**Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie**

**der Heinrich-Heine Universität Düsseldorf Düsseldorf**

**Direktor Univ.-Prof. Dr. med. J. Windolf**

# Quantifizierung biomechanischer und funktioneller Aspekte mittels Ganganalyse nach Implantation einer modularen Hüfttotalendoprothese

## Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Roy C. Scheider

(2024)

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die Verwendung der Sprachformen männlich, weiblich und divers (m/w/d) verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für alle Menschen.

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutacher: Prof. Dr. Bernd. Bittersohl

Zweitgutachter: PD Dr. med Stephen Fung

Für Familie Scheider

# Zusammenfassung


Fragestellung und Ziele:

Mit der vorliegenden Studie sollen erstmals die funktionellen und biomechanischen Langzeitergebnisse nach Implantation einer S-ROM®-Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) mittels instrumenteller, dreidimensionaler Ganganalyse erhoben werden. Es sollte untersucht werden, bei welchen Parametern mögliche Veränderungen vorliegen und wie sich diese über den Untersuchungszeitraum entwickeln. Dabei wurde das Gangbild der betroffenen Probanden im mehrjährigen Langzeitverlauf mit einem gesunden Normalkollektiv verglichen. Zusätzlich wurden die Ergebnisse der klinischen Untersuchung und der Bewertung des Gesundheitszustandes bzw. des Therapieerfolges durch die Patienten selbst im Rahmen der Erhebung des Harris Hip Score mit einbezogen.

Methodik:

Im Rahmen dieser Studie wurden 44 Patienten mit endgradiger Hüftgelenksarthrose, bei denen eine totalendoprothetische Versorgung des Hüftgelenks indiziert war und die nicht von weiteren, gangmodulierenden Erkrankungen betroffen waren, eingeschlossen. Diese wurden jeweils unmittelbar präoperativ, 1,57 (1,18) Jahre postoperativ sowie im Langzeitverlauf von 9,11 (3,53) Jahren nach operativer Implantation einer modularen S-ROM® Hüft-TEP mittels instrumenteller Ganganalyse, klinischer Untersuchung sowie Harris Hip Score evaluiert. Die statistische Auswertung erfolgte für abhängige Parameter mittels Wilcoxon-Rang-Test und für unabhängige Parameter mittels Mann-Whitney-U-Test, wobei Werte $p<0,05$ als signifikant gewertet wurden. Die Ergebnisse wurden im Seitenvergleich von betroffener und nicht betroffener Extremität und in Bezug zu einem gesunden Normalkollektiv betrachtet.

Ergebnisse:

Im Patientenkollektiv zeigen sich präoperativ signifikante Unterschiede bei den räumlich-zeitlichen und kinematischen Parametern (Ganggeschwindigkeit 3,26 (0,78) km/h, Hüftflexion kranke Seite 36,17 (6,68) °) sowohl gegenüber dem Vergleichskollektiv (Ganggeschwindigkeit 4,62 (0,48) km/h, Hüftflexion 44,5 (84,32) °) als auch im Vergleich zur gesunden Seite (Hüftflexion 40,41 (10,81) °). Eingeschränkte, passive Bewegungsausmaße, wie z. B. eine Hüftflexion von 83,12 (19,71) ° und ein reduzierter Harris Hip Score von 53,61 (12,83) Punkten spiegeln die funktionellen Einschränkungen einer endgradigen Arthrose des Hüftgelenks wider. Durch die operative, endoprothetische Intervention wird eine deutliche Verbesserung der genannten Parameter erreicht (Hüftflexion 91,38 (20,74) °, Harris Hip Score von 86,02 (11,84) Punkten), jedoch können die operierten Patienten nicht zum Normalkollektiv aufschließen. Im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren persistieren spezifische Entlastungsmuster wie eine außenrotierte Fußstellung der kranken Seite von -11,06 (5,95) ° und funktionelle Einschränkungen wie eine Schrittbreite von 0,18 (0,04) m in dem mit einer modularer Hüft-TEP versorgten Patientenkollektiv.

Schlussfolgerungen:

Es kann gezeigt werden, dass im postoperativen Langzeitverlauf nach endoprothetischen Eingriffen funktionelle Defizite und Kompensationsmechanismen in unterschiedlichem Ausmaß bestehen. Diese sind der klinischen Untersuchung und der Patientenbefragung in Teilen nicht zugänglich. Die Methodik der Ganganalyse hat sich in dieser Arbeit als effektives Instrument zur Erkennung und Erfassung funktioneller Defizite bewährt. In weiteren Arbeiten müssen potentielle, therapeutische Interventionsmöglichkeiten untersucht werden. Darüber hinaus sollten, z. B. multizentrisch, größere Stichproben generiert werden, um weitere Einflüsse wie Geschlecht und Alter zu untersuchen und durch Gruppenbildung spezifischere Ergebnisanalysen zu erhalten.

## Summary

Research question and objectives:

The present study is the first to assess the functional and biomechanical long-term results after implantation of a S-ROM® total hip endoprosthesis by means of instrumental, three-dimensional gait analysis. The aim is to investigate which parameters show possible changes and how they develop over the study period. The gait pattern of the affected subjects was compared with a healthy control group over a long-term period of several years. In addition, the results of clinical examination and patient-reported outcome measures in the form of the Harris Hip Score were included.

Methods:

44 patients with terminal osteoarthritis of the hip indicated for total hip arthroplasty without other gait-impairing diseases were recruited for this study. They were evaluated immediately preoperatively, 1.57 (1.18) years postoperatively and in the long-term course of 9.11 (3.53) years after implantation of a modular S-ROM® total hip endoprosthesis by means of instrumental gait analysis, clinical examination and Harris Hip Score. Statistical analysis was performed for dependent parameters using the Wilcoxon rank test and for independent parameters using the Mann-Whitney U test, values $p<0.05$ were considered significant. The results were examined in a side-by-side comparison of affected and unaffected extremity and in relation to a healthy control group.

Results:

In the patient collective, significant differences are seen preoperatively in spatio-temporal and kinematic parameters (gaitspeed 3.26 (0.78) km/h, hip flexion affected limp 36.17 (6.68) °) compared to the control group (gaitspeed 4.62 (0.48) km/h, hip flexion 44.5 (84.32) °), as well as in a side-by-side comparison of the healthy (hip flexion 40.41 (10.81) °) and the affected limb. Limited passive range of motion of i. e. a hip flexion of 83.12 (19.71) ° and a reduced Harris Hip Score of 53.61 (12.83) points reflect the functional limitations of end-grade hip osteoarthritis. The endoprosthetic intervention achieves a significant improvement in the above-mentioned parameters (hip flexion of 91.38 (20.74) °, Harris Hip Score of 86.02 (11.84) points), though the operated patients were still unable to catch up with the healthy control group. In the long-term postoperative course of 9.11 (3.53) years specific unloading patterns as an out-toing of -11.06 (5.95) ° of the affected limp and functional limitations in form of a stepwidth of 0.18 (0.04) m still persist in the patient collective fitted with a modular total hip endoprosthesis.

Conclusions:

It has been shown that functional deficits and compensatory mechanisms remain to varying degrees in the postoperative long-term course after arthroplasty, which are partly not accessible to clinical examination and outcome scoring. The methodology of gait analysis has proven to be an effective tool for detecting and recording functional deficits. Further work is needed to investigate possible therapeutic interventions. In addition, larger studies, for example multicentric, should investigate further influences such as gender and age and obtain more specific outcome analysis through grouping.

