N ($\pm 190,1$) auf der gesunden Seite. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen bei dieser ersten Messung 673 N (± 167) auf der operierten Seite und 743,9 N (± 186) auf der gesunden Seite.

Während der zweiten Messung veränderten sich die Symmetrieverhältnisse auch in dieser Gruppe. So wurde beim schnellen Gehen ein Verhältnis von 842 N ($\pm 148,8$) auf der operierten Seite zu 867 N ($\pm 148,7$) auf der gesunden Seite berechnet. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergab sich ein Verhältnis von 864,3 N ($\pm 154,7$) auf der operierten Seite zu 891,4 N ($\pm 155,7$) auf der gesunden Seite. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen 824,8 N ($\pm 143,5$) auf der operierten Seite zu 864,1 N ($\pm 143,5$) auf der gesunden Seite.

Wie bereits erläutert, konnten in dieser Gruppe 22 der 23 Patienten bei der 2. Messung bereits ohne Unterarmgehstützen (oUAG) gehen.

Beim schnellen Gehen wurde während der zweiten Messung (oUAG) ein Mittelwert von 823,7 N (± 145) auf der operierten Seite und 818,4 N ($\pm 115,3$) auf der gesunden Seite berechnet, es wurde hier also erstmalig das operierte Bein im Durchschnitt stärker belastet als das gesunde. Bei der frei gewählten Gehgeschwindigkeit ergaben sich Mittelwerte von 831,2 N ($\pm 117,8$) auf der operierten Seite zu 832,6 N ($\pm 105,6$) auf der gesunden Seite. Die berechneten Mittelwerte beim langsamen Gehen betragen 764,4 N (± 98) auf der operierten Seite und 773,8 N ($\pm 97,8$) auf der gesunden Seite.

5.2.4 Übersicht der Messergebnisse mittlere Bodenreaktionskraft MIS vs. TGL

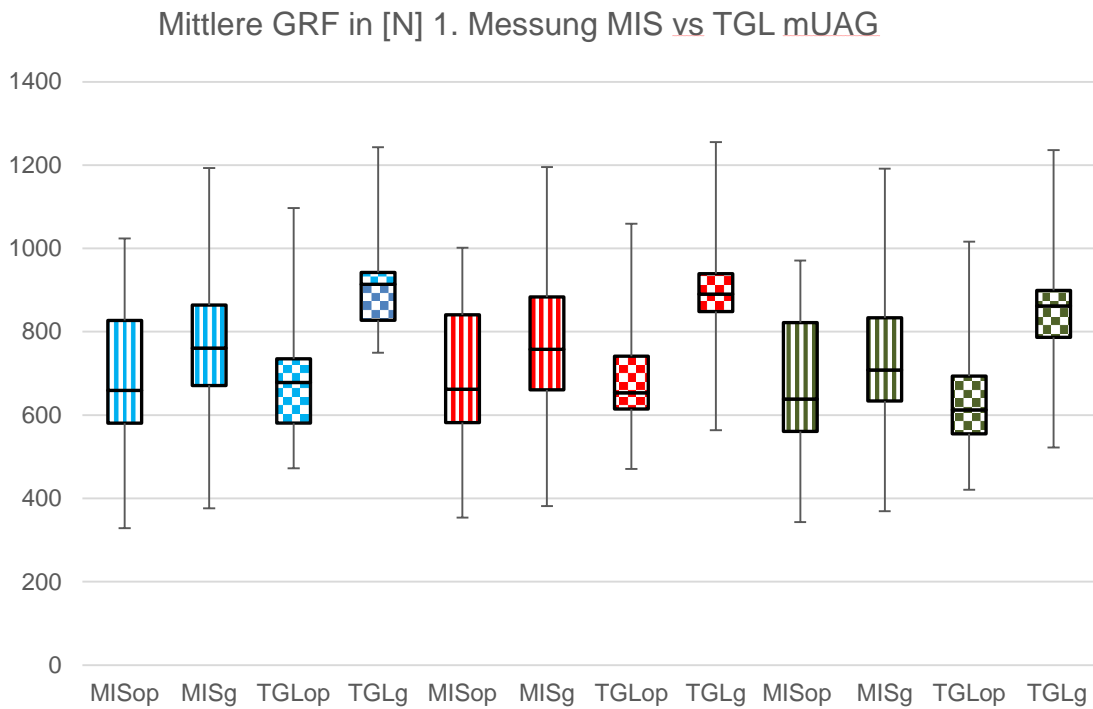


Diagramm 18: Mittlere GRF in [N], 1. Messung mUAG (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL)

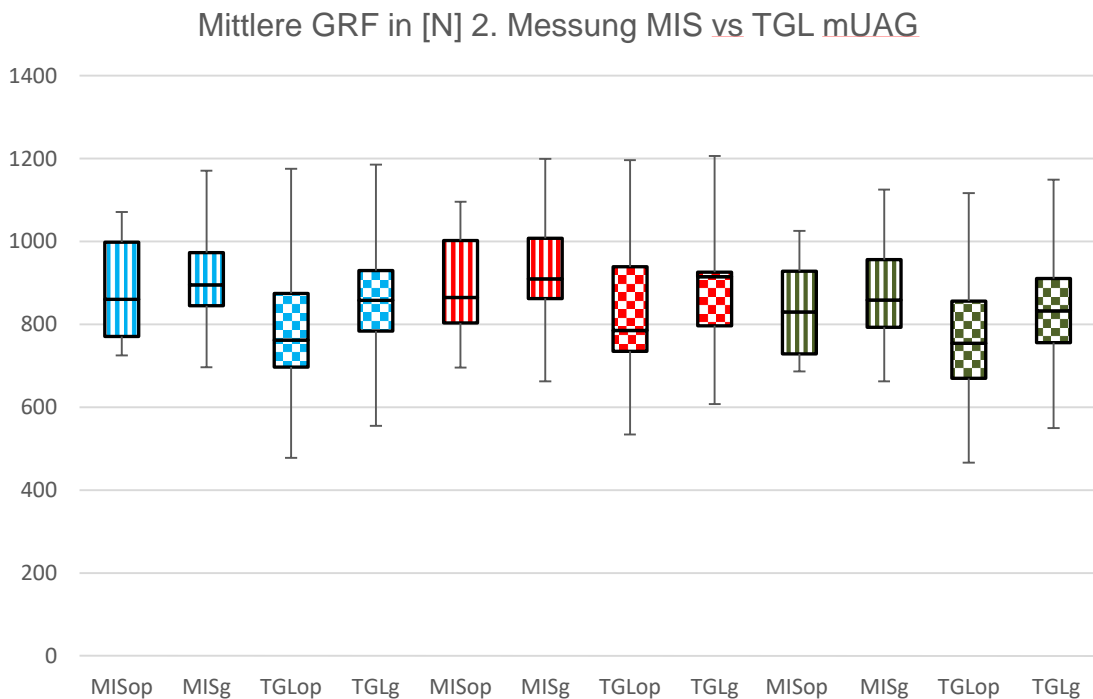


Diagramm 19: Mittlere GRF in [N], 2. Messung mUAG (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL)

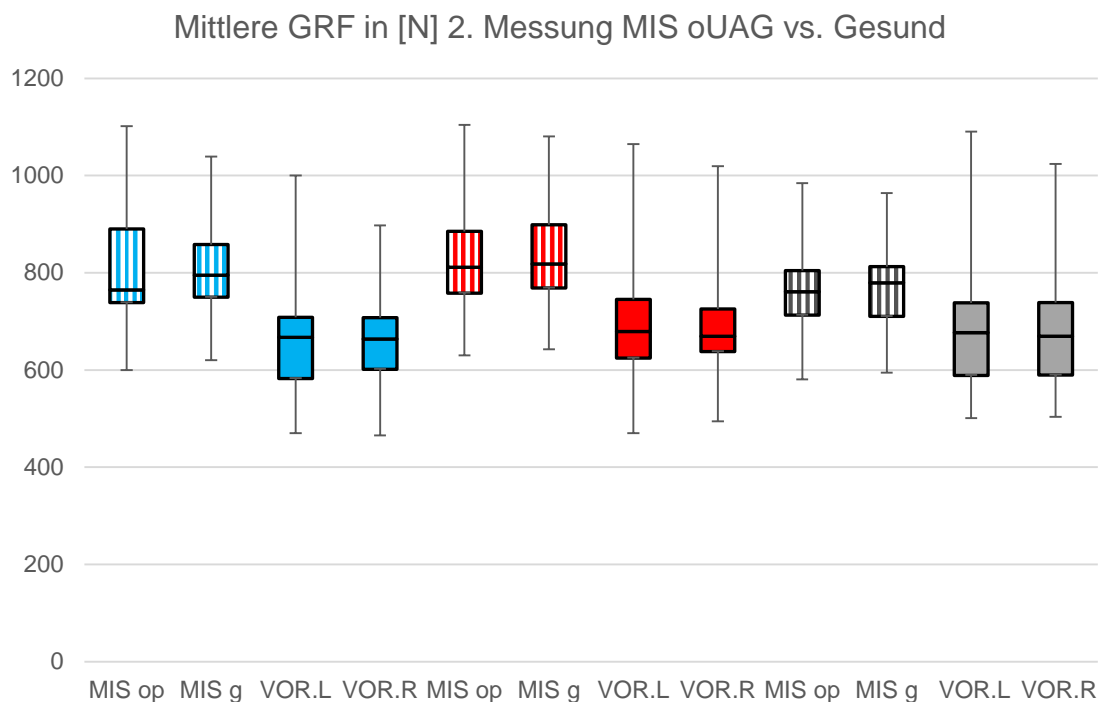


Diagramm 20: Mittlere GRF in [N], 2. Messung MIS oUAG vs. gesunde Probanden der Vorstudie
(blau 0 fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, einfarbig = Vorstudie)

5.2.4.1 Symmetrie-Index (SI)

Auch hier wurden die gewichtsabhängigen individuellen Werte der mittleren Bodenreaktionskräfte der Patienten, wie Formel (3) im Kapitel 4.5 zu entnehmen ist, anhand des Symmetrie-Index (SI) nach Robinson mathematisch berechnet.

Die Formel wurde für die Hauptstudie entsprechend in „operierte Seite“ und „gesunde Seite“ verändert.

Nach dieser Rechnung ergeben sich die in den Diagrammen 21 und 22 graphisch dargestellte Werte.

Gut zu erkennen sind die signifikanten Unterschiede zwischen beiden Untersuchungsarmen während des 1. Messzeitpunktes, aber auch die deutlichen Verbesserungen innerhalb der TGL-Gruppe am 2. Messtag im Vergleich zum 1. Messtag (Diagramm 21).

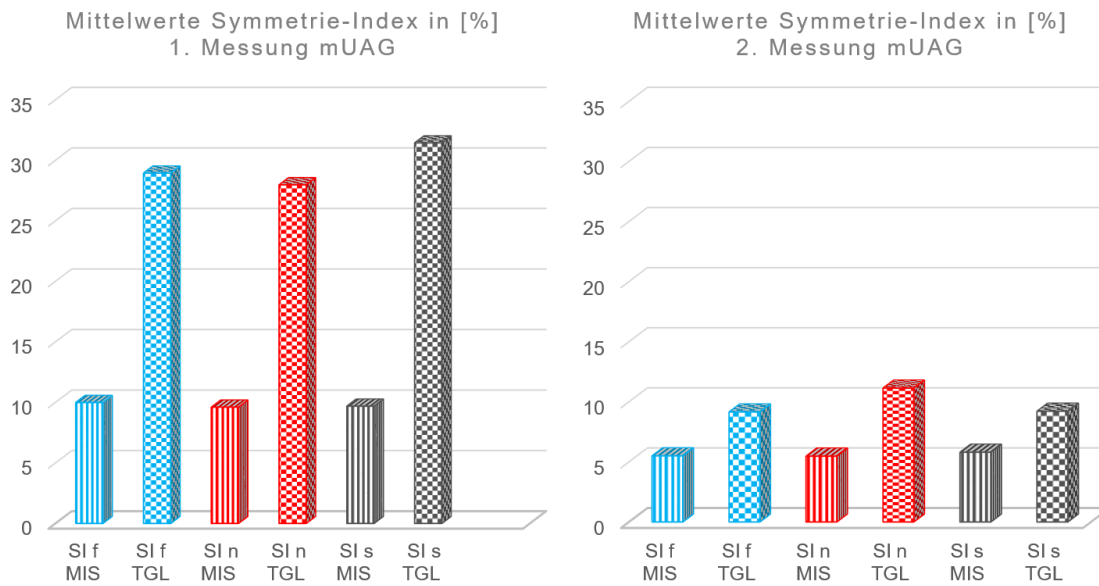


Diagramm 21: Mittelwerte der Symmetrie-Indizes (SI) in [%], 1. Messung mUAG links und 2. Messung mUAG rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL)

Des Weiteren konnte eine Verbesserung des Symmetrie-Index der MIS-Gruppe am 2. Testzeitpunkt in Abhängigkeit von der Nutzung von Gehhilfen festgestellt werden (Diagramm 22).

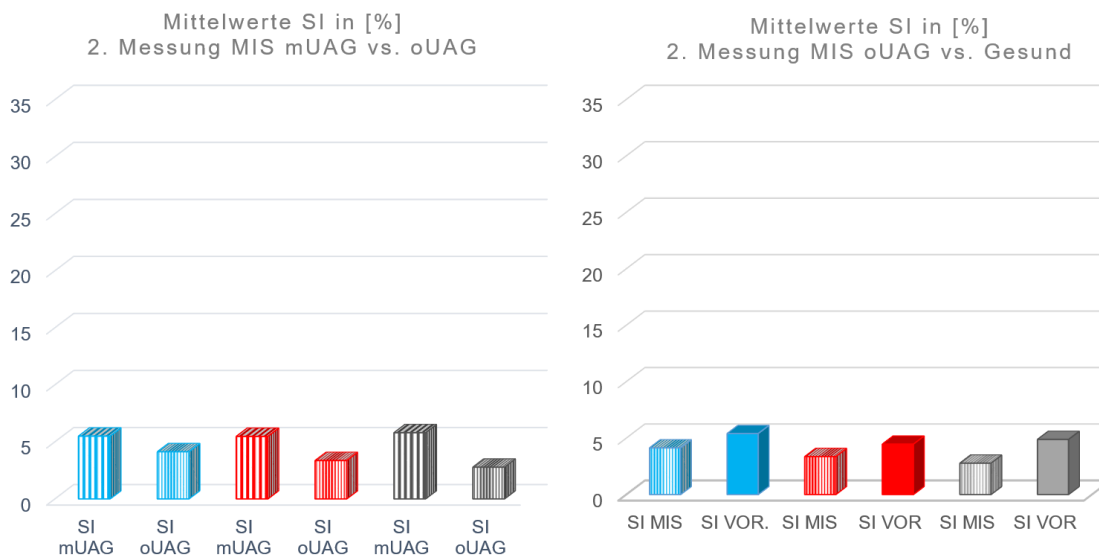


Diagramm 22: Mittelwerte der Symmetrie-Indizes (SI) in [%], 2. Messung MIS mUAG vs. oUAG links und 2. Messung MIS oUAG vs. gesunde Probanden der Vorstudie rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, einfarbig = Vorstudie)

Die Veränderungen sowohl der Kraftkurve als auch der Symmetrieverhältnisse lassen sich auch hier anhand der unterschiedlichen Kraftkurven-Verläufe der vertikalen Bodenreaktionskraft graphisch darstellen (s. Abb. 25 - 27 im Anhang).

5.2.5 Auswertung der Fragebögen

Alle Funktionsfragebögen wurden zu Beginn, d. h. unmittelbar vor der ersten Messung, gemeinsam mit dem jeweiligen Patienten ausgefüllt.

5.2.5.1 TGL

In dieser Gruppe gaben 14 von 14 Patienten einen Barthel-Index von 90/100 Punkten zu Beginn der AHB an. Der Mittelwert des Harris-Hip-Score (HHS) betrug 35,8 Punkte, wobei der niedrigste Wert bei 27 Punkten und der höchste Wert bei 58 Punkten lagen. Die Auswertungen des Oxford-Hip-Score (OHS) ergaben einen Mittelwert von 17,6 Punkten. Der niedrigste Wert betrug 14 Punkte, der höchste Wert waren 23 Punkte. Die Analyse des Staffelstein-Score zeigten innerhalb dieses Untersuchungsarmes im Durchschnitt 54,6 Punkte. Der Minimalwert lag hier bei 47 Punkten und der Maximalwert waren 67 Punkte.

5.2.5.2 MIS

Der Mittelwert des Barthel-Index in dieser Gruppe betrug am Anfang der AHB 93,7 Punkte. 17 der 23 Patienten gaben dabei 95 Punkte und nur 6 der 23 Patienten 90 Punkte an. Der Mittelwert des Harris-Hip-Score (HHS) betrug 42,2 Punkte, wobei der niedrigste Wert bei 23 Punkten und der höchste Wert bei 71 Punkten lagen. Die Auswertungen des Oxford-Hip-Score (OHS) ergaben einen Mittelwert von 21,1 Punkten. Der niedrigste Wert betrug 15 Punkte, der höchste Wert waren 26 Punkte. Die Ergebnisse des Staffelstein-Score zeigten innerhalb dieses Untersuchungsarmes im Durchschnitt 69 Punkten. Der Minimalwert lag hier bei 45 Punkten und der Maximalwert waren 91 Punkte.

Diagramm 23 zeigt im direkten Vergleich beider Gruppen den insgesamt besseren Allgemeinzustand der MIS-Gruppe am Anfang der Anschlussheilbehandlung.

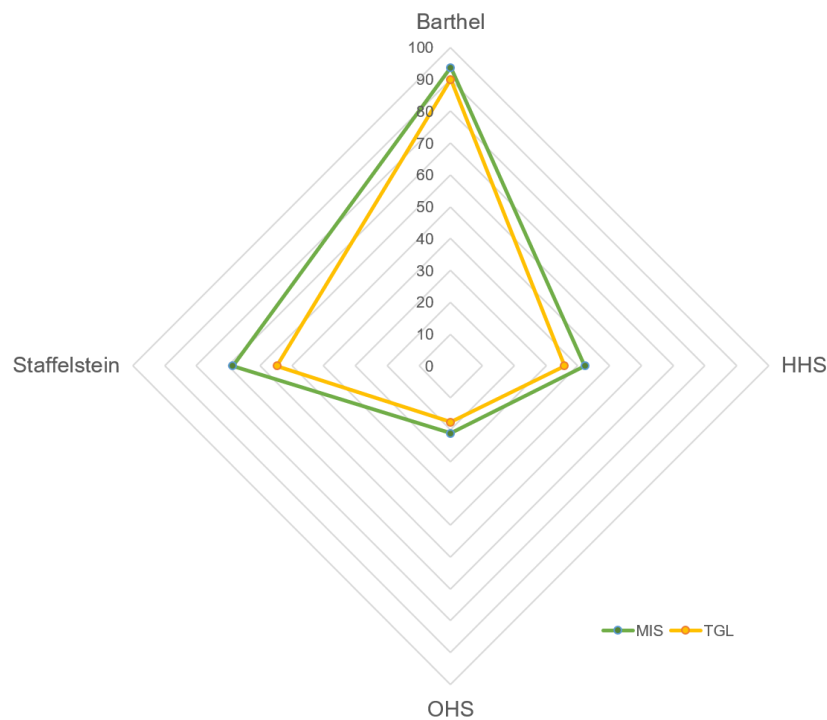


Diagramm 23: Mittelwerte der Funktionsfragebögen MIS (grün) und TGL (gelb) am Anfang der AHB

5.3 Hypothesenprüfung

5.3.1 H_0-1

Die Auswertungen haben gezeigt, dass ein signifikanter Unterschied zwischen den Messzeitpunkten vor der AHB und nach der AHB vorliegt ($z = -9.724$, $p < 0.001$). Am Ende der AHB ist die Symmetrie der Bodenreaktionskräfte signifikant höher als am Anfang der AHB. Damit kann die Nullhypothese vorläufig abgelehnt werden und die Alternativhypothese wird vorläufig angenommen.

5.3.2 H_0-2

Die Auswertungen haben gezeigt, dass ein signifikanter Unterschied bezüglich der postoperativen Symmetrie der Bodenreaktionskraft zwischen den verschiedenen Zugangswegen (minimalinvasivem oder transglutealem Zugang) vorliegt ($z = -10.839$, $p < 0.001$). Die minimalinvasive Zugangsmethode (MIS) bewirkt eine signifikant höhere Symmetrie der Bodenreaktionskräfte als der transgluteale Zugangsweg (TGL). Damit

kann die Nullhypothese vorläufig abgelehnt werden und die Alternativhypothese wird vorläufig angenommen.

5.3.3 H_0-3

Die Auswertungen haben gezeigt, dass ein signifikanter Unterschied zwischen gesunden Probanden und Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese vorliegt ($z = - 8.339$, $p < 0.001$). Gesunde Probanden weisen eine signifikant höhere Symmetrie der Bodenreaktionskräfte als operierte Patienten auf. Damit kann die Nullhypothese vorläufig abgelehnt werden und die Alternativhypothese wird vorläufig angenommen.

5.3.4 H_0-4

Da alle Patienten in der Lage waren, eine Strecke von 30 Metern zu absolvieren, wurde als zusätzliche Untersuchung die Geschwindigkeit der Patienten getestet. Überprüft wurde, ob ein Unterschied darin vorliegt, wie schnell die 30 Meter absolviert werden konnten.

Die Auswertungen haben gezeigt, dass ein signifikanter Unterschied zwischen Patienten mit den verschiedenen Zugangswegen vorliegt ($z = - 5.147$, $p < 0.001$). Patienten mit dem Zugangsweg MIS weisen eine signifikant höhere Geschwindigkeit als Patienten mit dem Zugangsweg TGL auf.

5.3.5 H_0-5

Die Symmetrie der Bodenreaktionskräfte korreliert signifikant mit allen Skalen, die untersucht wurden. Bis auf SPD (in sec) und SRD (in sec) korreliert die Symmetrie mit allen Skalen negativ. Die beiden Ausnahmen weisen eine positive schwache bis moderate Korrelation auf ($\rho = 0.291$; $\rho = 0.354$). Bei den negativen Korrelationen liegt die stärkste negative Korrelation bei der Kadenz in Schritte/min. ($\rho = - 0.370$), die schwächste Korrelation bei der Skala des Oxford Hip-Score ($\rho = - 0.159$). Da alle Korrelationen signifikant sind, muss die Nullhypothese vorerst abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen werden.

6 Diskussion

6.1 Übersicht

In der vorliegenden Studie wurden vor allem kinetische (vertikale Bodenreaktionskraft) und räumlich-zeitliche Parameter des Ganges (Schrittanalyse) operierter Patienten nach dem Erhalt einer Hüftgelenksprothese im Rahmen ihrer Anschlussheilbehandlung (AHB) untersucht. Diese Arbeit verfolgte die Frage nach dem Einfluss des operativen Zugangsweges auf die Symmetrie der Bodenreaktionskräfte und deren Veränderung innerhalb der frührehabilitativen Phase, d. h. innerhalb der ersten 6 postoperativen Wochen. Verglichen wurde der minimal-invasive anterolaterale Zugang (MIS) mit dem direkt lateralen, transglutealen Zugang (TGL) nach Bauer.

Beschrieben Schmolders, Gravius und Wirtz noch 2014, dass der minimalinvasive Zugangsweg nicht als „Standard-Zugangsweg“ bezeichnet werden könne, etablierten sich die weichteil- und vor allem muskelschonenden Operationsverfahren in den darauffolgenden Jahren sprunghaft (Schmolders et al. 2014). Rottkay und Kollegen beschrieben bereits 2018 einen „kontinuierlichen Anstieg“ minimalinvasiver Operationsverfahren (Rottkay et al. 2018). Sowohl Dieter Wirtz (Präsident der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie DGOU e.V.) als auch Aichmair und Dominkus (2019) empfehlen, dass bei Patienten, „bei denen aufgrund ihrer individuellen Voraussetzungen ein minimalinvasiver [...] Zugang gewählt werden könne, [...] dieser auch angewendet werden“ solle (Hüftprothese: Minimalinvasiv oder klassisch implantieren? Implantatmodell wichtiger als OP-Methode 2022; Aichmair und Dominkus 2019).

Während des Untersuchungszeitraumes der vorliegenden Studie bedingte die epidemische Lage von nationaler Tragweite (Corona-Pandemie) sowohl operative Einschränkungen als auch besondere Hygienemaßnahmen, weshalb die Fallzahl der in die Studie einbezogenen Patienten verringert werden musste. Aufgrund statistischer Erwägungen waren mindestens 28 Teilnehmer, d. h. 14 Patienten pro Untersuchungsarm, nötig, um aussagekräftige Ergebnisse gewinnen zu können. In Rücksprache mit der Ethikkommission des FB Medizin der Justus-Liebig-Universität wurde dennoch versucht, auch darüber hinaus die Kohorte so groß wie möglich zu gestalten. Schließlich konnten insgesamt 37 Patienten nach entsprechendem Studienprotokoll im Zeitraum von Januar bis Juni 2021 in die Studie eingeschlossen und untersucht werden. Im TGL-Arm erfüllten 14 Patienten die Einschlusskriterien, im MIS-Arm waren es 23. Insgesamt brachen 2 Patienten die Studie ohne Angabe von Gründen vorzeitig ab.

Dass im gleichen Untersuchungszeitraum deutlich mehr minimal-invasiv operierte Patienten als transgluteal operierte in die Studie eingeschlossen werden konnten, zeigt den bereits erwähnten Trend hin zur minimal-invasiven Operationsweise.

Die erhobenen Daten der operierten Patienten wurden einer Vergleichspopulation, bestehend aus 50 gesunden Erwachsenen, die im Rahmen einer Vorstudie mit gleichem Messinstrument untersucht wurden, gegenübergestellt.

Folgende Hypothesen wurden untersucht (Kap. 2.4; S. 7):

1: Die Bodenreaktionskräfte operierter Patienten, während des Gehens unterscheiden sich zu Beginn der Anschlussheilbehandlung nicht von der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte am Ende der AHB.

2: Es besteht kein Unterschied in der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte zwischen Patienten, die mittels minimal-invasivem anterolateralem oder transglutealem Zugang operiert wurden.

3: Es besteht kein deutlicher Unterschied in der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte zwischen nicht operierten, gesunden Probanden und Patienten nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese.

4: Operierte Patienten können unabhängig von dem bei der Operation verwendeten Zugangsweg auf einer Strecke von 30 m gehen.

5: Operationsbedingte Einschränkungen (Eigenanamnese, Fremdanamnese, validierte klinische Funktionsfragebögen, klinische Untersuchung) korrelieren nicht mit Veränderungen der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte.

Dabei lag das Hauptaugenmerk neben der Bodenreaktionskraft zudem auf folgenden Parameter:

- Geschwindigkeit und Kadenz
- Standphasen- und Schrittdauer

Alle Messungen wurden im Rahmen des alltäglichen Rehabilitations-Ablaufes vorgenommen. Auf die Schaffung von klassischen Laborbedingungen wurde dabei bewusst verzichtet. Ermöglicht wurde dies durch das Nutzen tragbarer Sensorsohlen, welche u. a. für Gang- und Bewegungsanalysen in der klinischen Forschung und im Sport konzipiert wurden.

Da es sich um eine Verlaufsuntersuchung handelte, wurden die Patienten am Anfang und am Ende ihrer Rehabilitationsmaßnahme untersucht. Es erfolgten an beiden Testtagen 3 Messungen bei jeweils unterschiedlicher Gehgeschwindigkeit

(„Wohlfühlgeschwindigkeit“, langsames und schnelleres Gehen). Es wurde den Patienten kein konkretes Tempo vorgegeben. Die resultierende Geschwindigkeit nach o. g. Richtlinien wurde erfasst.

Das individuelle Beschwerdebild sowie funktionelle Gelenkparameter der Patienten wurden mittels etablierter Fragebögen und Funktionstests (Barthel-Index, HHS, OHS und Staffelstein-Score) aufgenommen.

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Probanden- und Patientenkollektiv

Konnte in der Vorstudie noch auf ein ausgewogenes Verhältnis der Geschlechter geachtet werden, war die Verteilung von Männern und Frauen in den Patientenarmen unterschiedlicher (Kap. 5.2.1). Die Untersuchung durch den Chi-Quadrat-Test hat jedoch gezeigt, dass die Geschlechter homogen auf die beiden Interventionsgruppen verteilt waren. Bailey et al. konnten in ihrer Studie zum Einfluss von Alter und Geschlecht auf die Variabilität im Gang im Großen und Ganzen keine vom Geschlecht abhängigen Unterschiede in Hinblick auf den Gangzyklus erkennen. Nur einige wenige Effekte in einzelnen Phasen des Ganges waren geschlechtsspezifisch (Bailey et al. 2019). Foucher und Kollegen untersuchten ebenfalls geschlechtsspezifische Unterschiede von Gangstörungen, vor allem prä- und postoperativ nach Erhalt einer Hüft-TEP, unter anderem mittels EMG (Foucher 2016). Sie fanden leicht veränderte postoperative Muster in der Gangwiederherstellung und empfahlen grundsätzlich geschlechtsspezifische Reha-Strategien zu prüfen.

Im Kapitel 3.5.2 wurde bereits erläutert, dass es geschlechtsabhängige physiologische Unterschiede der Geschwindigkeit und Kadenz aufgrund von physiologischer Größen- bzw. Längenunterschiede zwischen Mann und Frau gibt. Die Bedeutung des Geschlechtes scheint nach Auswertungen der Ergebnisse in dieser Studie, d. h. in Hinblick auf die postoperative vertikale Bodenreaktionskraft, eine untergeordnete Rolle zu spielen.

Zur Bedeutung des Alters auf mögliche Gangveränderungen gibt es unterschiedliche Ergebnisse in der Literatur. Sowohl bereits erwähnte Studie von Bailey et al. als auch eine Arbeit von Jahn und Zwergal zeigen Unterschiede hinsichtlich der Ganggeschwindigkeit und Kraft Älterer gegenüber Jüngeren (Bailey et al. 2019; Jahn et al. 2010). Langsamere Gehgeschwindigkeiten und längere Standphasen, insbesondere doppelt unterstützte, seien laut Bailey et al. Ausdruck bzw. Spiegel altersbedingter

Anpassungsstrategien zur Optimierung der Gangstabilität. Jahn und Zwergal beziehen sich auf das Werk von Ashton-Miller sowie auf eine Studie von Lockhart et al. und erklären, dass die selbst gewählte Geschwindigkeit ab dem 60. Lebensjahr um 1 % pro Jahr abnehme (Jahn et al. 2010; Lockhart et al. 2003; Gait Disorders 2005). Auch Perry und Götz-Naumann beschreiben physiologische Veränderungen der Gehgeschwindigkeit im Alter, definieren jedoch das Eintrittsalter der Veränderungen nicht detailliert (Götz-Neumann 2016; Perry et al. 2003). Leuchte et al. beschäftigten sich 2006 mit der Frage: „Wie symmetrisch oder asymmetrisch ist der normale bzw. physiologische Gang in Abhängigkeit vom Alter?“ (Leuchte und Luchs 2006). Dabei wurden jeweils 30 Probanden in einem Seniorenarm und 30 in einem Juniorenarm untersucht. Das Alter der Seniorengruppe betrug 59,5 (\pm 9,1) Jahre, das der Juniorengruppe betrug 25,1 (\pm 1,9) Jahre. Es konnte dezidiert gezeigt werden, dass mögliche Geschwindigkeitsunterschiede in Bezug auf Stütz- und Doppelstützzeiten betrachtet werden müssen. Geschieht dies, unterscheiden sich die Gehgeschwindigkeiten beider Gruppen nicht signifikant. Des Weiteren bedeutsam – vor allem in Hinsicht auf die vorliegende Studie – ist, dass die Werte der vertikalen Komponenten statistisch gesehen als „nahezu identisch anzusehen“ sind (Leuchte und Luchs 2006).

Die Auswertungen des BMI zeigten, dass sich dieser innerhalb der beiden Patientenkollektive, aber vor allem im Vergleich zur Kontrollgruppe deutlich unterschied.