# Abkürzungen

| | |
|---|---|
| **BMI** | Body-Mass-Index |
| **ECF** | Epiphyseolysis capitis femoris |
| **gesund** | gesunde, nicht von Hüftgelenksarthrose betroffene Extremität des Patientenkollektivs, tabellarischer Teil |
| **HHS** | Harris Hip Score |
| **Hüft-TEP** | Hüfttotalendoprothese |
| **IC** | Initial contact, initialer Bodenkontakt, siehe auch Abbildung 4 |
| **krank** | von Hüftgelenksarthrose betroffene Extremität des Patientenkollektivs |
| **MW** | Mittelwert |
| **norm** | gesundes Normalkollektiv, Extremitäten unabhängig, tabellarischer Teil |
| **präop** | Präoperativer Untersuchungszeitpunkt vor operativer Implantation einer Hüft-TEP, tabellarischer Teil |
| **postop1** | Postoperativer Untersuchungszeitpunkt, im Mittel 1,57 (1,18) Jahre nach operativer Hüftprothesenimplantation, tabellarischer Teil |
| **postop2** | Postoperativer Untersuchungszeitpunkt im Langzeitverlauf, im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach operativer Hüftprothesenimplantation, tabellarischer Teil |
| **QALY** | Quality adjusted live years, qualitätsadjustierte Lebensjahre |
| **ROM** | Range of Motion, Bewegungsausmaß |
| **SD** | Standardabweichung |
| **S-ROM®** | Sivash Range of Motion |

# Inhalt


1 Einleitung ..... 1

1.1 Der menschliche Gang ..... 1

1.2 Hüfttotalendoprothetik ..... 2

1.3 Die Ganganalyse ..... 4

2 Ziele der Arbeit ..... 5

3 Material und Methoden ..... 6

3.1 Patientenkollektiv ..... 6

3.2 Normalkollektiv ..... 7

3.3 Klinische Untersuchung ..... 7

3.4 Der Gangzyklus ..... 8

3.5 Instrumentelle Ganganalyse ..... 13

3.5.1 Weg-Zeit-Parameter ..... 15

3.5.2 Kinematik ..... 15

3.6 Datenauswertung ..... 16

4 Ergebnisse ..... 17

4.1 Klinische Ergebnisse ..... 17

4.1.1 Harris Hip Score ..... 17

4.1.2 Klinische Untersuchung ..... 17

4.1.3 Goniometrie ..... 18

4.1.3.1 Präoperativ (präop) ..... 18

4.1.3.2 Postoperativ (postop1) ..... 19

4.1.3.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 19

4.1.3.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1) ..... 20

4.1.3.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 21

4.2 Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse ..... 22

4.2.1 Weg-Zeit-Parameter ..... 22

4.2.1.1 Präoperativ (präop) ..... 22

4.2.1.2 Postoperativ (postop1) ..... 24

4.2.1.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 25

4.2.1.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1) ..... 27

4.2.1.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 29

4.2.2 Kinematik ..... 30

4.2.2.1 Präoperativ (präop) ..... 30
4.2.2.2 Postoperativ (postop1) ..... 33
4.2.2.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 37
4.2.2.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1) ..... 40
4.2.2.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..... 43
5 Diskussion ..... 45
5.1 Klinische Ergebnisse ..... 45
5.1.1 Harris Hip Score ..... 45
5.1.2 BMI ..... 46
5.1.3 Beinlängendifferenz ..... 47
5.1.4 Goniometrie ..... 47
5.2 Instrumentelle Ganganalyse ..... 49
5.2.1 Weg-Zeit-Parameter ..... 49
5.2.2 Kinematik ..... 52
6 Schlussfolgerungen ..... 56
7 Literaturverzeichnis ..... 57
8 Tabellenverzeichnis ..... 67
9 Abbildungsverzeichnis ..... 69

# 1 Einleitung

## 1.1 Der menschliche Gang

Der aufrechte Gang als natürliche und vermeintlich selbstverständliche Fortbewegungsart des Menschen nimmt im Alltag eine Schlüsselstellung ein. Hier können bereits kleine Einschränkungen zu massiven Einbußen der Lebensqualität führen (La Grow, Yeung et al. 2013). Dies gilt insbesondere für ältere Menschen. Mobilität bestimmt hier in hohem Maße den Grad der sozialen Teilhabe und beeinflusst direkt weitere Parameter, wie z. B. die psychische Gesundheit (Lee and Park 2008, Motl and McAuley 2010). Eine eingeschränkte Mobilität führt zwangsläufig auch zu eingeschränkter Aktivität, zum Beispiel können nur 30% aller Patienten mit Arthrose des Hüftgelenks die Empfehlungen zur körperlichen Aktivität umsetzen (Wallis, Webster et al. 2013). Pathologisches oder verlangsamtes Gehen geht dabei mit einem gesteigerten Energieverbrauch einher und kann wiederum einen erhöhten Verschleiß des Bewegungsapparates nach sich ziehen (Waters and Mulroy 1999, Huang, Aydemir et al. 2021). Das Gehen ist eine Fortbewegung durch sich wiederholende, ineinander übergehende Bewegungen (Perry 2003). Im Gegensatz zum Laufen ist dabei, in Anlehnung an die Definition des deutschen Leichtathletikverbandes, stets ein Fuß im ständigen Bodenkontakt (DLV 2017). Das Vorhandensein einer bipedalen Standphase ist kennzeichnend für das Gehen (Perry 2003). Die gleichzeitige, bipedale Wahrung von Stabilität und Gleichgewicht ist das Ergebnis eines über mehrere Millionen Jahre andauernden Evolutionsprozesses (Lovejoy 1981, Harcourt-Smith and Aiello 2004, Thorpe, Holder et al. 2007), der den menschlichen Körper zu dieser einzigartigen Bewegungsform befähigt.

## 1.2 Hüfttotalendoprothetik

Die Hüfttotalendoprothetik ist seit ihrer Einführung in den 1960er Jahren eines der häufigsten und erfolgreichsten Verfahren der chirurgischen Orthopädie. Sie ist ein kosteneffektives und wirksames Therapieverfahren in Bezug auf die qualitätsadjustierten Lebensjahre (QALY) der Patienten mit Hüftarthrose (Dakin, Eibich et al. 2020). Für das Jahr 2021 listet das Endoprothesenregister Deutschland rund 176.000 durchgeführte, hüftendoprothetische Versorgungen auf (EPRD 2022). Aufgrund der steigenden Lebenserwartung und der demographischen Entwicklung wird in Deutschland bis 2040 ein Anstieg der endoprothetischen Versorgungen um 25%-35% erwartet (Pilz, Hanstein et al. 2018). Weltweit werden jährlich über eine Million endoprothetische Versorgungen durchgeführt. Mit einer geschätzten Verdoppelung dieser Zahl in den nächsten zwei Dekaden wird die Hüfttotalendoprothetik ihre Schlüsselposition auch in Zukunft behalten (Pivec, Johnson et al. 2012).

Häufigster Grund für eine totalendoprothetische Versorgung eines Hüftgelenks ist mit 90% aller Fälle (Pivec, Johnson et al. 2012) die symptomatische, unter konservativen Maßnahmen therapierefraktäre und fortgeschrittene bis endgradige (ab Kellgren-Lawrence-Score 3 (Kellgren and Lawrence 1957)), primäre Hüftgelenksarthrose (Grayson and Decker 2012). Die sekundäre Arthrose im Rahmen von Hüftdysplasien (Greber, Pelt et al. 2017, Shi, Li et al. 2019), Osteonekrose (Grigoris, Roberts et al. 2006, Cohen-Rosenblum and Cui 2019) und Trauma (Anakwe, Middleton et al. 2012, Carpenter, Filer et al. 2014) bedingen zum größten Teil die verbliebenen Indikationen. Die langfristige und komplikationslose Wiedergewinnung von Mobilität und der Rückgang einer für die Patienten oftmals sehr belastenden Schmerzsymptomatik sind dabei zentrale Ziele einer erfolgreichen Versorgung (Pivec, Johnson et al. 2012, Neuprez, Neuprez et al. 2020). Als Kontraindikationen zur endoprothetischen Versorgung werden unter anderem aktive Infektionen des betroffenen Gelenkes oder aktive, hämatogen streuende Infekte anderer Körperregionen sowie als relative Kontraindikationen ein Body-Mass-Index (BMI) > 40 kg/m$^2$ angesehen.