Die Einschlusskriterien der Vorstudie (Kap. 4.3.1) beschränkten sich auf das Alter sowie muskuloskelettale Vorerkrankungen und Operationen. Der BMI wurde im Vorfeld nicht definiert. Sucht man jedoch nach gesunden Älteren, die o. g. Kriterien genügen, fällt dem Betrachter der normwertige BMI von 24,38 kg/m² ins Auge. Demgegenüber wurde in beiden Patientenarmen ein deutlich höherer BMI notiert. In der MIS-Gruppe entspricht dieser einem Übergewicht, in der TGL-Gruppe gar Adipositas Grad 1 (Organization 2000), was offenbar Indikation und Wahl der geeigneten OP-Methode beeinflusste. Der DGOU-Vorsitzende Wirtz formulierte die Voraussetzungen für eine minimal-invasive Hüftgelenksoperation folgendermaßen: „Die Hüftgelenksgeometrie muss passen, der Patient sollte nicht zu kräftig bemuskelt und auch nicht zu adipös sein“ (Hüftprothese: Minimalinvasiv oder klassisch implantieren? Implantatmodell wichtiger als OP-Methode 2022).

6.2.2 Funktionsfragebögen

Die Patienten erhielten neben den in Kapitel 3.2.3 vorgestellten Funktionstests und Bewertungsfragebögen einen zusätzlichen allgemeinen Fragebogen mit „Angaben zur

Person“ (Alter, Größe, Gewicht, Beruf und Hobby), Vorerkrankungen inkl. Voroperationen und Angaben zur OP sowie Reha-Aufnahme und -Entlassung.

Die Funktionsfragebögen und die Angaben zur Person wurden gemeinsam mit den Patienten vor der ersten Messung ausgefüllt. Zum Teil konnten die Fragen von den Patienten selbstständig beantwortet werden (ADL, Schmerzausmaß, Aktivitätsniveau, OP-Daten etc.), die Prüfung der Gelenkbeweglichkeit erfolgte durch die Untersucherin.

Die Auswertung des Barthel-Index zeigte keine großen Unterschiede beider Patientenkollektive. Alle transgluteal operierten Patienten gaben 90 von möglichen 100 Punkten an. In der MIS-Gruppe gaben 17 Patienten 95 und nur 6 Patienten 90 von 100 Punkten an.

Der Harris-Hip-Score (HHS) ist sicher einer der meistverwendeten Funktionsfragebögen und ist in nahezu allen Studien bezüglich Körperfunktion, Alltagsaktivitäten und Gelenkbeweglichkeit vertreten. 2000 berichteten Jones und Voaklander eine Verbesserung der gelenkspezifischen Schmerzen und Funktion 6 Monate nach der Implantation einer Hüftprothese (Jones et al. 2000). Auch Sander et al. sowie Reichert und Kollegen nutzen unter anderem den HHS zur Bewertung der postoperativen Ergebnisse (Sander et al. 2011; Reichert et al. 2018). 2011 zeigte sich 5 Wochen nach dem OP-Eingriff kein signifikanter Unterschied des HHS zwischen beiden Patientengruppen. Reichert et al. prüften diesen 2018 ein Jahr postoperativ. Hier zeigte sich zwar kein Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Gelenkbeweglichkeit des operierten Hüftgelenkes, jedoch hatten alle minimalinvasiv Operierten eine größere Alltagsaktivität als die transgluteal Operierten.

Bezogen auf die „magische Grenze“ von 70/100 Punkten zeigten alle Teilnehmer dieser Studie ein schlechtes Ergebnis zu Beginn ihrer Rehabilitation, d. h. 1-2 Wochen postoperativ. Die besseren Ergebnisse wurden mit durchschnittlich 42,2 Punkten in der MIS-Gruppe gegenüber 35,8 Punkten in der TGL-Gruppe erreicht. Bei insgesamt gutem Bewegungsausmaß des operierten Hüftgelenkes bei allen Teilnehmern äußerten jedoch die meisten Patienten deutliche Einschränkung bei der Alltagsbewältigung. Vor allem Gehfähigkeit und Schmerz waren die Fragen mit den meisten Punktabzügen in beiden Untersuchungsarmen. Keiner des TGL-Untersuchungsarmes war, weder am Anfang noch am Ende der Rehabilitation, in der Lage, eine Strecke über 30 m sicher ohne Unterarmgehstützen zu gehen. Auch waren in der TGL-Gruppe zum einen stärkere Analgetika im Gebrauch, welche zum anderen häufiger eingenommen wurden als in der MIS-Gruppe.

Bei der Betrachtung des Oxford-Hip-Scores sei betont, dass ein Punkte-Bewertungssystem von 0 - 48 genutzt wurde. Die unterschiedliche Handhabung dieser Evaluation führt mitunter zur falschen Interpretation. Vielleicht ist auch dies ein Grund dafür, dass trotz Empfehlungen zur Nutzung des Fragebogens kaum vergleichbare Ergebnisse anderer Studien vorliegen. Murray et al. zeigten detailliert die Unterschiede zwischen einem 12 - 60 und einem 0 - 48 Punkte-Bogen (Murray et al. 2007). In dieser Studie bedeuten 48 Punkte das beste Ergebnis und 0 Punkte das schlechteste. Auch hier konnte mit durchschnittlich 21,1 Punkten eine leichte Überlegenheit der MIS-Gruppe gegenüber 17,6 Punkten der TGL-Gruppe aufgezeigt werden.

Die Ergebnisse des Staffelstein-Scores zeigen eine bessere Ausgangssituation des MIS-Armes am Anfang der AHB gegenüber dem TGL-Arm. So starteten die MIS-Patienten mit durchschnittlich 68,6 von 120 Punkten in ihre Rehabilitationsmaßnahme, die TGL-Patienten hingegen nur mit 54,6 Punkten. Auch hier waren „Schmerz“, „Hinken“, „Gehhilfen“ und vor allem die Kraft der Glutealmuskulatur die Fragenpunkte mit den größten Differenzen. Es sei nochmals betont, dass 22 der 23 minimal-invasiv operierten Patienten am Ende der AHB auf Stationsebene nicht mehr auf Unterarmgehstützen angewiesen waren. 6 der 23 Patienten konnten bereits am ersten Mess-Tag einen Teil oder sogar das gesamte Untersuchungsprotokoll ohne Gehhilfen absolvieren. Aus Sorge vor postoperativen Komplikationen oder zu rascher Ermüdung mit daraus resultierenden Schmerzen wird ein freies Gehen zu Beginn der Rehabilitation in den wenigsten Kliniken toleriert. Hier sollten bei zunehmender Sicherheit der Operateure und besseren postoperativen Ergebnissen individuelle Rehabilitations-Konzepte erarbeitet werden.

6.2.3 Zeitlich-räumliche Parameter

In der genannten Studie zur Symmetrie des Ganges im Alter von Leuchte et al. wurden Unterschiede in den Stützphasen, unabhängig zum Alter, herausgearbeitet und dargestellt (Leuchte und Luchs 2006). Will man nun die klinische Relevanz der Asymmetrie des Gehens operierter Patienten nach Implantation einer Hüft-TEP beurteilen, muss man diese immer im Verhältnis zur Asymmetrie des physiologischen Ganges betrachten. Aus diesem Grund wurde eine Vorstudie mit gesunden, wenn auch im Vergleich zu den operierten Patienten im Durchschnitt jüngeren Probanden durchgeführt, um eigene Daten mit gleichem Mess-System bezüglich zeitlich-räumlicher Gangparameter zu erheben.

Die in dieser Vorstudie gewonnenen Daten zu Grundgeschwindigkeit und Kadenz sind nahezu identisch mit den Ergebnissen von Perry und Götz-Neumann. Die Kollegen im Labor des Ranchos Los Amigos National Rehabilitation Centers (RLANRC) stellten eine

durchschnittliche Wohlfühlgeschwindigkeit von 1,36 m/s fest (Perry et al. 2003). Auf einer Strecke von 30 m wählten die Probanden dieser Studie eine durchschnittliche freie Ganggeschwindigkeit von 1,35 m/s (Kap. 5.1.2). Beim schnellen Gehen kamen die Probanden auf ein durchschnittliches Tempo von 1,7 m/s, was nach Götz-Neumann einem „Hetzen“ entspricht (Tab. 1; Kap. 3.5.2). Es wurde während dieser Messungen auf eine bipedale Standphase geachtet. Mit dem Auftrag, langsamer als im individuellen Wohlfühltempo zu gehen, entsprachen die Zeiten mit 1,03 m/s im Durchschnitt einem Bummeln oder Schlendern (Götz-Neumann 2016). Proportional dazu entsprechen auch die Ergebnisse der geschwindigkeitsabhängigen Kadenzen den bereits erhobenen Daten der etablierten Mess-Systeme und Veröffentlichungen.

Patienten nach einer Operation des Hüftgelenkes gehen erwartungsgemäß langsamer als gesunde Erwachsene. Nach Perry und Kollegen gehen Patienten mit Hüft-TEP ein Jahr postoperativ mit einer Durchschnittsgeschwindigkeit von 0,92 m/s. Damit beträgt der Unterschied im Vergleich zur präoperativen Situation schmerzgeplagter Arthrose/Arthritis-Patienten 0,24 m/s (Perry et al. 2003). Durch das Gehen an Stützen kommt es zudem zu einem enormen Mehraufwand für den gesamten Organismus.

Die erhobenen Daten bezüglich Geschwindigkeit und Kadenz in beiden Patientengruppen entsprachen am Anfang der AHB einem „Bummeln“. Die minimal-invasiv Operierten gingen allerdings bereits in den ersten Tagen ihrer Rehabilitationsmaßnahme im Durchschnitt 0,16 m/s (frei gewähltes Wohlfühl-Tempo) schneller als die transgluteal Operierten und steigerten dies im Verlauf deutlich. In der MIS-Gruppe entsprach die Geschwindigkeit des langsamen Gehens (mit Unterarmgehstützen) am Ende der Reha-Maßnahme dem Wohlfühltempo vom Anfang. Beim Gehen ohne Unterarmgehstützen am 2. Mess-Tag erreichten die Patienten dieser Gruppe während des schnellen Gehens die Wohlfühl-Geschwindigkeit der Vorstudie. Die Ergebnisse dieser Studien zeigen, dass ein signifikanter Unterschied bezogen auf die Geschwindigkeit zwischen den verschiedenen operativen Zugangswegen besteht. Patienten mit minimalinvasivem Zugangsweg weisen eine signifikant höhere Geschwindigkeit als Patienten mit transglutealem Zugangsweg auf ($z = - 5,147$, $p > 0,001$).

Zwar verbesserten sich beide Gruppen innerhalb ihres stationären Reha-Aufenthaltes sukzessive hinsichtlich Geschwindigkeit und Kadenz, konnten aber beim Gehen mit Unterarmgehstützen die Zeiten Gesunder nicht erreichen. Lediglich beim bewusst schnellen Gehen ohne Gehhilfen konnten die Patienten der MIS-Gruppe zum 2. Mess-Zeitpunkt Geschwindigkeiten von durchschnittlich 1,39 m/s erreichen.

Dieses Ergebnis bestätigt, dass durch das Gehen ohne Stützen die Geschwindigkeit erhöht und die Sauerstoffkosten für den Körper und damit auch die Herzfrequenz gesenkt werden können (Perry et al. 2003). Nach den Ergebnissen von Aqil und Wiik laufen operierte Patienten nach einer Hüft-TEP-Implantation erst 6 Monate nach ihrem Eingriff schneller als präoperativ und können Geschwindigkeiten von Gesunden erreichen (Aqil et al. 2016).

Die Harmonie des Ganges spiegelt sich auch ohne jegliches Messinstrument oder gesicherte objektive Parameter sowohl für den erfahrenen Beobachter als auch für den Laien in der akustischen und optischen Symmetrie von Standphasen- und Schrittdauer wieder. Eine unterschiedliche Härte des Auftrittsgeräusches, arrhythmische Becken- und Beinbewegungen oder eine generell gestörte Koordination des Bewegungsablaufes sind für die meisten Untersucher wichtige Hinweise in der subjektiven Analyse des Ganges (Smolenski et al. 2016).

Die Vorstudie konnte zeigen, dass trotz aller Individualität des Ganges das Verhältnis der Standphasendauer des rechten und linken Beines zueinander bei Gesunden nahezu gleich ist. Die Unterschiede betragen, unabhängig von der Gehgeschwindigkeit, nicht mehr als 0,01 Sekunden. Hegewald konnte 1999 in seiner Arbeit mit einer größeren gangunauffälligen Probandenkohorte (164) eine längere Belastungszeit des rechten Beines feststellen. Er führte dies auf die Bedeutung der Händigkeit, d. h. auf die größere Anzahl von Rechtshändern und die damit verbundene Mehrbelastung bzw. Mehrnutzung auch des rechten Fußes bei sportlichen Tätigkeiten zurück. Eine grundsätzlich längere Standphase der Frauen gegenüber den Männern, wie Hegewald sie beschrieb, konnte nicht festgestellt werden (Hegewald 2000). Dem gegenüber stehen die Ergebnisse der Studie von Leuchte und Luchs. In dieser kamen die Untersucher zu dem Ergebnis, dass sowohl in der Senioren- als auch der Juniorenstichprobe eine vergleichsweise längere Stützzeit links festgestellt werden konnte. Die Seitendifferenz betrug in ihrer Studie im Durchschnitt ebenfalls 0,01 Sekunden. Die Autoren betonten, dass dieser zeitliche Unterschied nicht „überbewertet“ werden sollte (Leuchte und Luchs 2006).

Eine zeitliche Diskrepanz der Standphasendauer zwischen dem operierten und nicht operierten Bein nach der Implantation einer Hüftgelenksprothese wurde in der Literatur mehrfach beschrieben (Schippers; Leuchte et al. 2007). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen jedoch, dass es diesbezüglich vor allem am Anfang der Anschlussheilbehandlung, d. h. in den ersten 1-2 Wochen postoperativ, Vorteile bei der MIS-Gruppe gegenüber der TGL-Gruppe gibt. Betrug die zeitliche Differenz zwischen dem nicht operierten und dem betroffenen Bein im transglutealen Untersuchungsarm während der ersten Messung im Durchschnitt 0,07 – 0,09 Sekunden, so unterschied sich

die Standphasendauer bei den minimal-invasiv Operierten zum gleichen Messzeitpunkt lediglich um 0,03 – 0,04 Sekunden. Im Verlauf der Rehabilitation optimierten sich die Standzeiten in beiden Operationsarmen. So betrug der Unterschied zwischen dem operierten und dem nicht-operierten Bein in der TGL-Gruppe ca. 3-4 Wochen postoperativ in allen 3 Gehgeschwindigkeiten nur noch 0,02 Sekunden. Zu betonen sei hier nochmals, dass diese Untersuchungsgruppe auch während der 2. Messung auf Unterarmgehstützen angewiesen war. In der MIS-Gruppe konnte der Seitenunterschied der Standzeiten während des langsamen und des schnellen Gehens mit Unterarmgehstützen auf 0,01 Sekunden bzw. 0,02 Sekunden reduziert werden. Auffällig war zum Zeitpunkt der 2. Messung während des Gehens in Wohlfühlgeschwindigkeit mit Unterarmgehstützen ein Missverhältnis von 0,09 Sekunden. Erklärungen hierfür sind rein spekulativ. Jedoch war zu beobachten, dass die minimal-invasiv operierten Patienten zu diesem Messzeitpunkt auf Stationsebene bereits ohne Unterarmgehstützen gingen. D. h. diese ursprüngliche „Unterstützung“ wurde im Verlauf der Rehabilitation als zusätzliche Belastung empfunden. Die Koordination des 4-Punkt-Ganges gestaltete sich bei zunehmender Geschwindigkeit als schwierig. Während des langsamen Gehens war eine koordinative Nutzung der Gehstützen noch möglich, während des schnellen Gehens wurden diese quasi nur im Wechsel gesetzt, aber nicht als Stützen genutzt. Beim Gehen im Wohlfühltempo stellte der koordinative Einsatz der Hilfsmittel eher eine Herausforderung als eine Sicherung dar. Deutlich wird dies bei der Betrachtung der Standzeiten während der 2. Messung ohne Unterarmgehstützen. Die zeitliche Differenz betrug am gleichen Mess-Tag nur noch 0,001 - 0,003 Sekunden. D. h. es bestand hier ein ausgewogenes Verhältnis der Standzeiten beider Beine.

Auf die Umrechnung dieser zeitlichen Parameter in einen „Symmetrieparameter G_s “ (Hegewald 2000) wurde verzichtet.

Neben der zeitlichen Anpassung der Belastungsdauer der Beine zueinander wurde in beiden Patientengruppen eine Verkürzung der durchschnittlichen Standphasendauer registriert. In beiden Gruppen wurde vom ersten zum zweiten Messzeitpunkt eine Verkürzung der Standzeiten um durchschnittlich 0,11 – 0,14 Sekunden beim operierten Bein und um 0,14 – 0,2 Sekunden beim nicht operierten Bein gemessen. Auch dies bestätigt das Angleichen der Standzeiten im rehabilitativen Verlauf.

Ähnliches konnte bei der Schrittdauer vermerkt werden. Beide Untersuchungsarme konnten sich sowohl hinsichtlich der Seitendifferenz als auch in Bezug auf die durchschnittliche Schrittzeit verbessern. Während sich transgluteal die Zeiten zwischen operiertem und nicht operiertem Bein im Vergleich zur ersten Messung noch um 0,02 - 0,04 Sekunden unterschieden, glichen sich diese in der zweiten Messung bis auf 0,01 -

0,02 Sekunden an. Insgesamt konnte die Schrittzeit in dieser Gruppe um 0,08 - 0,12 Sekunden (operiertes Bein) und 0,12 - 0,14 Sekunden (nicht operiertes Bein) verkürzt werden.

Die Seitenunterschiede zwischen beiden Beinen waren in der MIS-Gruppe bei allen Messungen von Anfang an deutlich geringer als in der TGL-Gruppe. Auch in dieser Gruppe konnte eine Verkürzung der durchschnittlichen Schrittzeit von 0,05 – 0,06 Sekunden während des Gehens mit Unterarmgehstützen gemessen werden. Beim Gehen ohne Gehhilfen gab es eine Verbesserung von 0,10 – 0,12 Sekunden.

Gezeigt werden konnte durch diese Studie, dass die Symmetrie der Bodenreaktionskraft signifikant mit allen in der Arbeit untersuchten Skalen korreliert. Die Parameter Standphasendauer (SPD) und Schrittdauer (SRD) weisen dabei eine positiv schwache bis moderate Korrelation auf ($\rho = 0,291$; $\rho = 0,354$).

Mayr, Nogler und Benedetti berichteten in ihrer Studie 2009 von einer signifikanten Verbesserung der Schrittzeit minimal-invasiv operierter Patienten 6 Wochen postoperativ (Mayr et al. 2009). Da diese Studie den Zeitraum der ersten 3-4 Wochen postoperativ untersucht hat, wäre ein direkter Vergleich nicht korrekt. Allerdings ist die Tendenz zu einem gleichen Ergebnis bereits in dieser Phase zu erkennen und unter Berücksichtigung fortschreitender Rekonvaleszenz zu erwarten.

Wie bereits in Kapitel 3.1.3.4 beschrieben, spielen vor allem die pelvitrochantäre Muskulatur und die Glutealmuskulatur eine vorrangige Bedeutung in der Stabilisation des Hüftgelenkes. Perry und Götz-Neumann arbeiteten die Bedeutung der Abduktoren des Hüftgelenkes vor allem zum Zeitpunkt des Bodenkontaktes des Fußes bis in die mittlere Standphase hinein dezidiert aus (s. Abbildung 4; Kapitel: 3.4.1.1). Perry betonte außerdem, dass Einschränkungen der Extensionsbewegungen im Hüftgelenk bei Flexionskontrakturen bzw. Funktionsstörungen des Tractus iliotibialis, wie sie beispielsweise durch Weichteilverletzungen, bei Hämatomen oder Narben möglich sind, im Gehen deutlicher sind als in Rückenlage. Die relative Adduktion unter der Gewichtsbelastung führe zu einer Spannungserhöhung des Tractus iliotibialis und einer damit verbundenen Beckenkipfung nach vorn. Diese habe eine „fixierte Flexion“ des Hüftgelenkes und damit Einschränkungen der Schrittlänge zur Folge. Auch Schmerz unterschiedlicher Genese könne zu einer Flexionshaltung mit daraus resultierender Verkürzung der monopeden Standphase führen.

Aufgrund der besonderen Bedeutung des Hüftgelenkes und Beckens als Schaltstelle zwischen unterer Extremität und Rumpf kann eine mangelnde Extension das Ausbalancieren des Körpers im Raum während des Gehens erschweren und das Nutzen

von Gehhilfen erfordern. „Der Verlust von Muskelkraft limitiert die Fortbewegung wie auch die Stabilität während der Belastung“ (Perry et al. 2003).

Der kleinere Hautschnitt und das damit verbundene geringere Ausmaß der Bindegewebs- und Muskelschädigung bei minimal-invasiven Operationstechniken könnten hier den entscheidenden Vorteil hinsichtlich eines verbesserten Gangverhaltens vor allem in der frühen postoperativen Phase darstellen. Die Auswertung der Funktionsfragebögen ergab eine verbesserte Ausgangsposition der minimal-invasiv operierten Patienten am Anfang der AHB und korreliert mit diesen Ergebnissen.

Die Belastung und damit auch Belastbarkeit des Standbeines kann durch die während des Kontaktes eines Beines mit dem Boden entstehenden Kräfte ermittelt werden. Die genutzte Technik erlaubt es, sowohl Mittelwerte als auch Maximalwerte der einwirkenden Bodenreaktionskräfte über allen 16 Sensoren zu berechnen. Auf die Unterteilung der Bodenreaktionskräfte in unterschiedliche funktionelle Indizes und Komponenten, wie durch Leuchte und Kollegen beschrieben, wurde in dieser Studie verzichtet (Leuchte et al. 2007; Leuchte et al. 2009). Für einen Links-Rechts-Vergleich wurde ein Symmetrie-Parameter für die individuellen, gewichtsabhängigen Werte berechnet (Symmetrie-Index nach Robinson).

Im Probandenkollektiv konnte bei optisch harmonischem Gangbild eine Differenz der vertikalen Kräfte zwischen rechtem und linkem Bein von 4,4 % - 5,4 % berechnet werden (Tab. 2; Kap. 5.1.2.4). Die geringste Differenz wurde während des Gehens im Wohlfühltempo festgestellt. Dies entspricht den Erfahrungen und Ergebnissen zurückliegender Studien mit anderem Mess-Instrument und Studien-Design.

In der Vorstudie belasteten unabhängig von der Geschwindigkeit 10 der 50 Probanden ausnahmslos das rechte und 14 Probanden das linke Bein stärker. 26 der 50 Probanden wechselten dagegen das stärker belastete Bein in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit.

Die Mittelwertdifferenzen der Bodenreaktionskräfte zwischen dem operierten und nicht operierten Bein unterschieden sich in beiden Patientengruppen in der direkt postoperativen Phase von denen der Vorstudie. Allerdings gab es einen signifikanten Unterschied zwischen der TGL- und der MIS-Gruppe. Die minimalinvasiv operierten Patienten weisen eine signifikant höhere Symmetrie der Bodenreaktionskräfte als die transgluteal operierten Patienten auf ($z = -10,839$, $p < 0,001$).

Die Symmetrieverhältnisse einzelner Patienten der MIS-Gruppe entsprachen bereits zu Beginn der Rehabilitation mitunter denen der Probanden.

Die Differenz der Standbein-Belastung betrug trotz der Nutzung von Gehhilfen in der TGL-Gruppe während der ersten Messung zwischen 28 % und 34 %. Auch hier konnte eine minimal geringere Differenz während des selbstgewählten Wohlfühltempo und die größte Differenz während des bewusst langsamen Gehens festgestellt werden. Zum gleichen Messzeitpunkt betrug die Differenz zwischen operiertem und nicht operiertem Bein in der MIS-Gruppe nur 9 % - 11 %. Bessere Symmetrieverhältnisse der minimal-invasiv operierten Patienten wurden in der Vergangenheit bereits beschrieben (Leuchte et al. 2009; Sander et al. 2012; Schippers; Leuchte et al. 2007). Allerdings zeigten sich bei Leuchte et al. diese Vorteile 2007 erst in der 14. postoperativen Woche, 2009 konnten Vorteile bereits in der 8. postoperativen Woche und bei Sander und Kollegen 2012 bereits in der 5. Woche nach der Operation festgestellt werden. Diese Entwicklung lässt sich zum einen auf die Optimierung der Messmethoden und des Studiendesigns zurückführen. Zum anderen aber werden sich auch verbesserte OP-Methoden und veränderte OP-Zeitpunkte im Sinne der Indikationsstellung ausgewirkt haben. Aufgrund der mittlerweile deutlich kürzeren Krankenhausverweildauer wurden in dieser Studie 16 der 23 minimalinvasiv Operierten bereits innerhalb der 1. Woche nach Implantation der Hüft-TEP und nur 2 der 23 in der 3. Post-OP-Woche untersucht. Im TGL-Arm befanden sich 7 der 14 Patienten in der ersten postoperativen Woche.

Zum Zeitpunkt der 2. Messung zeigte sich eine deutliche Verbesserung der Symmetrieverhältnisse in der TGL-Gruppe. Die Gruppe erreichte gegen Ende der Reha-Maßnahme das Niveau der MIS-Gruppe zu Beginn der AHB. Bemerkenswert sind die Symmetrieverhältnisse der MIS-Gruppe beim Gehen ohne Hilfsmittel während der 2. Messung. Beachtet man den Einfluss der Geschwindigkeit auf die Symmetrieverhältnisse der Bodenreaktionskräfte, so lassen sich die Werte der frei gewählten Wohlfühl-Geschwindigkeit der Probanden und die des schnellen Gehens während der 2. Messung der MIS-Gruppe aufgrund der nahezu identischen Geschwindigkeiten am besten vergleichen. Der Unterschied betrug nur 0,24 %, allerdings zu Gunsten der MIS-Gruppe. Dieser Vergleich wird im realen Alltag keinen Bestand haben. Zum einen wurden keine Probanden der Vorstudie bezüglich muskulärer oder artikulärer Funktionsstörungen voruntersucht bzw. mögliche Pathologien behandelt, d. h. die Zuteilung in die Gruppe der gesunden Probanden geschah aufgrund subjektiven Wohlbefindens. Dagegen durchliefen die Patienten zu diesem Zeitpunkt eine fast dreiwöchige Rehabilitationsmaßnahme inklusive Gangschulungen und Wahrnehmungsübungen, die eine Optimierung des Gangverhaltens zum Ziel hatten. Hawke und Kollegen arbeiteten die Vorteile eines

Rehabilitationsprogrammes hinsichtlich eines gesteigerten Aktivitätsniveaus und schnelleren Gehens in ihrer Studie 2019 heraus (Hawke et al. 2019).

Unausgeglichene Symmetrieverhältnisse bedeuten gleichzeitig eine Mehrbelastung einer Becken- oder gar Körperhälfte. Unter Schonung des operierten Beines geschieht dies naturgemäß zu Lasten der nicht operierten Seite. Interessanterweise wurde diese Erwartung nur von der TGL-Gruppe erfüllt, in der am 1. Messtag alle 14 Patienten das kontralaterale, nicht-operierte Bein mehr belastet haben, zur 2. Messung immer noch 13 der 14 Teilnehmer. In der MIS-Gruppe belasteten 19 der 23 Patienten zum ersten Messzeitpunkt die nicht operierte Seite stärker, allerdings belasteten jeweils 2 Patienten entweder in allen 3 Geschwindigkeiten oder zumindest in einer der 3 Geschwindigkeiten die operierte Seite stärker. Beim Gehen ohne Unterarmgehstützen am Ende der Rehabilitation belasteten nur noch 7 Patienten die gesunde Seite stärker, bereits 4 Patienten belasteten grundsätzlich das operierte Bein stärker und insgesamt 12 belasteten in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit das operierte oder das gesunde Bein stärker. Vergleichbar mit der Vorstudie belasteten also 50 % der MIS-Gruppe zur zweiten Messung sowohl das gesunde als auch das operierte Bein. In Hinsicht auf einen möglichen Krankheitsprozess im kontralateralen Bein, der durch kompensatorische Spitzenkräfte und asymmetrisches Laufverhalten unterhalten werden kann (Aqil et al. 2016), ergibt sich somit aus diesem Ergebnis ein wichtiger langfristiger Vorteil der MIS-Gruppe gegenüber der TGL-Gruppe.

Methodenkritik

Wie bereits erläutert, wurden die Vor- und Nachteile der unterschiedlichen Operationsmethoden und operative Zugangswege in der Vergangenheit intensiv untersucht.

Neu an dieser Arbeit ist die Wahl des Messinstrumentes. Nach Kramers-de-Quervain et al. zählen tragbare Sensorsohlen sicher zu den „einfacheren Messmethoden“ (Kramers-de Quervain et al. 2008). In dieser Studie wurde der Gang als selbstverständliche Tätigkeit unseres Alltages unter nahezu laborfreien Bedingungen untersucht. Der Vorteil der gewählten Untersuchungsmethode und -Technik liegt eindeutig im deutlich geringeren Umfang der Vorbereitungen eines Testtages und damit auch in einer hohen Flexibilität für alle Beteiligten. Die Patienten konnten sich frei im Raum bzw. auf dem Flur der Rehabilitationsklinik bewegen. Im Boden eingelassene Messplatten mit beispielsweise definierter Schrittbreite und begrenzter Teststreckenlänge waren nicht erforderlich, weshalb mit diesen Messgeräten die Gehstrecke deutlich verlängert und

damit den Anforderungen im Alltäglichen angepasst werden konnten. Die meisten Studienteilnehmer berichteten, keinen oder nur geringen Druck einer Testsituation gespürt zu haben.

Sicher reichen diese Messgeräte allein nicht aus, individuelle, komplexe Funktionsstörungen oder Spannungsveränderungen einzelner Muskeln zu detektieren, sie stellen jedoch ein sehr gutes, flexibel einsetzbares und damit ergänzendes Messinstrument der Ganganalyse dar. Vor allem im rehabilitativen Bereich haben u. a. Amelung und Seidel die Bedeutung zusätzlicher apparativer Messmethoden zur gezielten körperlichen Untersuchung und Ganganalyse herausgearbeitet (Amelung und Seidel 2005).

Kammerlander et al. nutzten das gleiche Messwerkzeug zur Prüfung der möglichen postoperativen Teilbelastung geriatrischer Patienten im Akutkrankenhaus und bewiesen, wie unkompliziert das Verfahren nicht nur für Patienten, sondern auch für Ärzte sowie Physio- und Sporttherapeuten ist (Kammerlander et al. 2018).

Neben den Vorteilen der besseren Praktikabilität und hohen Flexibilität portabler Mess-Systeme (Jürgens 2017) konnten sowohl Raaben und Vogeley als auch Jöllenbeck et al. positive Effekte visueller Biofeedbacksysteme aufzeigen (Raaben et al. 2018; Jöllenbeck und Pietschmann 2019). Das niederländische Forschungsteam um Marco Raaben konnte bei der Nutzung eines solchen Systems eine bessere Patienten-Compliance, höhere Spitzenbelastungen, eine längere Gehstrecke und eine geringere Notwendigkeit von Gehhilfen aufzeigen.

Durch die sofortige bildliche Darstellung exemplarischer Belastungsparameter sowie der Ganglinie und Kraftkurve, aber auch durch den für den Patienten leicht verständlichen Umgang mit dem System wurde ein hoher Motivationsfaktor sowohl für die Teilnahme an der Studie als auch für die Verbesserung der Ergebnisse innerhalb der AHB geschaffen. Nahezu alle Teilnehmer hätten sich die Mess-Sohlen als zusätzliches Therapiegerät im Reha-Alltag gewünscht. Zudem sind die Ergebnisse der Messungen, insbesondere die der gesunden Probanden, mit der Vielzahl der bereits veröffentlichten physiologischen Gangparameter vergleichbar.

Sander et al. betonten, dass umfangreiche bzw. komplexe Messmethoden (3-D-Ganganalyse oder O-EMG-Verfahren) sehr zeit- und kostenintensiv seien und somit zumeist nur Universitäten oder Forschungseinrichtungen zur Verfügung stünden (Sander et al. 2012). Studien mit tragbaren Mess-Sohlen können deshalb gewissermaßen eine Mittelstellung zwischen Untersuchungen unter Alltagsbedingungen und aufwendigeren Labortestungen mit validen Ergebnissen einnehmen.