Als Begründer der modernen Hüfttotalendoprothetik wird der britische Professor für Chirurgie Sir J. Charley gesehen (Jackson 2011). Mit seinen Arbeiten über die Mechanik des menschlichen Hüftgelenkes legte er einen Grundstein der Hüfttotalendoprothetik: Nach Resektion des Femurkopfs wird dieser durch einen in die Medulla des Femurs einzementierten Metallschaft mit Kopf ersetzt. Anschließend erfolgte eine Vergrößerung des Acetabulums und das Einbringen einer ebenfalls einzementierten, aus Kunststoff bestehenden Kappe, welche das Gegenstück des nun neu entstandenen, künstlichen Gelenks bildete. Diese am 22. November 1962 durchgeführte Operation wird als ein Meilenstein der Geschichte der modernen Medizin angesehen (Mellon, Liddle et al. 2013, Mikić and Lesić 2013, Bota, Nistor et al. 2021). Parallel zu den Leistungen um die Endoprothetik durch Sir J. Charley und sein Prothesendesign konstruierte der russische Orthopäde Prof. Dr. med. Konstantin Mitrophanovich Sivash 1956 hinter dem Eisernen Vorhang eine Hüft-TEP, die auf einer Gleitpaarung aus Metall-auf-Metall beruhte (Salvi, Grappiolo et al. 2010). Im Gegensatz zum Design der Charley-Prothese kam diese gänzlich ohne Zement aus. Die Stabilität der Pfanne wurde über das Einpressen in das vorbereitete Acetabulum, die der Femur-Komponente über eine Fensterung mit konsekutivem Knocheneinwuchs erreicht. Über einen ebenfalls aus Metall bestehenden, festen Begrenzungsring erfolgte eine permanente Fixierung des Kopfes in der Gelenkspfanne. Diese Innovation erlaubte eine gute Bewegungssicherheit und beugte effektiv einer Dislokation vor (Salvi, Grappiolo et al. 2010). Im Jahr 1963 präsentierte Prof. Sivash seine Entwicklung auf einer Konferenz in Moskau (Sivash 1969) und 1967 erfolgte die Veröffentlichung der Implantationstechnik mit einem Handbuch zum Operationsverfahren (Sivash 1967). Anfang der 1970er Jahre wurde diese Hüft-TEP zunächst in den USA und Kanada vermarktet. Über stetige Weiterentwicklungen des Designs fand es schließlich weltweit zunehmend Anwendung. Auf Basis der Sivash-Totalendoprothese wurde 1984 die S-ROM® (Sivas Range of Motion) Hüft-TEP der Firma DePuy Synthes eingeführt. Dieses spezielle Prothesenmodell wurde allen Patienten dieser Arbeit unilateral implantiert (siehe Abbildung 1). Bis zum heutigen Tag erfolgt eine stetige

Weiterentwicklung der Komponenten (McMinn and Daniel 2006, Chen and Yang 2008) unter Verwendung verschiedener Gleitpaarungen aus hochverdichteten Kunststoffen, optimierten Werkstoffen und keramikbasierten Oberflächen (McMinn and Daniel 2006, Di Puccio and Mattei 2015, Varnum 2017). Reibung, Schmierung und Oberflächenabrieb sind dabei entscheidende Zielparameter bezüglich der Haltbarkeit einer Prothese und unterliegen einer stetigen Optimierung (Grigoris, Roberts et al. 2006, Wang, Isaac et al. 2019). Im Sinne der Standzeit des künstlichen Hüftgelenkersatzes werden nach 15 Jahren 89,4%, nach 20 Jahren 70,2% und nach 25 Jahren 57,9% der implantierten Prothesen als intakt angegeben (Evans, Evans et al. 2019).

Das bis heute in seiner grundlegenden Herangehensweise unveränderte Verfahren hat sich zum Mittel der Wahl bei der Behandlung der endgradigen Hüftgelenksarthrose entwickelt, bei der die Patienten unter Schmerzen, Steifheit und funktionellen Einschränkungen leiden (Hirata, Ono et al. 2006). Zahlreiche Studien können die signifikanten qualitativen und quantitativen Verbesserungen bezüglich der Funktionalität und Lebensqualität belegen (Ackerman, Graves et al. 2006, Ackerman, Soh et al. 2021). Neben einer Verbesserung der Schmerzsymptomatik ist die Hüft-TEP auch in der Lage, das Gangbild entscheidend zu verbessern. Mittels Ganganalyse können diese Verbesserungen quantifiziert, dokumentiert und nachvollzogen werden (Berman, Quinn et al. 1991). Trotz der zahlreichen Publikationen zur Hüfttotalendoprothetik ist das Gangbild der Patienten im mehrjährigen, postoperativen Langzeitverlauf nach der operativen Versorgung kaum untersucht.

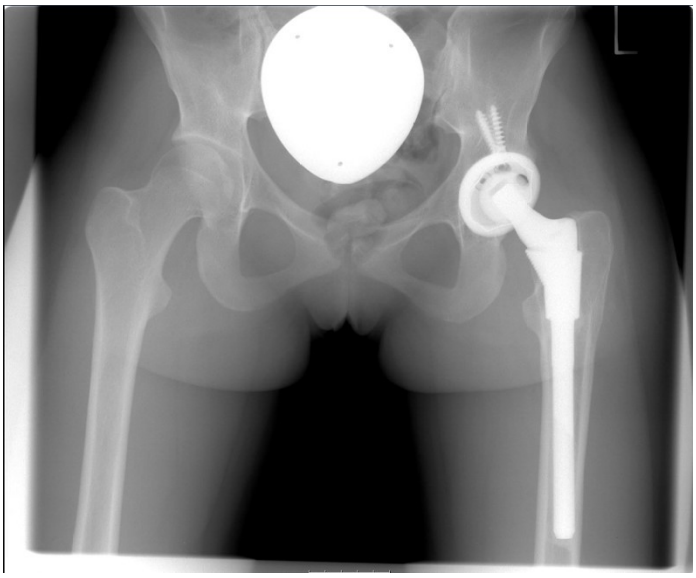

*Abbildung 1: Postoperatives Röntgen einer S-ROM® Hüft-TEP, Universitätsklinikum Düsseldorf*

## 1.3 Die Ganganalyse

Grundlegend dient die Ganganalyse der Erfassung, der Dokumentation und der Diagnostik der Fortbewegung des Menschen. Über diese können wiederum Rückschlüsse auf Entstehung der Bewegungsmuster gezogen und insbesondere auch das Vorliegen pathologischer Bewegungen, unabhängig ihrer Ursache, aufgezeigt werden. Hieraus können sich wiederum weitere diagnostische oder therapeutische Ansätze ableiten lassen (Lemhöfer and Ranker 2019).

In einem Ganglabor können, je nach Ausstattung, Weg-Zeit-Parameter, wie Ganggeschwindigkeit, Schrittfrequenz, Schrittlänge etc., kinematische (Bewegung von Punkten im Raum) sowie kinetische (Drehmomente und Kräfte) Werte mittels Kameras und Kraftmessplatten erfasst und nach Bearbeitung mittels spezieller Software in Graphen und Tabellen dargestellt werden (Davis, Õunpuu et al. 1991). Außerhalb der Medizin spielt die instrumentelle Ganganalyse zum Beispiel im Training von Sportlern zur gezielten Optimierung von Bewegungsabläufen oder in der Materialentwicklung eine zunehmende Rolle (Lapham and Bartlett 1995).

# 2 Ziele der Arbeit

Die Hüfttotalendoprothetik stellt einen der häufigsten Eingriffe der modernen Orthopädie dar. Zur weiteren Optimierung des Verfahrens werden nach wie vor zahlreiche Untersuchungen bezüglich klinischem und patientenbezogenem Ergebnis, Prothesenmaterial und Nachsorge durchgeführt. Mit der vorliegenden Arbeit sollen Langzeitergebnisse nach Implantation einer Hüft-TEP mit modularem Hülsensystem mittels Ganganalyse sichtbar gemacht werden. Ziel ist es, die funktionell-dynamischen Veränderungen am Hüftgelenk und am Gangbild unter Einbeziehung des klinischen Outcomes und des HHS zu untersuchen.