Der Anspruch, die Ergebnisse unter realen Rehabilitationsbedingungen zu erzielen, beinhaltet leider auch, dass die Patienten, die ja zu unterschiedlichen postoperativen Zeitpunkten in die Anschlussheilbehandlung aufgenommen wurden, dementsprechend auch nur an unterschiedlichen postoperativen Tagen untersucht werden konnten. Die stationäre Verweildauer in der Akutklinik schwankt aktuell zwischen einem und sieben bis zehn Tagen nach Operation, was vom Operateur, der Klinik oder bestimmten Organisationsstrukturen abhängt. Wie im Kapitel 1.3 beschrieben, muss eine AHB innerhalb von 14 Tagen nach Entlassung aus dem Krankenhaus angetreten werden. Daraus ergibt sich eine recht große Spannweite in Hinsicht auf den postoperativen Aufnahmezeitpunkt in die Rehaklinik. Obwohl also alle Patienten innerhalb von zwei bis drei Tagen nach Reha-Beginn und vor Reha-Ende untersucht wurden, muss von unterschiedlichen körperlichen Voraussetzungen ausgegangen werden. Umso wichtiger war es, die jeweiligen individuellen Beschwerden mittels der o. g. Fragebögen und körperlicher Untersuchungen herauszuarbeiten. Nach Beendigung der pandemiebedingten Infektionsschutzmaßnahmen und der Rückkehr zu Operationszahlen wie vor der Pandemie sollten Studien mit ähnlichem Studiendesign innerhalb der AHB, allerdings mit festgelegtem postoperativem Zeitpunkt durchgeführt werden.

Eine weitere nur begrenzt beeinflussbare Größe stellte die Art der getragenen Schuhe dar. Hegewald deutete beispielsweise einen möglichen Einfluss des Schuhwerkes auf die Belastungsparameter an, ohne diesen zu spezifizieren (Hegewald 2000). Sowohl die Probanden als auch die Patienten erhielten die gleichen Schuhvorgaben. Genutzt werden durften flache Alltagsschuhe ohne Absatz, Turnschuhe oder Sneakers. Einliegende – zum Schuh gehörende oder zusätzlich eingebrachte – Sohlen wurden vor der Messung herausgenommen. Es wurde darauf geachtet, dass der jeweilige Patient an beiden Mess-Tagen die gleichen Schuhe trug. Schuhe mit erhöhtem Schaft, die die Stabilisation des Sprunggelenkes verbessern oder im Fersenbereich offene Schuhe waren explizit nicht zulässig. Für Studienzwecke sollte in Zukunft auf das Tragen von Gymnastikschuhen oder tatsächlich gleichen Schuhmodellen geachtet werden, um einer eventuellen Beeinflussung der Ergebnisse vorzubeugen. Weil man sich auf einer Gangbahn oder einem Laufband barfuß bewegen kann, ergibt sich dieses Problem hier nicht.

Während einer stationären Rehabilitation stehen den Patienten außerhalb ihres Therapieplans Fitnessräume oder Schwimmbad zu bestimmten Zeiten und nach entsprechender Einführung, frei zur Verfügung. In dieser Studie wurde weder die Nutzung solcher Angebote noch Frequenz und Intensität des Selbstübungs-

Programmes erfragt. Bekanntermaßen sind Patienten diesbezüglich unterschiedlich hoch motiviert und auch diszipliniert. Die Motivation der Patienten ist die wichtigste Voraussetzung für den Erfolg einer Reha-Maßnahme. In zukünftigen Untersuchungen sollte eine Unterteilung der Patienten in Hinblick auf die Durchführung zusätzlicher Bewegungseinheiten erwogen werden, um mögliche Auswirkungen auf das Studienergebnis zu ermitteln.

Durch das Erfragen von Beruf und Hobby zu Anfang der Studie ließen sich bereits unterschiedliche sportliche Interessen feststellen. Bewegungsinteressierten Menschen kann zum einen eine gebesserte präoperative muskuläre Ausgangssituation und zum anderen ein schnelleres motorischen Lernen unterstellt werden. Dem stehen erlernte funktions- und schmerzbedingte unökonomische Bewegungsmuster gegenüber, welche über die Dauer des Gelenkleidens automatisiert wurden. Diese sind auch postoperativ nur schwer zu korrigieren, wobei ihr Einfluss auf die postoperative Symmetrie des Ganges aktuell nicht beziffert werden kann. In einer parallel durchgeführten Studie im Klinikum in Garmisch-Partenkirchen (Endogap) mit ähnlichem Studien-Design und gleichem Messinstrument sollen prä- und postoperative Parameter erhoben werden. In Zusammenarbeit mit den Kollegen sollen die Daten beider Studien nach Abschluss ihrer Arbeit verglichen werden.

Da die Untersuchungen den organisatorischen Ablauf innerhalb der Rehabilitation nicht stören sollten, erfolgten die Messungen in aller Regel am Ende eines absolvierten Reha-Tages. Dies könnte sowohl einen Vor- als auch Nachteil bedeuten. Übungen mit dem Ziel motorischer Fazilitation (PNF, PSF oder andere Körperwahrnehmungsübungen) können das Messergebnis positiv beeinflussen. Krankengymnastik am Gerät oder andere die Muskulatur ermüdende Übungseinheiten, könnten nachteilig sein.

Des Weiteren untersuchten unter anderem Martin Behrens et al. den Einfluss geistiger Erschöpfung auf das Gangverhalten von Älteren (Behrens et al. 2018). Es konnte eine Beeinträchtigung der Gangleistung nach anspruchsvoller kognitiver Aktivität festgestellt werden. Auch diese eventuelle Störgröße wurde in dieser Studie nicht berücksichtigt. Da alle Patienten, entsprechend den Reha-Therapiestandards (s. Abbildung 17 im Anhang), einen ähnlichen Tagesablauf und Therapieplan absolvierten und somit wiederum die möglichen Einflussgrößen für alle Teilnehmer gleich waren, wurde diesen Faktoren bei der Planung der Studie weder positive noch negative Auswirkungen zugesprochen.

6.3 Fazit

Die bereits zum Teil in der Literatur formulierten frühfunktionellen Vorteile minimal-invasiv operierter Patienten hinsichtlich kinetisch und zeitlich-räumlicher Parameter gegenüber transgluteal operierter Patienten konnten durch diese Studie bestätigt werden. Die aufgestellten Hypothesen H_0-1 und H_0-2 können abgelehnt werden. Alle in die Studie eingeschlossenen Patienten konnten die vorgegebene Wegstrecke von 30 m gehen, d. h. auch H_0-4 muss abgelehnt werden. Die Auswertung der Funktionsfragebögen zeigte in allen Bereichen eine Überlegenheit der MIS-Gruppe gegenüber der TGL-Gruppe. Der bedeutsamste Unterscheid liegt sicher in der Möglichkeit des freien Gehens, zum Teil bereits am Anfang der AHB, bei nahezu allen MIS-Patienten jedoch am Ende der Reha-Maßnahme. D. h. auch H_0-5 wurde abgelehnt.

Im Vergleich der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte zwischen nicht operierten, gesunden Probanden und operierten Patienten (H_0-3) konnte ebenfalls ein signifikanter Unterscheid festgestellt werden. D. h. auch hier muss die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen werden. Der Unterschied zwischen transgluteal operierten Patienten und gesunden Probanden ist jedoch deutlich größer als zwischen minimalinvasiv Operierten und Gesunden.

Die längst geforderten zugangsspezifischen individuellen Reha-Konzepte, inklusive moderner visueller Biofeedbacksysteme, sollten bei so deutlichen Ergebnissen schnellstmöglich entwickelt werden. Zu berücksichtigen sind dabei die heterogene stationäre Verweildauer in den Akuthäusern, die individuellen postoperativen Belastungsfreigaben der Operateure sowie die unterschiedlichen organisatorischen Arbeitsweisen der Sozialdienste und Krankenkassen.

7 Zusammenfassung

In dieser monozentrischen, nicht randomisierten klinischen Studie wurde die mögliche Belastung operierter Patienten nach Erstimplantation einer Hüft-TEP am Anfang und am Ende ihrer postoperativen Frührehabilitation in Abhängigkeit vom operativen Zugangsweg untersucht. Verglichen wurde der minimal-invasive anterolaterale Zugang mit dem direkt lateralen, transglutealen Zugang nach Bauer (Standardzugang).

Es wurden insgesamt 37 Patienten nach Erhalt ihrer Hüfttotalendoprothese in diese Studie eingeschlossen. Davon wurden 14 Patienten mittels direkt lateralem, transglutealem Zugang (TGL) nach Bauer und 23 Patienten durch einen minimal-invasiven anterolateralen Zugang (MIS) operiert. Zudem wurden die erhobenen Daten einer Vergleichspopulation gegenübergestellt, die aus 50 gesunden Erwachsenen bestand und im Rahmen der Vorstudie mit gleichem Messinstrumentarium untersucht wurde.

Gemessen wurde neben der Gehgeschwindigkeit, der Kadenz und der Standphasen- und Schrittdauer, vor allem die mittlere Bodenreaktionskraft bei unterschiedlichem Gehtempo. Die demographischen Größen (Alter, BMI, Berufsstand etc.) und die prärehabilitative Ausgangssituation wurden mittels klinisch etablierter Funktionsfragebögen erfasst.

Die Messung der o. g. Parameter erfolgte sowohl in der Vorstudie als auch in der Hauptstudie mithilfe von Sensor-Einlegesohlen (Insole 3) der Firma Moticon (Moticon ReGo AG, München) auf einer Gehstrecke von 30 m.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass die Patienten der MIS-Gruppe gegenüber denen der TGL-Gruppe bereits unmittelbar postoperativ, d. h. prärehabilitativ, leichte Vorteile in Hinsicht auf Funktionalität, ADL und Schmerzbelastung haben. Es konnten des Weiteren sowohl innerhalb des jeweiligen Studienarmes als auch im Vergleich der beiden signifikante Unterschiede in der Symmetrie der Bodenreaktionskräfte während des Gehens zu Beginn und am Ende der Anschlussheilbehandlung erfasst werden. Es zeigten sich, insbesondere am Anfang der AHB, deutliche Vorteile der minimal-invasiv operierten gegenüber den transgluteal operierten Patienten sowohl in Bezug auf die Symmetrie der Bodenreaktionskraft, die Geschwindigkeit und Standphasendauer als auch auf die Fähigkeit des freien Gehens ohne Unterarmgehstützen.

Die Werte der gesunden Referenzgruppe wurden jedoch in beiden Untersuchungsarmen zu keinem Zeitpunkt der Rehabilitation erreicht.

8 Abstract

In this monocentric, non-randomised clinical study, the possible exertion of operated patients after initial implantation of a hip total arthroplasty (TEP) was investigated at the beginning and end of their postoperative early rehabilitation, depending on the surgical approach. The minimally invasive anterolateral approach was compared to the direct lateral transgluteal approach according to Bauer (standard approach).

A total of 37 patients were included in this study after receiving their total hip arthroplasty. Among them, 14 patients were operated using the direct lateral transgluteal approach (TGL) according to Bauer, while 23 patients underwent surgery using a minimally invasive anterolateral approach (MIS). In addition, the collected data were compared to a comparison population consisting of 50 healthy adults who were examined using the same measurement tools in the preliminary study.

Besides measuring walking speed, cadence, stance and swing phase duration, the main focus was on assessing the average ground reaction force at different walking speeds. The demographic variables (age, BMI, profession, etc.) and the pre-rehabilitative starting situation were recorded using clinically established functional questionnaires.

The above parameters were measured both in the preliminary study and in the main study using sensor insoles (Insole 3) from Moticon company (Moticon ReGo AG, Munich) on a walking distance of 30 m.

The results of this study showed that the patients of the MIS group already have slight advantages in terms of functionality, ADL and pain burden compared to those of the TGL group immediately after surgery, i.e. pre-rehabilitation. Furthermore, significant differences in the symmetry of ground reaction forces during walking were observed both within each study group and in the comparison between the two groups at the beginning and end of the follow-up rehabilitation. Especially at the beginning of the follow-up rehabilitation, significant advantages of minimally invasive surgery were observed compared to transgluteal surgery in terms of ground reaction force symmetry, walking speed, stance phase duration, and the ability to walk without forearm crutches.

However, the values of the healthy reference group were not reached at any time during rehabilitation in both study group.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung des Hautschnittes beim transglutealen Zugang nach Bauer in Rückenlage (eigene Zeichnung nach Claes et al 2012).....	27
Abbildung 2: Darstellung der Hautschnitte beim MIS-Zugang durch das Septum intermusculare in Seitlage rechts (eigene Zeichnung nach Claes et al 2012).....	28
Abbildung 3: Gangzyklus, Schrittlänge, Spurbreite (Götz-Neumann 2016).....	31
Abbildung 4: Unterteilung des Gangzyklus (Götz-Neumann 2016).....	31
Abbildung 5: normale Gelenkbewegungen, Drehmomentanforderungen und Muskelaktivität des Hüftgelenks (Götz-Neumann 2016).....	33
Abbildung 6: Kurvenverlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Geschwindigkeit (Perry et al. 2003).....	36
Abbildung 7: vertikale Bodenreaktionskraft, gegliedert in F1-F3; blau markiert der zeitliche Verlauf des Gangzyklus inkl. Stufenschema des Bodenkontaktes (Perry et al. 2003) ..	37
Abbildung 8: Moticon Science Sensor Insole; Model: Insole 3; Moticon ReGo AG; München ...	42
Abbildung 9: Position und Gliederung der integrierten Druck- und Kraftsensoren (eigene Zeichnung).....	43
Abbildung 10: Sohlenpaar in Größe 7 (EU: 44/45) (links); eröffnetes Batteriefach (rechts)	43
Abbildung 11: Ansicht auf das Mobiltelefon während der Nutzung der Moticon Science Mobile App; gewähltes Sohlenpaar: Größe 7; Aufnahmemodus: Recording; sample rate: 100 Hz.....	44
Abbildung 12: Einstellungsoptionen innerhalb des Aufnahmemodus (links); Auswahl der Sensorkanäle (rechts).....	45
Abbildung 13: Übertragung der auf den Sohlen gespeicherten Daten	46
Abbildung 14: Fallzahlplanung mittels G*Power 3.1.9.7	51
Abbildung 15: Proband C26 ($v = 1,15$ m/s).....	59
Abbildung 16: Proband C34 ($v = 1,36$ m/s).....	59
Abbildung 17: Reha-Therapiestandards (RTS) für Hüft- und Knie-TEP	A
Abbildung 18: Einlegen der Sensorsohle in die Schuhe des Probanden durch die Untersucherin	D
Abbildung 19: Erläuterung einiger technischer Details	D
Abbildung 20: Nullabgleich (engl.: zeroing) im Stehen	E
Abbildung 21: Durchführung verschiedener Messungen	E
Abbildung 22: Datentransfer und –analyse	F
Abbildung 23: Desktopdarstellung der Moticon-Software nach dem Datentransfer. Zu sehen ist die Messbezeichnung bzw. Probanden-ID inkl. Aufnahmedatum, Dauer der Messung, Abtastfrequenz und Sohlengröße.....	F
Abbildung 24: : Datenanalyse des Probanden C 03: freie Gehgeschwindigkeit (n)	G

- Abbildung 25: Auswertung C 03 n: Gang-Report mit Darstellung der Ganglinie inkl. Vorfuß-Rückfuß-Dominanz; Druckwerte der 16 Sensoren und der Kraftkurven (Gesamtkraft Standphase links/rechts) G*
- Abbildung 26: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit und des Einsatzes von Unterarmgehstützen (oben links: MIS 02, 1. Messung mUAG; oben rechts: MIS 02, 1. Messung oUAG; unten: MIS 02, 2. Messung oUAG; OP-Seite: rechts)..... H*
- Abbildung 27: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit und des Einsatzes von Unterarmgehstützen (links: MIS 14, 1. Messung mUAG; rechts: MIS 14, 2. Messung oUAG; OP-Seite: links H*
- Abbildung 28: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (links: TGL 03, 1. Messung mUAG; rechts: TGL 03, 2. Messung mUAG; OP-Seite: rechts)..... I*

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Geschwindigkeiten unterschiedlicher Geh- und Laufarten (Götz-Neumann 2016)</i>	39
<i>Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichung der Symmetrieindizes (SI) der mittleren vertikalen GRF in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (Angaben in %)</i>	58
<i>Tabelle 3: Ganglinienparameter</i>	B
<i>Tabelle 4: Parameter der Druckverteilung</i>	B
<i>Tabelle 5: Parameter der Bodenreaktionskraft</i>	B
<i>Tabelle 6: zeitliche Parameter</i>	B
<i>Tabelle 7: räumliche Parameter</i>	C

Diagrammverzeichnis

<i>Diagramm 1: Durchschnittliche Gehgeschwindigkeit in [m/s] (blau = fast, rot = normal, grau = slow).....</i>	<i>54</i>
<i>Diagramm 2: Mittlere Kadenz in Doppelschritten pro Minute (Schrittzzyklus/min) in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (blau = fast, rot = normal, grau = slow)</i>	<i>55</i>
<i>Diagramm 3: Mittlere Standphasendauer linkes/rechtes Bein in [s] in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit.....</i>	<i>56</i>
<i>Diagramm 4: mittlere Schrittdauer linkes/rechtes Bein in [s] in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit.....</i>	<i>57</i>
<i>Diagramm 5: Mittlere vertikale GRF der Standphase in [N] links/rechts im Vergleich (f = fast, n = normal, sl = slow).....</i>	<i>58</i>
<i>Diagramm 6: Durchschnittliche Geschwindigkeit TGL in m/s während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts).....</i>	<i>62</i>
<i>Diagramm 7: Durchschnittliche Geschwindigkeit MIS in m/s mit Unterarmgehstützen (mUAG) während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts)</i>	<i>63</i>
<i>Diagramm 8: Durchschnittliche Geschwindigkeit MIS in m/s während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts)</i>	<i>63</i>
<i>Diagramm 9: Mittlere Kadenz TGL in DS/min während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts).....</i>	<i>64</i>
<i>Diagramm 10: Mittlere Kadenz MIS in DS/min während der 1. Messung (links) und der 2. Messung (rechts).....</i>	<i>65</i>
<i>Diagramm 11: Mittlere Kadenz MIS in DS/min während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts)</i>	<i>65</i>
<i>Diagramm 12: Mittlere Standphasendauer TGL operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow).....</i>	<i>66</i>
<i>Diagramm 13: mittlere Schrittdauer TGL operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts</i>	<i>67</i>
<i>Diagramm 14: Mittlere Standphasendauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts mit Unterarmgehstützen (mUAG)</i>	<i>68</i>
<i>Diagramm 15: Mittlere Standphasendauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s] während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen (links) und ohne (rechts).....</i>	<i>68</i>
<i>Diagramm 16: Mittlere Schrittdauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s]; 1. Messung links und 2. Messung rechts mit Unterarmgehstützen.....</i>	<i>69</i>
<i>Diagramm 17: Mittlere Schrittdauer MIS operiertes/gesundes Bein in [s] während der 2. Messung mit Unterarmgehstützen links und ohne rechts</i>	<i>69</i>
<i>Diagramm 18: Mittlere GRF in [N], 1. Messung mUAG (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL)</i>	<i>71</i>
<i>Diagramm 19: Mittlere GRF in [N], 2. Messung mUAG (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL)</i>	<i>71</i>

<i>Diagramm 20: Mittlere GRF in [N], 2. Messung MIS oUAG vs. gesunde Probanden der Vorstudie (blau 0 fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, einfarbig = Vorstudie)</i>	72
<i>Diagramm 21: Mittelwerte der Symmetrie-Indizes (SI) in [%], 1. Messung mUAG links und 2. Messung mUAG rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, kariert = TGL).....</i>	73
<i>Diagramm 22: Mittelwerte der Symmetrie-Indizes (SI) in [%], 2. Messung MIS mUAG vs. oUAG links und 2. Messung MIS oUAG vs. gesunde Probanden der Vorstudie rechts (blau = fast, rot = normal, grau = slow; gestreift = MIS, einfarbig = Vorstudie).....</i>	73
<i>Diagramm 23: Mittelwerte der Funktionsfragebögen MIS (grün) und TGL (gelb) am Anfang der AHB.....</i>	75

Formelverzeichnis

<i>Formel 1: Drehmoment.....</i>	<i>38</i>
<i>Formel 2: Symmetrie-Index nach Robinson im Links-Rechts-Vergleich.....</i>	<i>50</i>
<i>Formel 3: Symmetrie-Index mit Vergleich des operierten und gesunden Beines.....</i>	<i>50</i>

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ADL	Activity of daily living
AHB	Anschlussheilbehandlung
a. p.	anterior posterior
BA	Belastungsantwort
BMI	Body-Mass-Index
bzw.	beziehungsweise
c	control
ca.	circa
CCD-Winkel	Collodiaphysenwinkel
DGOU	Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie
DGU	Deutsche Gesellschaft für Unfallchirurgie
d. h.	das heißt
DS	Doppelschritt
EMG	Elektromyografie
engl.	englisch
et al.	et alii
etc.	et cetera
ETM	Evidenzbasierte Therapiemodule
EU	Europäische Union
EUROCHIP	European collaborative database of cost and practice pattern of total hip replacement
e. V.	eingetragener Verein

f	fast
GRF	Ground Reaction Force
H ₀	Nullhypothese
HHS	Harris-Hip-Score
HV	Heilverfahren
Hz	Hertz
IC	initial contact
ICD	International Classification of Diseases
ID	Identifikationsnummer
Kad.	Kadenz
Kap.	Kapitel
kg	kilogramm
KTL	Klassifizierung therapeutischer Leistungen
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenti
m	Meter
M.	Musculus
min.	Minute
MIS	Minimalinvasiv
Mm.	Musculi
MSt	mid-stance/mittlere Schwungphase

mUAG	mit Unterarmgehstütze
MW	Mittelwert
n	normal
N	Newton
OECD	Organisation for Economic Co-operation and Development
o. g.	oben genannt
OHS	Oxford-Hip-Score
OP	Operation
oUAG	ohne Unterarmgehstütze
PNF	Propriozeptive Neuromuskuläre Fazilitation
PSF	Propriozeptive Sensorische Fazilitation
RTS	Rehatherapiestandards
RLANRC	Ranchos Los Amigos National Rehabilitation Centers
s	Sekunde
sl	slow
SD	Standardabweichung
SF-36	Short Form-36
SGB	Sozialgesetzbuch
SI	Systeme International
SI-Index	Symmetrieindex
SPD	Standphasendauer
SRD	Schrittdauer

TEP	Totalendoprothese
TGL	Transgluteal
TSt	terminal-stance/terminale Standphase
T25-FW	Time-25-Foot Walk
UAG	Unterarmgehstütze
v	Geschwindigkeit
V	Volt
vs.	versus
VSw	Vorschwungphase
3D	dreidimensional

Literaturverzeichnis

§ 6 SGB IX Rehabilitationsträger (2020). Online verfügbar unter <https://www.sozialgesetzbuch-sgb.de/sgebix/6.html>, zuletzt aktualisiert am 05.12.2020, zuletzt geprüft am 05.12.2020.

Admin (2019): Reha-Qualitätssicherung - Reha-Therapiestandards (RTS). Online verfügbar unter <https://www.deutsche-rentenversicherung.de/DRV/DE/Experten/Infos-fuer-Reha-Einrichtungen/Grundlagen-und-Anforderungen/Reha-Qualitaets-sicherung/rts.html>, zuletzt aktualisiert am 26.06.2019, zuletzt geprüft am 26.11.2020.

Aichmair, Alexander; Dominkus, Martin (2019): Hüftendoprothetik im Wandel der Zeit. In: *Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskeletale Erkrankungen* 26 (3), S. 88–91. DOI: 10.1007/s41970-019-00080-y.

Amelung, P.; Seidel, W. (2005): Die instrumentierte Ganganalyse im Rahmen eines manualmedizinisch orientierten Diagnostik- und Therapiesettings im Krankenhaus bei Patienten mit Schmerzerkrankungen des Bewegungssystems. In: *Manuelle Medizin* 43 (6), S. 404–413. DOI: 10.1007/s00337-005-0396-y.

Aqil, Adeel; Wiik, Anatole; Zanutto, Michela; Manning, Victoria; Masjedi, Milad; Cobb, Justin P. (2016): The Effect of Hip Arthroplasty on Osteoarthritic Gait: A Blinded, Prospective and Controlled Gait Study at Fast Walking Speeds. In: *The Journal of arthroplasty* 31 (10), S. 2337–2341. DOI: 10.1016/j.arth.2016.03.002.

Bailey, C. A.; Porta, M.; Piloni, G.; Aripa, F.; Pau, M.; Côté, J. N. (2019): Sex-independent and dependent effects of older age on cycle-to-cycle variability of muscle activation during gait. In: *Experimental gerontology* 124. DOI: 10.1016/j.exger.2019.110656.

Behrens, Martin; Mau-Moeller, Anett; Lischke, Alexander; Katlun, Felix; Gube, Martin; Zschorlich, Volker et al. (2018): Mental Fatigue Increases Gait Variability During Dual-task Walking in Old Adults. In: *The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences* 73 (6), S. 792–797. DOI: 10.1093/gerona/glx210.

Bleß, Hans-Holger; Kip, Miriam (2017): Weißbuch Gelenkersatz: Versorgungssituation bei endoprothetischen Hüft- und Knieoperationen in Deutschland. s.l.: Springer. Online verfügbar unter <http://www.doabooks.org/doab?func=fulltext&rid=20429>.

Bretschneider, H.; Günther, K.-P. (2015): Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 10 (03), S. 231–256. DOI: 10.1055/s-0041-101944.

Cabral, Silvia; Resende, Renan A.; Clansey, Adam C.; Deluzio, Kevin J.; Selbie, W. Scott; Veloso, António P. (2016): A Global Gait Asymmetry Index. In: *Journal of applied biomechanics* 32 (2), S. 171–177. DOI: 10.1123/jab.2015-0114.

Claes, Lutz; Kirschner, Peter; Perka, Carsten; Rudert, Maximilian (2012): AE-Manual der Endoprothetik. Hüfte und Hüftrevision. Berlin, Heidelberg: Arbeitsgemeinschaft

Endoprothetik. Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=884862>.

Coxarthrose - Diagnosedaten der Krankenhäuser Eckdaten der vollstationären Patienten und Patientinnen (2020). Online verfügbar unter https://www.gbe-bund.de/gbe/pkg_isgbe5.prc_menu_olap?p_uid=gast&p_aid=24253322&p_sprache=D&p_help=3&p_indnr=550&p_indsp=&p_ityp=H&p_fid=, zuletzt aktualisiert am 26.11.2020, zuletzt geprüft am 26.11.2020.

Die 20 häufigsten Operationen insgesamt (<a href (2020). Online verfügbar unter <https://www.destatis.de/DE/Themen/Gesellschaft-Umwelt/Gesundheit/Krankenhaeuser/Tabellen/drg-operationen-insgesamt.html>, zuletzt aktualisiert am 06.12.2020, zuletzt geprüft am 06.12.2020.

Drenckhahn, Detlev (Hg.) (2008): Zellen- und Gewebelehre, Entwicklungslehre, Skelett- und Muskelsystem, Atemsystem, Verdauungssystem, Harn- und Genitalsystem. Unter Mitarbeit von Bodo Christ. Elsevier Urban & Fischer. 17., durchgesehene Auflage. München: Elsevier (Anatomie, makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie / Benninghoff; Drenckhahn ; Bd. 1).

e.V., Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Unfallchirurgie (2020): Neue Auflage: Empfehlungen zur Nachbehandlung von Trauma-Patienten. Online verfügbar unter <https://dgou.de/news/news/detailansicht/artikel/neue-auflage-empfehlungen-zur-nachbehandlung-von-trauma-patienten/>, zuletzt aktualisiert am 05.12.2020, zuletzt geprüft am 05.12.2020.

Foucher, Kharma C. (2016): Gait abnormalities before and after total hip arthroplasty differ in men and women. In: *Journal of biomechanics* 49 (14), S. 3582–3586. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.09.003.

Gait Disorders (2005): CRC Press.

gGmbH, EPRD Deutsche Endoprothesenregister (2020): EPRD-Jahresbericht 2020 auf digitalOU. Online verfügbar unter <https://www.eprd.de/de/ueberuns/aktuelles/artikel/eprd-veroeffentlicht-jahresbericht-2020/>, zuletzt aktualisiert am 05.12.2020, zuletzt geprüft am 05.12.2020.

Goebel, Sascha; Steinert, Andre F.; Schillinger, Judith; Eulert, Jochen; Broscheit, Jens; Rudert, Maximilian; Nöth, Ulrich (2012): Reduced postoperative pain in total hip arthroplasty after minimal-invasive anterior approach. In: *International orthopaedics* 36 (3), S. 491–498. DOI: 10.1007/s00264-011-1280-0.

Götz-Neumann, Kirsten (2016): Gehen verstehen. Ganganalyse in der Physiotherapie. 4. Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag (Physiofachbuch).

Handlungsempfehlung - Ergebnismessung in der Hüft- und Knieendoprothetik (2020). Online verfügbar unter <https://www.ae-germany.com/die-ae/ae-publikationen/ae-handlungsempfehlungen/233-6-ergebnismessung-in-der-hueft-und-knieendoprothetik>, zuletzt aktualisiert am 07.12.2020, zuletzt geprüft am 07.12.2020.

Harten, Ulrich (2014): Physik für Mediziner. 14., vollst. neu bearb. Aufl. Berlin: Springer (Springer-Lehrbuch).

Hawke, Lyndon J.; Shields, Nora; Dowsey, Michelle M.; Choong, Peter F. M.; Taylor, Nicholas F. (2019): Physical activity levels after hip and knee joint replacement surgery: an observational study. In: *Clinical rheumatology* 38 (3), S. 665–674. DOI: 10.1007/s10067-018-4317-6.

Health at a Glance 2019 (2019): OECD.

Hegewald, Günther (2000): Ganganalytische Bestimmung und Bewertung der Druckverteilung unterm Fuß und von Gelenkwinkelverläufen. Unter Mitarbeit von Humboldt-Universität zu Berlin.

Huch, K.; Weithöner, K. A.; Günther, K. P.; Reichel, H.; Mattes, T. (2009): Belastbarkeit nach endoprothetischen Gelenkersatz. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 60 (4), S. 84–89.

Hüftprothese: Minimalinvasiv oder klassisch implantieren? Implantatmodell wichtiger als OP-Methode (2022). Online verfügbar unter <https://idw-online.de/de/news706440>, zuletzt aktualisiert am 11.01.2022, zuletzt geprüft am 11.01.2022.

Hutchings, Lynn; Fox, Rebecca; Chesser, Tim (2011): Proximal femoral fractures in the elderly: how are we measuring outcome? In: *Injury* 42 (11), S. 1205–1213. DOI: 10.1016/j.injury.2010.12.016.

Jahn, Klaus; Zwergal, Andreas; Schniepp, Roman (2010): Gait disturbances in old age: classification, diagnosis, and treatment from a neurological perspective. In: *Deutsches Arzteblatt international* 107 (17), 306-15; quiz 316. DOI: 10.3238/arztebl.2010.0306.

Jerosch, J.; Grasselli, C.; Kothny, C. (2012): Frühe und mittelfristige klinische Ergebnisse Jerosch. In: *Deutsche Ärzte Verlag OUP*, S. 202–207.

Jöllenbeck, Thomas; Pietschmann, Juliane (2019): Ganganalyse und Gangtraining in der orthopädischen Rehabilitation nach Gelenkersatz – zurück zum normalen Gang, aber wie? In: *B & G* 35 (01), S. 3–13. DOI: 10.1055/a-0818-6930.

Jones, C. A.; Voaklander, D. C.; Johnston, D. W.; Suarez-Almazor, M. E. (2000): Health related quality of life outcomes after total hip and knee arthroplasties in a community based population. In: *The Journal of rheumatology* 27 (7), S. 1745–1752.

Judge, A.; Cooper, C.; Arden, N. K.; Williams, S.; Hobbs, N.; Dixon, D. et al. (2011): Pre-operative expectation predicts 12-month post-operative outcome among patients undergoing primary total hip replacement in European orthopaedic centres. In: *Osteoarthritis and cartilage* 19 (6), S. 659–667. DOI: 10.1016/j.joca.2011.03.009.