Die Hypothese ist, dass Patienten vor und nach Implantation einer Hüft-TEP ein im Vergleich zum Normalkollektiv asymmetrisch-verändertes und eingeschränktes Gangbild aufweisen, welches durch die prothetische Versorgung jedoch verbessert wird. Außerdem wird erwartet, dass auch auf der gesunden Seite Gangbildveränderungen beobachtet werden, welche als Kompensationsmechanismen zu interpretieren sind. Darüber hinaus wird eine signifikante Verbesserung der Schmerzsymptomatik und die Wiedererlangung einer adäquaten Funktionalität nach endoprothetischer Versorgung als Hauptparameter der Patientenzufriedenheit erwartet. Der Beobachtungszeitraum der genannten Parameter soll nun erstmals auch einen postoperativen Langzeitverlauf, in dieser Arbeit im Mittel von 9,11 (3,53) Jahren nach endoprothetischer Intervention, umfassen.

# 3 Material und Methoden

## 3.1 Patientenkollektiv

In den Jahren 2002 bis 2010 konnten in der Klinik für Orthopädie des Universitätsklinikums Düsseldorf insgesamt 97 zur endoprothetischen Versorgung mittels modularer Hüft-TEP (Typ S-ROM® von DePuy Synthes) geplante Patienten präoperativ einer Ganganalyse zugeführt werden. Einschlusskriterien für die Studie sind die nach ausführlicher Information und Aufklärung unterschriebene Einverständniserklärung sowie das Nichtvorhandensein anderer, primär nicht die Indikation zur endoprothetischen Versorgung betreffender, gangmodulierender Pathologien. Hier sind insbesondere die (fortgeschrittene) Arthrose benachbarter oder kontralateraler Gelenke, sowie kardio-vaskuläre Erkrankungen (fortgeschrittene, symptomatische Stadien der peripheren, arteriellen Verschlusskrankheit, ausgeprägte chronisch-venöse Insuffizienz, Polyneuropathie durch Mikroangiopathien) sowie neurologische Krankheitsbilder (motorische Einschränkungen durch transitorisch-ischiämische Attacken, Insulte, zerebrale Blutungen/Hypoxien) zu nennen. Die Patientenrekrutierung wurde insbesondere durch das Hinzukommen arthrosebedingter Beschwerden an weiteren Gelenken negativ beeinflusst: Morcos et al. konnten bereits zeigen, dass etwa 16-35% aller unilateral endoprothetisch versorgten Patienten binnen eines Jahres zu kontralateralen Versorgung geplant werden (Morcos et al., 2018). Änliches zeigt sich auch im Rekrutierungszeitraum dieser Studie. Zudem sind bis zu 32% der Hüftarthrose-Patienten von einem signifikant erhöhten Risiko zur Notwendigkeit einer Knietotalendoprothese betroffen (Santana, Anis et al. 2020). Das Patientenkollektiv einer Universitätsklinik in einem Ballungsgebiet ist zudem im Durchschnitt morbider als an kleinerer Krankenhäusern (Augurzy, Krolop et al. 2021). Neben der fortschreitenden Morbidität und steigender Inzidenz oben genannter Erkrankungen zeigt sich gerade bei langfristiger Nachuntersuchung zunehmend die Rekrutierung der teils überregional zur Prothesenversorgung zugewiesenen Patienten zur ganganalytischen Untersuchung als schwierig. Dabei spielt sicherlich auch der zeitliche Aufwand für die Probanden von etwa zwei bis drei Stunden pro Untersuchung mit Ent- und Bekleiden, Markerpositionierung und mehreren Mess-Trials eine Rolle. Vereinzelt unvollständige Erhebungen im Rahmen der klinischen Untersuchungen bzw. des Scorings mittels HHS sowie Kurvenabbrüche und Artefakte im Rahmen der instrumentellen Ganganalyse wirken sich ebenfalls negativ auf die schlussendlich zur Verfügung stehende Datenmenge aus. Nach Überprüfung der Ein- und Ausschlusskriterien liegen präoperativ die Daten von 44 Patientinnen und Patienten vor. Postoperativ, im Mittel 1,57 (1,18) Jahre nach Prothesenimplantation (Untersuchungszeitpunkt postop1) können aus diesem Kollektiv 42 Datensätze sowie über ein Mittel von ca. 9,11 (3,53) Jahren (Untersuchungszeitpunkt postop2) die Ergebnisse von nun mehr 22 Probanden erhoben werden.

Für die Studie liegt ein Ethikvotum, Nr. 5647R der Ethikkomission des Universitätsklinikums Düsseldorf vom 16.02.2017 vor. Die Voraussetzungen der Ethikkomission der medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität sowie die ethischen Grundsätze für die medizinische Forschung am Menschen gemäß der Deklaration von Helsinki in ihrer aktuellen Fassung wurden allesamt erfüllt, sodass keine rechtlichen, ethischen oder medizinischen Bedenken gegenüber der Arbeit bestehen.

Das mittlere Alter des Patientenkollektivs beträgt 42,83 (13,86) Jahre bei einem BMI von 26,65 (5,92) kg/m$^2$. Dabei zeigen sich im Rahmen der klinischen Untersuchung drei Patienten unter-, 16 Patienten normal-, 13 Patienten übergewichtig, 12 Patienten mit einen BMI > 30 kg/m$^2$ adipös. Bei 20 Patienten führt die degenerative, primäre Hüftgelenksarthrose zur operativen Versorgung. Bei den übrigen Patienten wurde die Indikation zur Implantation einer Hüft-TEP bei Vorliegen einer sekundären Arthrose im Rahmen folgender Erkrankungen gestellt: 11 Hüftkopfnekrosen, 9 Hüftdysplasien sowie 2 Patienten mit M. Perthes sowie je 1 ECF (Epiphyseolysis capitis femoris) und 1 posttraumatische Arthrose.

## 3.2 Normalkollektiv

Das bereits im Ganglabor vorhandene, geschlechtsparitätische Normalkollektiv besteht aus 25 Probanden ohne gangmodulierende Vorerkrankungen. Es dient im Nachfolgenden zur Generierung von Referenzwerten, insbesondere für die statistische Auswertung. Die Rekrutierung der Probanden erfolgt nach Aufklärung und Einwilligung maßgeblich aus dem Team der Physiotherapie sowie weiterer Mitarbeiter des Universitätsklinikums Düsseldorf.

## 3.3 Klinische Untersuchung

Bei den Patienten erfolgt zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten die Bestimmung von Größe und Gewicht zur Berechnung des BMI. Die Verwendung des BMI ausgehend von der Proportionalität des Körpergewichtes zur quadrierten Körperlänge des Erwachsenen geht auf die Beobachtungen von Adolphus Quetelet Mitte des 19. Jahrhunderts zurück (Quetelet 1842). Bis heute ist der BMI Mittel der Wahl zur Bestimmung von Übergewicht (Gallagher, Visser et al. 1996), insbesondere bei der Betrachtung des Risikos übergewichtsassoziierter Gesundheitsprobleme (U.S. Preventive Service Task Force 2003, Nuttall 2015, Gutin 2018).

Darüber hinaus erfolgt die Messung der Beinlängen von gesunder und kranker Seite zur Feststellung einer möglichen Beinlängendifferenz (Vogt, Gosheger et al. 2020), da diese einen wichtigen Bestandteil im Rahmen der Betrachtung der Biomechanik des Gehens darstellt, im Speziellen bei Hüftgelenksarthrose und der Hüfttotalendoprothetik (Röder, Vogel et al. 2012, Kim, Nevitt et al. 2018).

Die Bestimmung der Bewegungsausmaße (Range of Motion, ROM), ist ein etablierter und essentieller Bestandteil der klinischen Untersuchung bei Erkrankungen des Bewegungsapparates, insbesondere auch bei der Arthrose und anderen, das Bewegungsausmaß des Hüftgelenks einschränkenden Erkrankungen (Holm, Bolstad et al. 2000, Cibulka, White et al. 2009, Pua, Wrigley et al. 2009, Eitzen, Fernandes et al. 2012, Poulsen, Christensen et al. 2012, Baker, Moreside et al. 2016). Zur Bestimmung der ROM am Hüftgelenk werden folgende goniometrische Messungen nach der Neutral-0-Methode am Hüftgelenk im Liegen durchgeführt (Hansen 1975, Salis-Soglio 2015): Flexion, Extension, Abduktion, Adduktion, Innen- und Außenrotation. Bei Abduktion und Adduktion werden die Rotationswerte zusätzlich in 90° Hüftbeugung bestimmt. Weiterhin erfolgt die Bestimmung von Flexion und Extension des Kniegelenkes.

Überdies wird der Harris Hip Score erhoben. Der HHS ist ein bewährter (Harris 1969, Mahomed, Arndt et al. 2001) und weltweit genutzter Score zur Erfassung und Beurteilung der klinischen Ist-Situation eines Hüftgelenkes. Er hat eine hohe Validität und Reliabilität (Söderman and Malchau 2001). Mit den Kriterien Funktion, Schmerz, Beweglichkeit und Deformität können insgesamt 100 Punkte erzielt werden. Mit 91 Punkten für die Parameter Funktion und Schmerz steht das Empfinden des Patienten im Fokus, neun Punkte werden für die restlichen Parameter vergeben. Der Patient kann den Bogen dabei nicht komplett selbstständig ausfüllen, da die Kategorien Beweglichkeit und Deformität vom Untersucher ergänzt werden.

Gemäß der Punkteverteilung wird in Zehnerschritten wie folgt bewertet:

| | | | |
|---|---|---|---|
| 91-100 Punkte: | sehr gut | 71-80 Punkte: | mittelmäßig |
| 81-90 Punkte: | gut | ≤ 70 Punkte: | schlecht |

## 3.4 Der Gangzyklus

Der bipedale Gang des Menschen durchläuft ein wiederkehrendes Bewegungsmuster aus genau definierten Abläufen mit speziellen Aufgaben, welches als „stride“ beziehungsweise Doppelschritt bezeichnet wird (siehe Abbildung 2). Dieser gliedert sich wiederum in eine Stand- und Schwungphase. Die Standphase dient dabei der Aufnahme der Körperlast und dem monopedalen Stehen. Während der Schwungphase schwingt das unbelastete Bein nach vorne. In einem stride werden abwechselnd Stand- und Schwungphase durchlaufen. Die Standphase, die etwa 60% des Gangzyklus ausmacht, wird weiter in die initiale bipedale Standphase (10%), die monopedale Standphase (40%) und die finale (terminale) bipedale Standphase (10%) unterteilt (siehe Abbildung 3). Die Schwungphase nimmt 40% einer Gangperiode ein (Perry 2003).

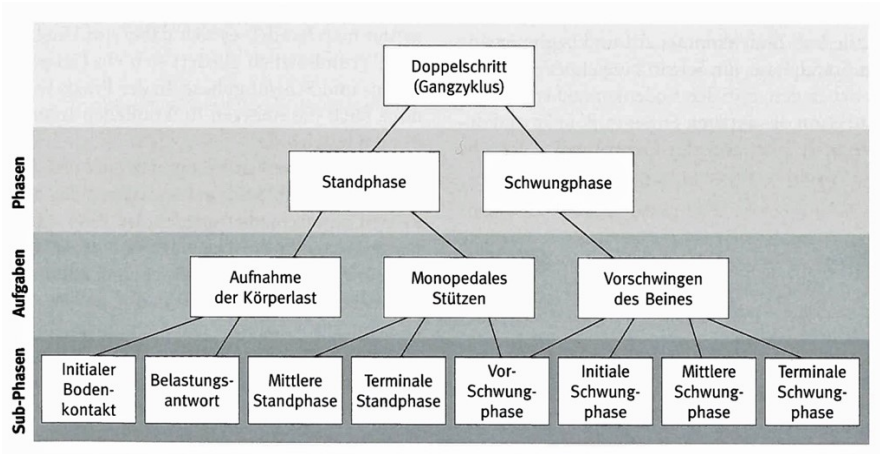


*Abbildung 2: Übersicht eines Gangzyklus nach Perry (Perry 2003), mit Genehmigung*

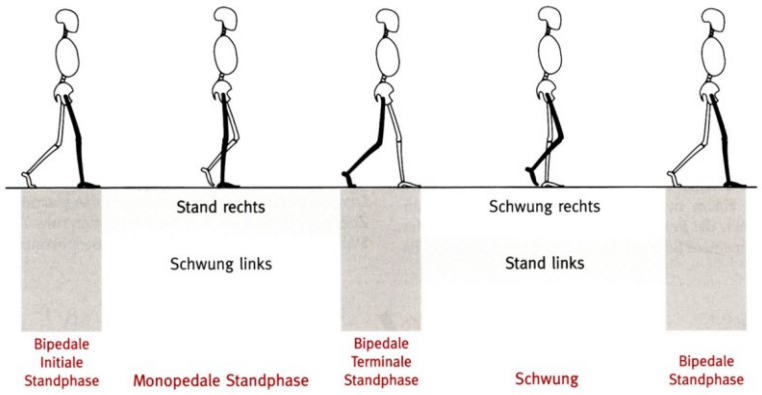


*Abbildung 3: Die Untergliederung der Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

Im Nachfolgenden soll, in Anlehnung an Perry (Perry 2003), die weiterführende detaillierte Darstellung des Gangzyklus mit seinen Abläufen und Funktionen erfolgen. Die nachfolgenden Prozentangaben sind dabei als Intervallangaben eines Gangzyklus zu verstehen.

1. Initialer Bodenkontakt: 0-2% des Gangzyklus (siehe Abbildung 4)
   Bei flektierter Hüfte ist das Knie voll extendiert. Über das dorsalextendierte bis in Neutralstellung befindliche, obere Sprunggelenk wird der initiale Bodenkontakt der Ferse hergestellt. Ziel ist die Initiierung einer Abrollbewegung über die Ferse.

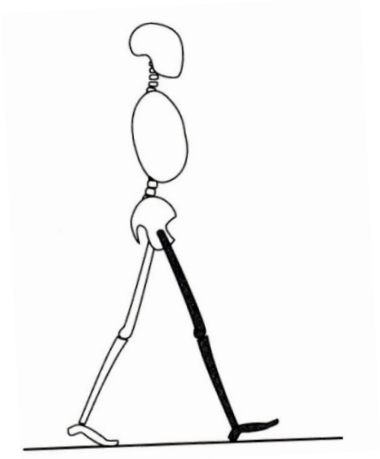

*Abbildung 4: Initialer Bodenkontakt (Perry 2003), mit Genehmigung*

2. Belastungsantwort: 0-10% des Gangzyklus (siehe Abbildung 5)

   Die Belastungsantwort entspricht der initialen, bipedalen Standphase (siehe auch Abbildung 2), welche für das Gehen charakteristisch ist. Ziele sind die Stoßdämpfung durch Flexion im Kniegelenk und die stabile Übernahme der Körperlast, um eine fortlaufende Bewegung zu gewährleisten. Mit dem Bodenkontakt des Vorfußes ist die Plantarflexion im oberen Sprunggelenk beendet.