Jürgens, Andreas (2017): Entwicklung von Verfahren für den praktischen Einsatz von Inertialsensoren in der instrumentellen Ganganalyse. Unter Mitarbeit von Andrés Kecskeméthy. Online verfügbar unter https://duepublico2.uni-due.de/receive/duepublico_mods_00044000.

Kammerlander, Christian; Pfeufer, Daniel; Lisitano, Leonard Adolf; Mehaffey, Stefan; Böcker, Wolfgang; Neuerburg, Carl (2018): Inability of Older Adult Patients with Hip Fracture to Maintain Postoperative Weight-Bearing Restrictions. In: *The Journal of bone and joint surgery. American volume* 100 (11), S. 936–941. DOI: 10.2106/JBJS.17.01222.

Kayser, R.; Mahlfeld, K.; John, T. (2007): Minimalinvasive Chirurgie in der Hüftendoprothetik. In: *Manuelle Medizin* 45 (2), S. 91–100. DOI: 10.1007/s00337-007-0507-z.

Kramers-de Quervain, Inès A.; Stüssi, Edgar; Stacoff, Alex (2008): Ganganalyse beim Gehen und Laufen. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 56 (2), S. 35–42. Online verfügbar unter https://sgsm.ch/fileadmin/user_upload/Zeitschrift/56-2008-2/Ganganalyse_Spomed_2_2008_Kramers.pdf.

Laufen lernen mit dem Roboter (2020). In: *ProCare* 25 (4), S. 33.

Leuchte, S.; Luchs, A. (2006): Wie symmetrisch oder asymmetrisch ist der normale bzw. physiologische Gang in Abhängigkeit vom Alter. In: *Phys Med Rehab Kuror* 16, S. 96–102.

Leuchte, S.; Luchs, A.; Wohlrab, D. (2007): Ergebnisse aus Messungen der Bodenreaktionskraft vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese bei unterschiedlichen Operationszugängen. In: *Z Orthop* 145, S. 74–80.

Leuchte, S.; Riedl, K.; Wohlrab, D. (2009): Frühfunktionelle Vorteile von minimalinvasiv implantierten Hüfttotalendoprothesen - Ganganalytische Befunde zur Symmetrie und Belastung aus der Messung der Bodenreaktionskraft. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 147 (1), S. 69–78. DOI: 10.1055/s-2008-1038856.

Lockhart, Thurmon E.; Woldstad, Jeffrey C.; Smith, James L. (2003): Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls. In: *Ergonomics* 46 (12), S. 1136–1160. DOI: 10.1080/0014013031000139491.

Loiret, Isabelle; Villa, Coralie; Dauriac, Boris; Bonnet, Xavier; Martinet, Noël; Paysant, Jean; Pillet, Hélène (2019): Are wearable insoles a validated tool for quantifying transfemoral amputee gait asymmetry? In: *Prosthetics and orthotics international* 43 (5), S. 492–499. DOI: 10.1177/0309364619865814.

Ludwig, Oliver (2015): Ganganalyse in der Praxis. Anwendung in Prävention, Therapie und Versorgung. 2., erweiterte Auflage. Geislingen: C. Maurer.

Mayr, Eckart; Nogler, Michael; Benedetti, Maria-Grazia; Kessler, Oliver; Reinthaler, Andrea; Krismer, Martin; Leardini, Alberto (2009): A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. In: *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* 24 (10), S. 812–818. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2009.07.010.

Murray, D. W.; Fitzpatrick, R.; Rogers, K.; Pandit, H.; Beard, D. J.; Carr, A. J.; Dawson, J. (2007): The use of the Oxford hip and knee scores. In: *The Journal of bone and joint surgery. British volume* 89 (8), S. 1010–1014. DOI: 10.1302/0301-620X.89B8.19424.

Nogler, M.; Thaler, M. (2017): Operative Zugangswege zur Hüfte beim älteren Menschen. In: *Der Orthopade* 46 (1), S. 18–24. DOI: 10.1007/s00132-016-3366-2.

Organization, World Health (2000): Obesity - Preventing and Managing the Global Epidemic. Report on a WHO Consultation. Geneva: World Health Organization. Online verfügbar unter <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=284780>.

Perry, Jacquelin; Oster, Wolfgang; Wiedenhöfer, Bernd; Berweck, Steffen (Hg.) (2003): Ganganalyse. Norm und Pathologie des Gehens. 1. Aufl. München: Urban & Fischer.

Raaben, Marco; Vogely, H. Charles; Blokhuis, Taco J. (2018): Real-time visual biofeedback to improve therapy compliance after total hip arthroplasty: A pilot randomized controlled trial. In: *Gait & posture* 61, S. 306–310. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.01.038.

Rabenberg, Martina (2013): Arthrose. Berlin: Robert Koch-Inst (Gesundheitsberichterstattung des Bundes, 54). Online verfügbar unter <https://www.gbe-bund.de/pdf/Arthrose.pdf>.

Rachbauer, F. (2005): Minimal-invasive Hüftendoprothetik über einen direkten vorderen Zugang. In: *Der Orthopade* 34 (11), 1103-4, 1106-8, 1110. DOI: 10.1007/s00132-005-0854-1.

Rachbauer, F. (2006): Minimal-invasive Hüftendoprothetik : Der vordere Zugang. In: *Der Orthopade* 35 (7), 723-4, 726-9. DOI: 10.1007/s00132-006-0964-4.

Rahm, S.; Zingg, P. O. (2018): Indikationen zum Gelenkersatz : Hüfttotalendoprothese. In: *Zeitschrift für Rheumatologie* 77 (1), S. 55–65. DOI: 10.1007/s00393-017-0408-z.

Rehart, Stefan; Kapandji, Adalbert I. (Hg.) (2016): Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik. 6. Auflage. Stuttgart, New York, NY: Georg Thieme Verlag.

Reichert, Johannes C.; Rottkay, Eberhard von; Roth, Franz; Renz, Tim; Hausmann, Johannes; Kranz, Julius et al. (2018): A prospective randomized comparison of the minimally invasive direct anterior and the transgluteal approach for primary total hip arthroplasty. In: *BMC musculoskeletal disorders* 19 (1), S. 241. DOI: 10.1186/s12891-018-2133-4.

Rittmeister, M.; König, D. P.; Eysel, P.; Kerschbaumer, F. (2004): Minimal-invasive Zugänge zum Hüft- und Kniegelenk bei künstlichem Gelenkersatz. In: *Der Orthopade* 33 (11), S. 1229–1235. DOI: 10.1007/s00132-004-0714-4.

Rittmeister, M.; Peters, A. (2006): Vergleich des Hüftgelenkersatzes über eine posteriore Miniinzision oder einen klassischen anterolateralen Zugang. In: *Der Orthopade* 35 (7), 716, 718-22. DOI: 10.1007/s00132-006-0963-5.

Rosenlund, Signe; Broeng, Leif; Holsgaard-Larsen, Anders; Jensen, Carsten; Overgaard, Søren (2017): Patient-reported outcome after total hip arthroplasty: comparison between lateral and posterior approach. In: *Acta orthopaedica* 88 (3), S. 239–247. DOI: 10.1080/17453674.2017.1291100.

Roth, A. (2012): Der minimal-invasive anterolaterale Zugang. Eine Literaturübersicht. In: *Der Orthopade* 41 (5), S. 377–381. DOI: 10.1007/s00132-011-1892-5.

Röttinger, Heinz (2010): Minimalinvasiver Zugang zum Hüftgelenk (OCM) zur Implantation von Hüftendoprothesen. In: *Operative Orthopädie und Traumatologie* 22 (4), S. 421–430. DOI: 10.1007/s00064-010-8035-8.

Rottkay, Eberhard von; Rackwitz, Lars; Rudert, Maximilian; Nöth, Ulrich; Reichert, Johannes Christian (2018): Function and activity after minimally invasive total hip arthroplasty compared to a healthy population. In: *International Orthopaedics (SICOT)* 42 (2), S. 297–302. DOI: 10.1007/s00264-017-3541-z.

Sander, K.; Layher, F.; Anders, C.; Roth, A.; Babisch, J.; Scholle, H-C; Kinne, R. W. (2012): Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation. In: *Der Orthopade* 41 (5), S. 365–376. DOI: 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. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 149 (2), S. 191–199. DOI: 10.1055/s-0030-1250590.

Schippers, Maria: Prospektive Vergleichsstudie bei Patienten mit Coxarthrose vor und nach Implantation unterschiedlicher Hüftendoprothesenschäfte mittels instrumenteller Ganganalyse. Doctoralthesis. Online verfügbar unter <https://epub.uni-greifswald.de/frontdoor/index/index/docId/647>.

Schmolders, J.; Gravius, S.; Wirtz, D. C. (2014): Stellenwert minimalinvasiver Zugangswege bei der primären Hüftendoprothetik - ein Update. In: *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 152 (2), S. 120–129. DOI: 10.1055/s-0033-1360350.

SGB IX Rehabilitation und Teilhabe von Menschen mit Behinderungen - SGB IX Sozialgesetzbuch (2020). Online verfügbar unter <https://www.sozialgesetzbuch-sgb.de/sgbix/1.html>, zuletzt aktualisiert am 05.12.2020, zuletzt geprüft am 05.12.2020.

Skinner, S. R.; Antonelli, D.; Perry, J.; Lester, D. K. (1985): Functional demands on the stance limb in walking. In: *Orthopedics* 8 (3), S. 355–361.

Smart Insoles for Gait and Motion Analysis in Research - Moticon (2020). Online verfügbar unter <https://www.moticon.de/>, zuletzt aktualisiert am 23.11.2020, zuletzt geprüft am 23.11.2020.

Smolenski, Ulrich-Christian; Buchmann, Johannes; Beyer, Lothar (2016): Janda Manuelle Muskelfunktionsdiagnostik. Theorie und Praxis. 5., komplett überarbeitete Auflage. München: Urban & Fischer. Online verfügbar unter <http://www.sciencedirect.com/science/book/9783437464317>.

Tittel, Kurt (1994): Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen. 12., völlig überarbeitete Aufl. Jena: G. Fischer.

Wang, Zhao; Bao, Hong-Wei; Hou, Jing-Zhao (2019): Direct anterior versus lateral approaches for clinical outcomes after total hip arthroplasty: a meta-analysis. In: *Journal of orthopaedic surgery and research* 14 (1), S. 63. DOI: 10.1186/s13018-019-1095-z.

Anhang

RTS Hüft- und Knie-TEP (Basis: KTL 2015)			
ETM	Bezeichnung	Minstdauer	Mindestanteil
01	Bewegungstherapie	mind. 360 Min. pro Woche mind. 5 mal	mind. 90 %
02	Alltagstraining	mind. 30 Min. pro Woche	mind. 90 %
03	Funktionelle und arbeitsweltbezogene Therapien	mind. 60 Min. pro Woche	mind. 30 %
04	Physikalische Therapie	mind. 80 Min. pro Woche	mind. 50 %
05	Krankheitsspezifische Patientenschulung	mind. 90 Min. pro Reha	mind. 70 %
06	Gesundheitsbildung	mind. 75 Min. pro Reha	mind. 70 %
07	Ernährungstherapeutische Leistungen	mind. 45 Min. pro Reha	mind. 20 %
08	Psychologische Interventionen	mind. 60 Min. pro Reha	mind. 10 %
09	Entspannungsverfahren	mind. 60 Min. pro Woche	mind. 10 %
10	Leistungen zur sozialen und beruflichen Integration	mind. 45 Min. pro Reha	mind. 60 %
11	Vorbereitung nachgehender Leistungen	mind. 15 Min. pro Reha	mind. 80 %

Abbildung 17: Reha-Therapiestandards (RTS) für Hüft- und Knie-TEP

Tabelle 3: Ganglinienparameter

Parameter	Einheit
Mittlere Länge und Breite der Ganglinie (links/rechts)	mm
Mittlere Ganglinie a.-p. und med.-lat. (links/rechts)	mm
Jeweilige Standardabweichung (SD)	mm

Tabelle 4: Parameter der Druckverteilung

Parameter	Einheit
Mittlere Druckverteilung (links/rechts)	N/mm ²
Maximale Druckverteilung (links/rechts)	N/mm ²
Mittlere & maximale Druckverteilung während der Standphase gesamt (links/rechts)	N/mm ²
Mittlere & maximale Druckverteilung jeweils in der initialen/mittleren/terminalen Standphase (links/rechts)	N/mm ²

Tabelle 5: Parameter der Bodenreaktionskraft

Parameter	Einheit
Mittlere Gesamtkraft während der Standphase (links/rechts)	N
Maximale Gesamtkraft während der Standphase (links/rechts)	N
Mittlere Gesamtkraftkurve (links/rechts) inkl. SD	N

Tabelle 6: zeitliche Parameter

Parameter	Einheit
Mittlere Dauer des Gangzyklus	s
Mittlere Kadenz	Doppelschritt/min (DS/min)
Mittlere Doppelstandphasen-Dauer (gesamt)	s

Mittlerer Anteil der Doppelstandphase	%
Mittlere Doppelstandphasen-Dauer (links/rechts)	s
Mittlere Schrittdauer (links/rechts)	s
Mittlere Standphasendauer (links/rechts)	s
SD der Standdauer (links/rechts)	s
Mittlere Schwungphasendauer (links/rechts)	s
SD der Schwungdauer (links/rechts)	s
Mittlerer Anteil der Standphase (links/rechts)	%
SD des Anteils der Standphase (links/rechts)	%
Mittlerer Anteil der Schwungphase (links/rechts)	%
SD des Anteils der Schwungphase (links/rechts)	%

Tabelle 7: räumliche Parameter

Parameter	Einheit
Mittlere Schrittlänge	m
Gehstrecke	m
Durchschnittsgeschwindigkeit	m/s

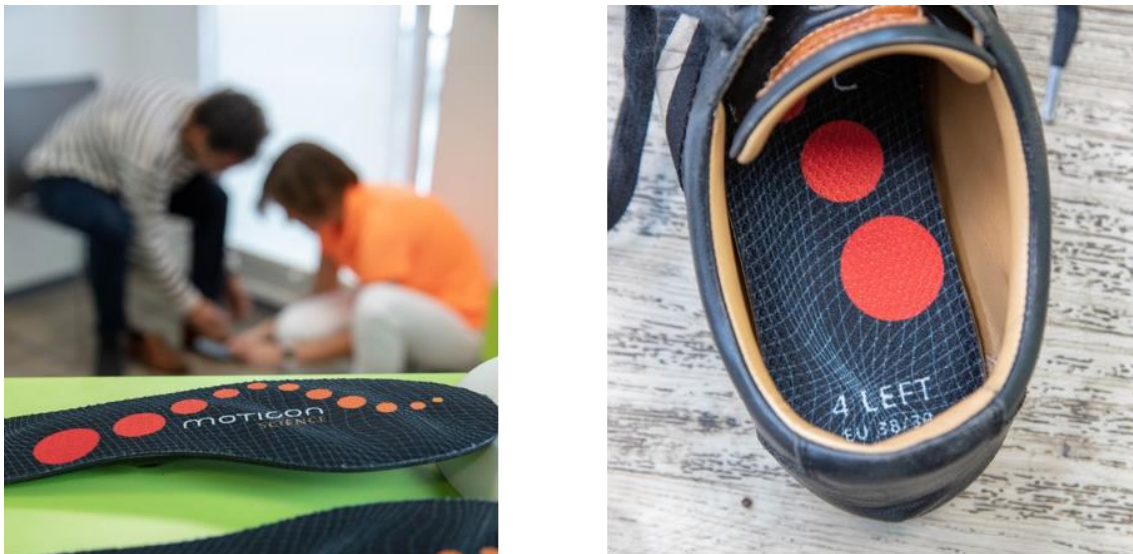


Abbildung 18: Einlegen der Sensorsohle in die Schuhe des Probanden durch die Untersucherin



Abbildung 19: Erläuterung einiger technischer Details



Abbildung 20: Nullabgleich (engl.: zeroing) im Stehen



Abbildung 21: Durchführung verschiedener Messungen



Abbildung 22: Datentransfer und -analyse

MOTICON SCIENCE C 03.go

Aufnahme Analyse Report

Struktur Duplizieren Neuer Ordner Löschen Ausschneiden Zuschneiden Momentaufnahme Mittel Diff Cluster Max DK Einstellungen

Patient

	Messung					Erzeugt	Dauer	Rec Typ	Frequenz	Größe	Tag	Anmerkungen
c 03 f	c 03 f					30.08.2020, 09:55:29	00:18.29	normal	100.0 Hz	5	Kein Tag gesetzt	Anmerkungen hier eintragen
c 03 n	c 03 n					30.08.2020, 09:54:33	00:21.19	normal	100.0 Hz	5	Kein Tag gesetzt	Anmerkungen hier eintragen
c 03 s	c 03 s					30.08.2020, 09:56:26	00:27.12	normal	100.0 Hz	5	Kein Tag gesetzt	Anmerkungen hier eintragen

Mehrfachauswahl

1x 00:00:00:06.031

Abbildung 23: Desktopdarstellung der Moticon-Software nach dem Datentransfer. Zu sehen ist die Messbezeichnung bzw. Probanden-ID inkl. Aufnahmedatum, Dauer der Messung, Abtastfrequenz und Sohlengröße.

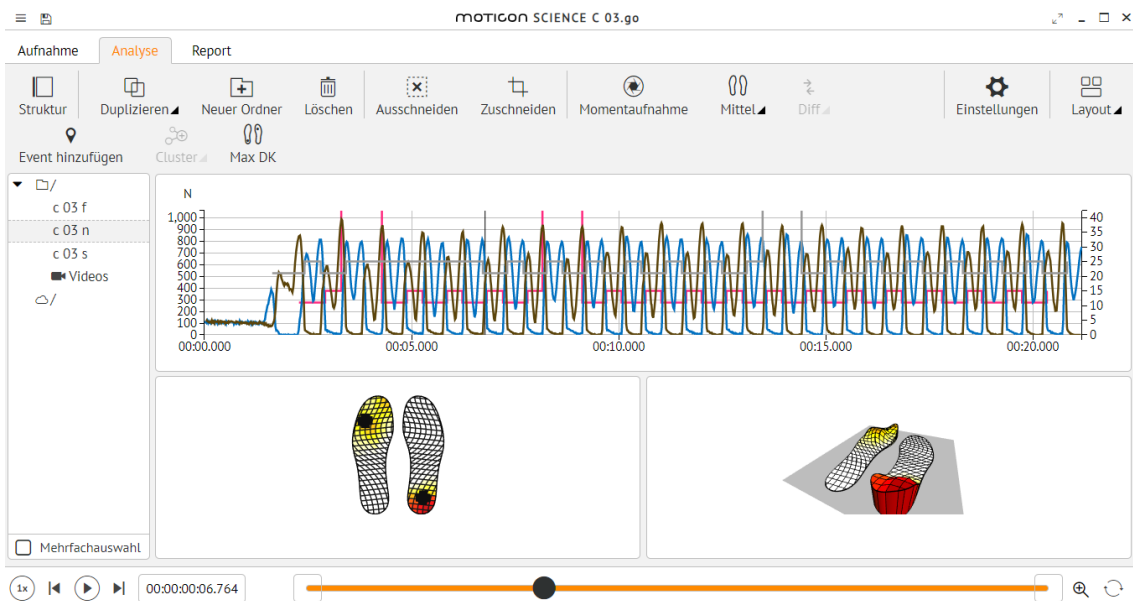


Abbildung 24: : Datenanalyse des Probanden C 03: freie Gehgeschwindigkeit (n)

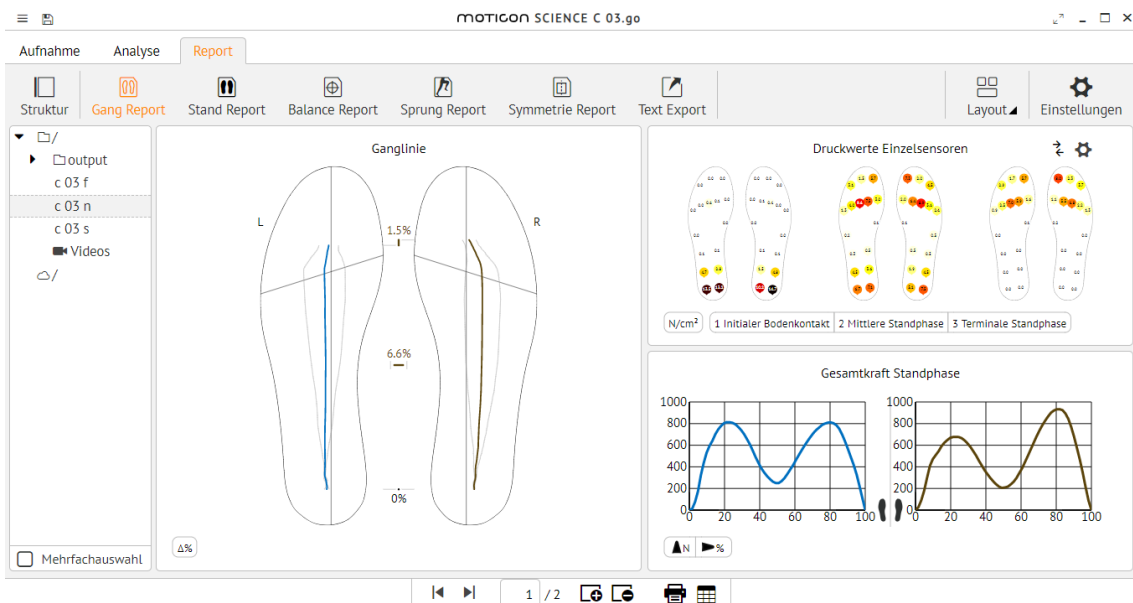


Abbildung 25: Auswertung C 03 n: Gang-Report mit Darstellung der Ganglinie inkl. Vorfuß-Rückfuß-Dominanz; Druckwerte der 16 Sensoren und der Kraftkurven (Gesamtkraft Standphase links/rechts)

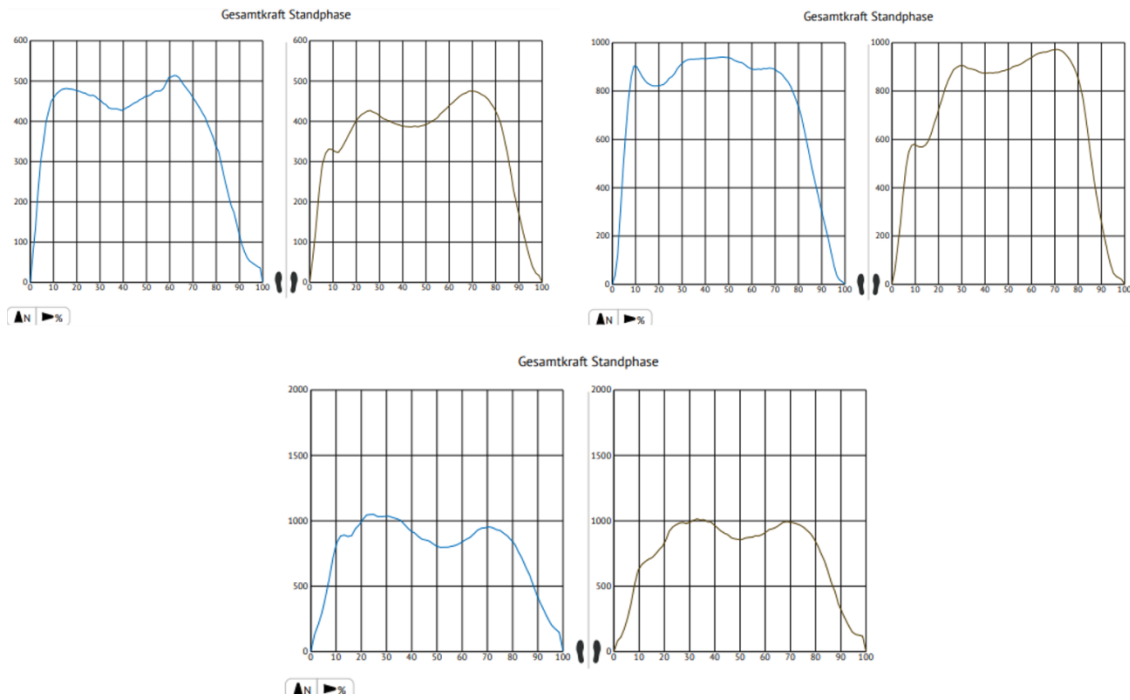


Abbildung 26: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit und des Einsatzes von Unterarmgehstützen (oben links: MIS 02, 1. Messung mUAG; oben rechts: MIS 02, 1. Messung oUAG; unten: MIS 02, 2. Messung oUAG; OP-Seite: rechts)

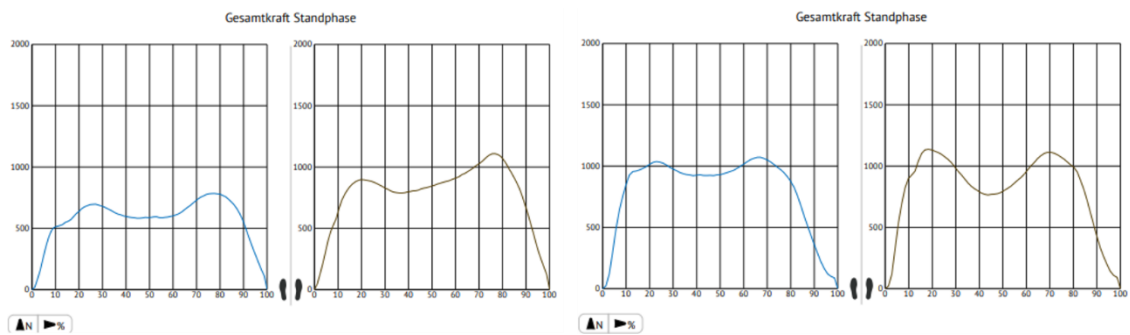


Abbildung 27: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit und des Einsatzes von Unterarmgehstützen (links: MIS 14, 1. Messung mUAG; rechts: MIS 14, 2. Messung oUAG; OP-Seite: links)

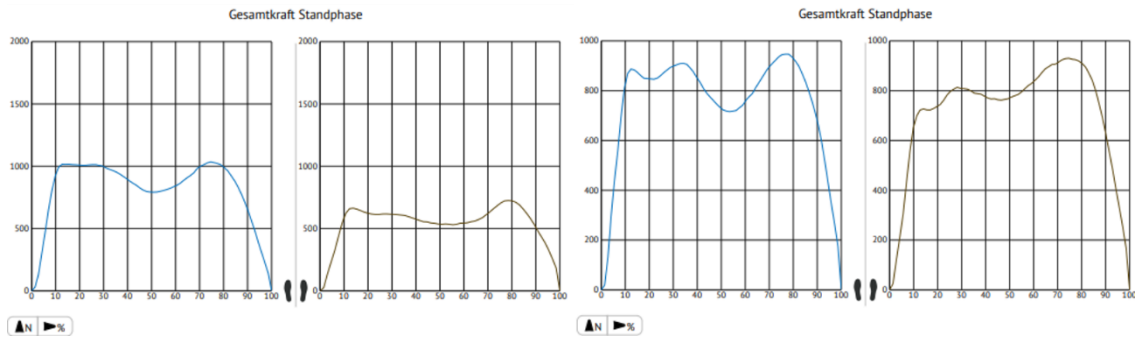
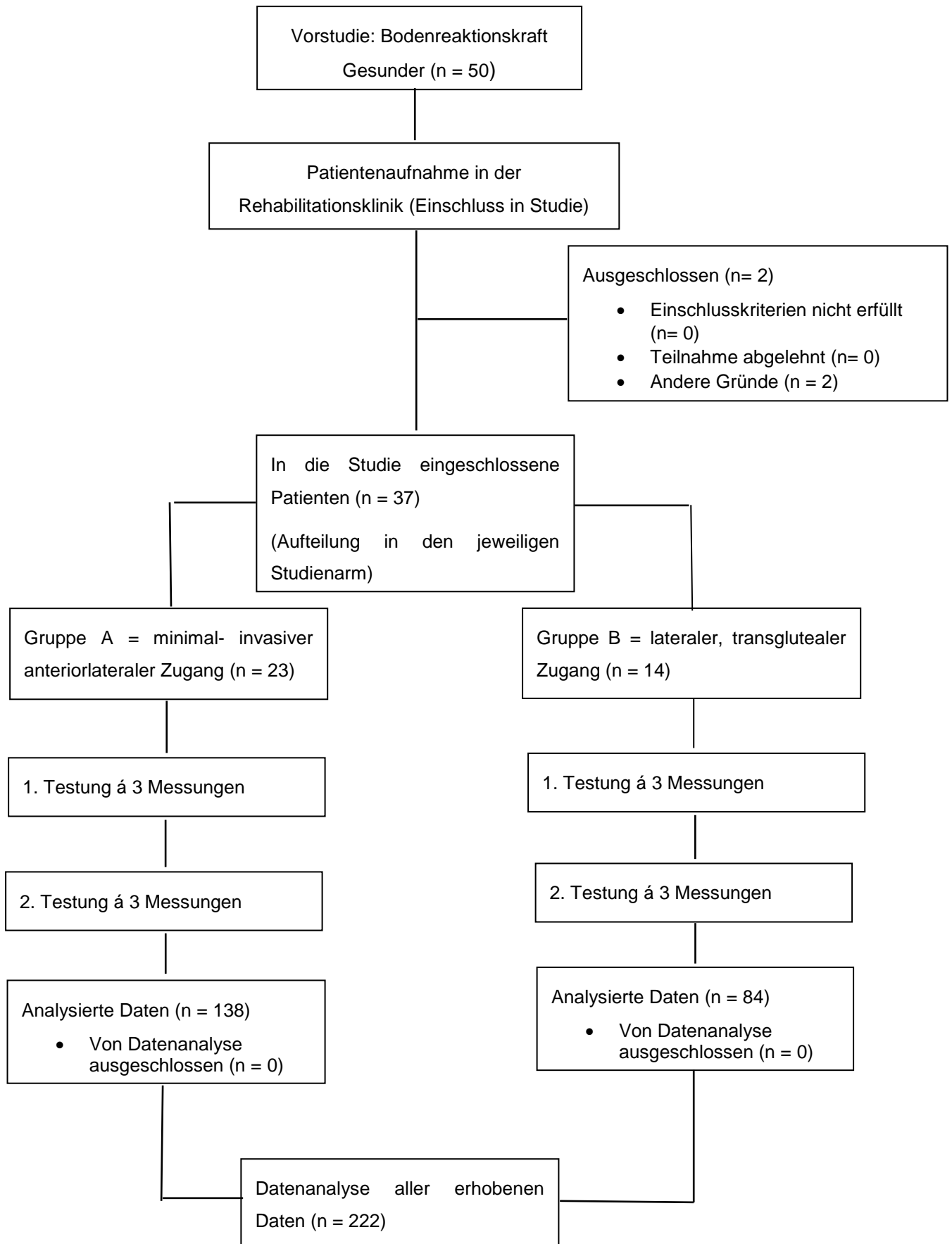


Abbildung 28: Veränderungen der Kraftkurve der vertikalen Bodenreaktionskraft in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit (links: TGL 03, 1. Messung mUAG; rechts: TGL 03, 2. Messung mUAG; OP-Seite: rechts)

Abflussdiagramm



Erklärung zur Dissertation

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der ‚Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis‘ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Ort, Datum

Unterschrift

Danksagung

Zuerst möchte ich mich bei meinem Doktorvater, Prof. Dr. med. habil. Jörn Seeger, und dem gesamten Team der Kurparkklinik in Bad Nauheim für die engagierte Unterstützung und Betreuung dieser Arbeit bedanken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei Dr. biol. hom. Dipl.-Ing. Alexander Jahnke, der mich vom ersten Moment unseres Kennenlernens mit meiner Idee dieser Arbeit unterstützt und am Festhalten der Studie motiviert hat.

Maximilian Müller und dem gesamten Team der Firma Moticon in München möchte ich für die Bereitstellung der Messinstrumente und die vielen Stunden des wissenschaftlichen Austauschs danken.

Ich danke allen Probanden und Patienten für die Teilnahme an dieser Studie.

Ganz besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden für ihre Geduld und Unterstützung, ihre Motivation sowie das Tragen und Ertragen in schwierigen Momenten.