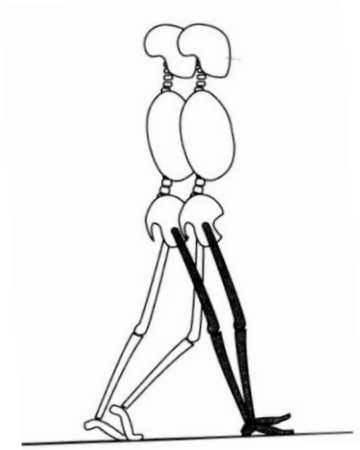

*Abbildung 5: Belastungsantwort (Perry 2003), mit Genehmigung*

3. Mittlere Standphase: 10-30% des Gangzyklus (siehe Abbildung 6)
   Die mittlere Standphase entspricht der ersten Hälfte der monopedalen Standphase (siehe Abbildung 2) und beginnt mit dem Abheben des kontralateralen Fußes. Während Knie- und Hüftgelenk extendieren, wird über eine Dorsalextension im oberen Sprunggelenk die Körperlast aufgenommen und über das (Stand-) Bein weitergetragen. Ziel ist neben der Stabilisierung das Fortführen der Körperbewegung unter gleichzeitiger Übernahme der Körperlast.

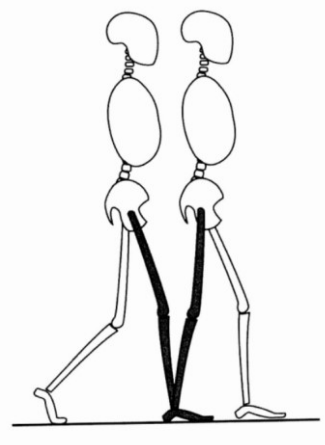

*Abbildung 6: Mittlere Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

4. Terminale Standphase: 30-50% des Gangzyklus (siehe Abbildung 7)
   Durch vermehrte Hüftextension und leichte Knieflexion gelangt das Bein hinter den Körper, hiermit endet die monopedale Standphase und der Körper wird über das lasttragende Bein hinweggestützt.

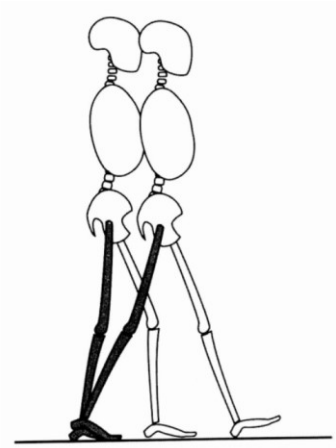

*Abbildung 7: Terminale Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

5. Vorschwungphase: 50-60% des Gangzyklus (siehe Abbildung 8)
   Diese zweite, bipedale Standphase bildet den terminalen Teil der Standphase. Mit zunehmender Plantarflexion im oberen Sprunggelenk, zunehmender Knieflexion und abnehmender Hüftextension wird das Schwingen des Beines vor den Körper vorbereitet. Das andere Bein befindet sich in der zuvor beschriebenen Belastungsantwort (siehe Abbildung 5).

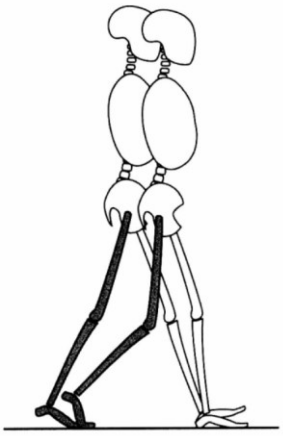

*Abbildung 8: Vorschwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

6. Initiale Schwungphase: 60-73% (siehe Abbildung 9)
   Durch die Fortführung der Flexion in Hüfte und Knie aus der Vorschwungphase wird nach dem Lösen des Bodenkontaktes das Bein nach vorne geschwungen. Das andere Bein befindet sich nun in der mittleren Standphase (siehe Abbildung 6).

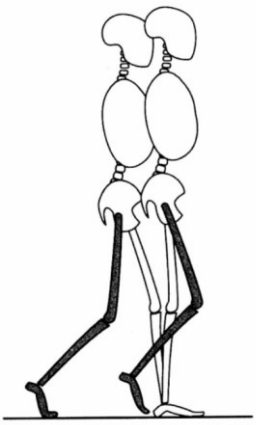

*Abbildung 9: Initiale Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

7. Mittlere Schwungphase: 73-87% (siehe Abbildung 10)
   Durch starke Flexion im Hüftgelenk kann das Bein vor die Schwerkraftlinie des Körpers gebracht werden. Der Schwerkraft folgend wird das Knie wieder extendiert. Währenddessen bleibt das obere Sprunggelenk in seiner dorsalextendierten bis neutralen Position. Bei vertikaler Ausrichtung der Tibia endet diese Phase und es erfolgt der Übergang in die terminale Schwungphase.

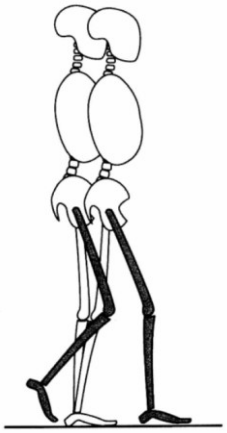

*Abbildung 10: Mittlere Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

8. Terminale Schwungphase: 87-100% (siehe Abbildung 11)
   In der terminalen Schwungphase wird das nach vorne Schwingen des Beines durch eine Kniextension beendet. Bei flektierter Hüfte und neutraler, bis dorsalextendierter Stellung des oberen Sprunggelenkes wird der Unterschenkel vor den Oberschenkel gebracht. Somit ist die terminale Schwungphase beendet und es kann ein erneuter Bodenkontakt beginnen.

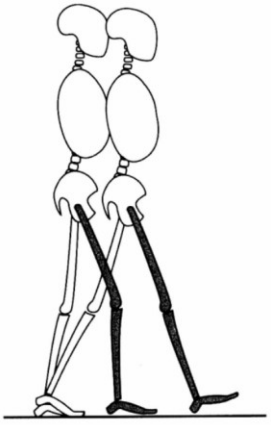

*Abbildung 11: Terminale Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung*

## 3.5 Instrumentelle Ganganalyse

Alle Ganguntersuchungen werden im Ganglabor des Universitätsklinikums Düsseldorf mit einem VICON© X 512 System durchgeführt. Dabei kommen zur lückenlosen Aufzeichnung und Minimierung von Artefakten insgesamt acht fest installierte 50 Hz-Infrarot Kameras zum Einsatz. Die zusätzliche Verwendung von 2 Videokameras erlaubt neben der Dokumentation der Untersuchung auch die Plausibilitätsprüfung der aufgezeichneten Werte. Dies erweist sich insbesondere zur Gesamtbeurteilung des Gangbildes und zum Ausschluss weiterer, gangmodulierender Pathologien als hilfreich. Das VICON©-System erreicht mit einer Abweichung von 0,3 mm eine ausreichend hohe Positionsgenauigkeit zur Erfassung menschlicher Bewegungsabläufe. (Merriaux, Dupuis et al. 2017). Nach Miller und Verstraete werden für die Ganginitialisierung etwa drei Meter benötigt, um eine erfolgreiche Ganganalyse ohne Initialisierungsschritte abbilden zu können (Miller and Verstraete 1996). Zusammen mit einer Analysedistanz von ca. vier Metern und der zum Auslaufen benötigten Strecke von drei Metern ergibt sich somit als Raumanforderung eine Gesamtstrecke von etwa zehn bis elf Metern, um valide, reproduzierbare Ergebnisse zu erzielen (Perry 2003). Die Positionierung der reflektierenden Marker erfolgt stets nach einem vorgegebenem Protokoll: Als Grundlage dient das sog. „Helen Hayes Marker Set“, welches am gleichnamigen Krankenhaus in New York von Kadaba et al. (Kadaba, Ramakrishnan et al. 1990) entwickelt und von Davis et al. (Davis, Õunpuu et al. 1991) für die Verwendung mit VICON© modifiziert wurde. Dabei werden die Markerpunkte zur Erfassung der Bewegungen des Kopfes und der oberen Extremitäten zur Reduktion der Datenmenge in dieser Arbeit ausgespart, sodass sich nachfolgendes Schema ergibt (siehe Abbildung 12). Durch sehr erfahrenes Personal und hohe Standardisierung können dabei etwaige Ungenauigkeiten z. B. durch eine erschwerte Markerpositionierung an den Knochenpunkten im Rahmen von Übergewicht, reduziert werden.

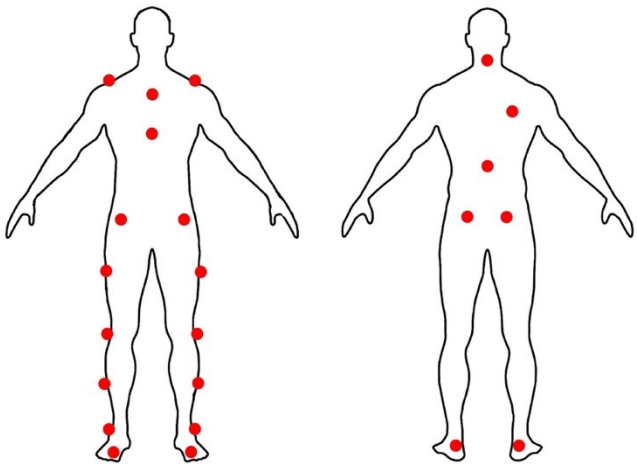

*Abbildung 12: Schema der Markerpositionierung im Ganglabor*

Grundlage für die Datenerfassung ist eine Unterteilung des Körpers in Segmente und die rechnergestützte Auswertung der erfassten Bewegungen. Durch diese Unterteilung des Körpers in Segmente, analog zur biomechanischen Funktion des menschlichen Körpers, können die Bewegungen als Modell des menschlichen Skeletts dargestellt werden und erlauben eine valide, reproduzierbare Auswertung objektiver Parameter (siehe Abbildung 13).

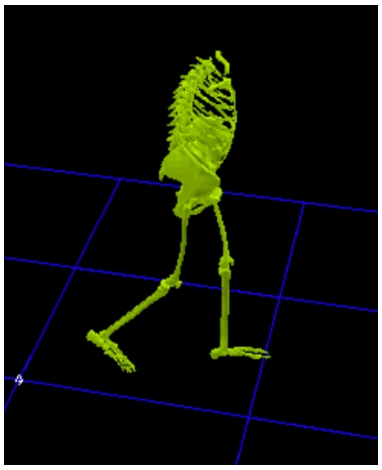

*Abbildung 13: Modell des Achsenskeletts eines Patienten, Ganglabor Universitätsklinikum Düsseldorf*

### 3.5.1 Weg-Zeit-Parameter

Die Bestimmung der Weg-Zeit-Parameter umfasst die Doppelschritt- und Schrittdauer sowie die Stand- und Schwungdauer in Sekunden, die Kadenz (Schrittfrequenz) in Schritten pro Minute, die Einbein- und Doppelbeinstandzeit in Sekunden sowie in Prozent eines Gangzyklus, die Schritt- und Doppelschrittlänge sowie die Schrittbreite in Metern. Zusätzlich erfolgt die Berechnung des sog. *limp index* als seitenbezogener (L/R für Links/Rechts) Symmetrieparameter:

$$limp\ index_{L/R} = \frac{singlesupporttime_{L/R} + doublesupporttime_{L/R}}{total\ supporttime_{R/L}}. \quad (1)$$

Für einen idealen, symmetrischen Gang ist dieser exakt eins. Werte darüber oder darunter stehen für eine Asymmetrie (Patterson 2010, Parafita, Ferreira et al. 2016).

### 3.5.2 Kinematik

Die Kinematik beschreibt mechanisch die Bewegung von Körpern im räumlichen und zeitlichen Zusammenhang. Im Rahmen der Ganganalyse umfasst die Bestimmung der Kinematik in dieser Studie die Bewegungsausmaße von Becken, Hüftgelenk, Kniegelenk, oberem Sprunggelenk und die Fußstellung im Bezug zum Gangzyklus als Winkelmaße.

Am Becken erfolgt die Bestimmung der Beckenkippung (pelvic tilt) in der Sagittalebene als ventrale Abwärtsrichtung (positive Werte) und dorsale Aufwärtsrichtung (negative Werte) der Symphyse, die Beckenneigung (pelvic obliquity) als Anheben und Absenken in der Frontalebene sowie die Rotation (pelvic rotation) des Beckens in der Horizontal- beziehungsweise Transversalebene über Außen- und Innenrotation (siehe Abbildung 14):

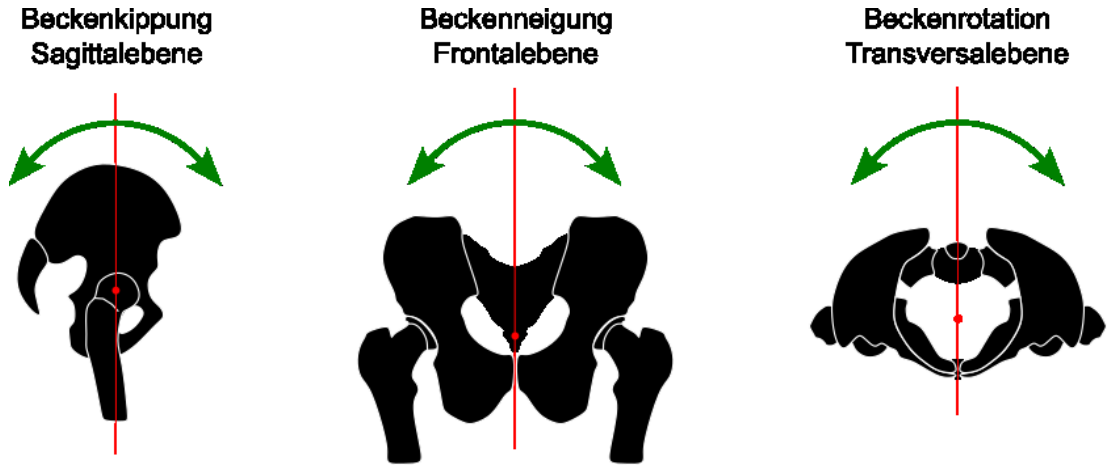


*Abbildung 14: Beckenkippung (pelvic tilt), Beckenneigung (pelvic obliquitiy) sowie Beckenrotation (pelvic rotation)*

Am Knie- und oberen Sprunggelenk erfolgt die Bestimmung der Extension und Flexion in der Sagittalebene. Die Fußstellung in der Standphase erfolgt als Winkelangabe der Fußlängsachse in Relation zur Gangrichtung im Sinne einer Innen- beziehungsweise Außenrotation, wobei letztere durch negative Werte gekennzeichnet ist (siehe Abbildung 15):

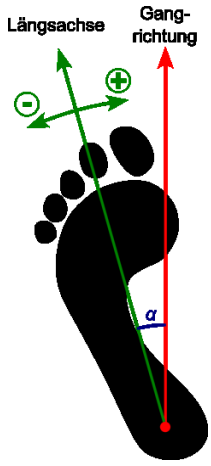


*Abbildung 15: Fußstellung (foot progression) $\alpha$ in Gangrichtung*

## 3.6 Datenauswertung

Die mittels klinischer Untersuchung und Fragebogen (HHS) erfassten Daten wurden in Excel zusammengeführt und anschließend statistisch ausgewertet.

Die mittels instrumenteller Ganganalyse erfassten Daten, zunächst als Raumvektoren im .cad Format vorliegend, wurden ebenfalls in Excel überführt und einer statistischen Auswertung unterzogen. Dabei wurde mittels Kolmogorov-Smirnov-Test das Vorliegen einer Normalverteilung geprüft. Die weitere Prüfung auf signifikante Unterschiede der Parameter von betroffener, kranker und nicht betroffener, gesunder Seite der Patienten erfolgte mittels Wilcoxon-Rang-Test, wobei jeweils die Signifikanz eines größeren oder kleineren Mittelwertes zweier Stichproben geprüft wurde. Für die Prüfung der unabhängigen Vergleiche betroffener oder gesunder Seite des Patientenkollektivs mit dem gesunden Normal- beziehungsweise Vergleichskollektiv wurde der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Als statistisch **signifikant** wird ein p-Wert **<0,05** gesehen.

# 4 Ergebnisse

Im Nachfolgenden sollen die Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse sowie der klinischen Untersuchung dargestellt werden. Zur besseren Übersicht werden die Ergebnisse der betroffenen, kranken Seite (krank) und gesunden Seite (gesund) des Patientenkollektivs in Weg-Zeit-Parameter und kinematische Parameter aufgeteilt. Zusätzlich erfolgt zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten präoperativ, unmittelbar postoperativ (postop1, im Mittel 1,57 (1,18) Jahre nach Operation) sowie im Langzeitverlauf postoperativ (postop2, im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach Operation) die Darstellung im Vergleich zum gesunden Normalkollektiv. Die untersuchten Parameter werden dabei mit [Einheit] im SI-System angegeben, die Darstellung der Werte erfolgt nach dem Schema: Mittelwert (Standardabweichung) beziehungsweise MW (SD). Signifikanzen werden ab einem p-Wert <**0,05** fett dargestellt. Seitengleiche Werte, wie zum Beispiel die Doppelschrittlänge, die Doppelschrittdauer oder die Beckenneigung, werden in tabellarischer Form zur Wahrung der Homogenität separat aufgeführt. Dabei sind unterschiedliche Werte lediglich statistisch begründet und nicht signifikant, diese werden daher im Fließtext gemittelt angegeben.

## 4.1 Klinische Ergebnisse

Die klinischen Daten umfassen neben den goniometrischen Messungen am Hüft- und Kniegelenk sowie der Beinlängendifferenz auch den errechneten BMI und die Erhebung des HHS.

### 4.1.1 Harris Hip Score

| Parameter | präop | postop1 | postop2 | präop vs postop1 | postop1 vs postop2 |
|---|---|---|---|---|---|
| | MW (SD) | MW (SD) | MW (SD) | p-Wert | p-Wert |
| **HHS** | 53,61 (12,83) | 86,02 (11,84) | 93,0 (6,53) | **<0,001** | **0,002** |

*Tabelle 1: HHS des Patientenkollektivs über den Untersuchungszeitraum*

Das präoperative Patientenkollektiv weist einen mittleren HHS von 53,61 (12,83) auf, dieser steigt nach operativer Versorgung bei p<0,001 auf 86,02 (11,84) an. Im Langzeitverlauf steigt dieser signifikant auf 93,0 (6,53).

### 4.1.2 Klinische Untersuchung

| Parameter | präop | postop1 | postop2 | präop vs postop1 | postop1 vs postop2 |
|---|---|---|---|---|---|
| [SI-Einheit] | MW (SD) | MW (SD) | MW (SD) | p-Wert | p-Wert |
| **BMI [kg/m$^2$]** | 26,65 (5,91) | 27,78 (6,64) | 28,83 (5,2) | **0,006** | 0,098 |
| **Relative Beinlängendifferenz[cm]** | -0,63 (1,19) | -0,07 (0,99) | -0,16 (0,7) | **<0,001** | 0,676 |
| **Absolute Beinlängendifferenz[cm]** | 1,02 (0,88) | 0,59 (0,8) | 0,39 (0,6) | **0,003** | 0,374 |

*Tabelle 2: BMI sowie relative und absolute Beinlängendifferenzen*

Der mittlere BMI der Patienten steigt von präoperativen 26,65 (5,91) kg/m$^2$ signifikant auf 27,78 (6,64) kg/m$^2$. Die präoperative, relative Beinlängendifferenz von -0,63 (1,19) cm zu Ungunsten der kranken Seite nimmt nach erfolgter, operativer Versorgung signifikant auf -0,07 (0,99) cm ab. Dabei besteht im Patientenkollektiv eine absolute, klinische Beinlängendifferenz von 1,02 (0,88) cm, welche auf 0,59 (0,8) cm abnimmt. Im Langzeitverlauf lassen sich keine signifikanten Veränderungen feststellen.

## 4.1.3 Goniometrie

### *4.1.3.1 Präoperativ (präop)*

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | krank vs gesund p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension [°]** | 10,16 (3,4) | 7,9 (4,14) | **0,007** |
| **Hüfte Flexion [°]** | 98,92 (15,9) | 83,12 (19,71) | **<0,001** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 0°)** | 23,51 (7,15) | 19,38 (6,63) | **0,013** |
| **Adduktion [°] (Hüfte 0°)** | 16,35 (5,41) | 13,25 (5,43) | **0,021** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 90°)** | 33,61 (10,18) | 23,12 (8,82) | **<0,001** |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 27,64 (12,39) | 18,29 (10,14) | **0,001** |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 24,17 (8,46) | 16,71 (8,94) | **0,001** |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 25,56 (13,11) | 13,18 (8,05) | **<0,001** |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 30,95 (12,24) | 22,29 (10,71) | **0,011** |
| **Knie Extension [°]** | 1,45 (4,75) | 0,88 (2,43) | 0,991 |
| **Knie Flexion [°]** | 129,71 (22,68) | 133,65 (17,35) | 0,504 |

*Tabelle 3: Goniometrische Messungen präoperativ (präop)*

Das Patientenkollektiv zeigt im präoperativen Seitenvergleich nachfolgende Unterscheide: Signifikant erhöhte Extension der gesunden Seite mit 10,16 (3,4) ° im Vergleich zur kranken Seite mit 7,9 (4,14) ° bei p=0,007, signifikant erhöhte Flexion der gesunden Seite von 98,52 (15,9) ° im Vergleich zur kranken Seite mit 83,12 (19,71) ° bei p<0,001, erhöhte Abduktion der gesunden Seite mit 0° Hüftbeugung von 23,51 (7,15) ° zu 19,38 (6,63) ° kranker Seite bei p=0,013, diese ist bei 90° Hüftbeugung ebenfalls mit 33,61 (10,18) ° zu 23,12 (8,82) ° kranker Seite bei p<0,001 signifikant erhöht. Die Adduktionsfähigkeit der gesunden Seite ist bei 0° Hüftbeugung mit 16,35 (5,41) ° gegenüber 13,25 (5,43) ° der kranken Seite signifikant bei p=0,021 erhöht. Die Rotationsfähigkeit der kranken Seite ist mit 18,29 (10,14) ° Innenrotation und 16,71 (8,94) ° Außenrotation gegenüber der gesunden Seite mit 27,64 (12,39) ° beziehungsweise 24,17 (8,46) ° mit je p=0,001 signifikant vermindert. Selbiges gilt auch für die Rotationsindizes bei 90° Hüftbeugung, hier ist die Innenrotation der gesunden Seite mit 25,56 (13,11) ° beziehungsweise 30,95 (12,24) ° Außenrotation gegenüber der kranken Seite mit 13,18 (8,05) ° beziehungsweise 22,29 (10,71) ° bei p<0,001 beziehungsweise p=0,011 signifikant erhöht. Am Kniegelenk lassen sich im Seitenvergleich keine statistisch signifikanten Unterschiede erheben.

### 4.1.3.2 Postoperativ (postop1)

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | krank vs gesund p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension[°]** | 10,49 (4,33) | 9,05 (3,8) | 0,215 |
| **Hüfte Flexion[°]** | 100,0 (11,8) | 91,38 (20,74) | **0,019** |
| **Abduktion (Hüfte 0°)** | 26,08 (4,95) | 23,62 (5,24) | **0,028** |
| **Adduktion (Hüfte 0°)** | 14,95 (5,13) | 14,44 (4,97) | 0,676 |
| **Abduktion (Hüfte 90°)** | 35,54 (11,2) | 33,72 (9,18) | 0,4 |
| **Innenrotation (Hüfte 0°)** | 27,84 (10,43) | 28,33 (9,7) | 0,736 |
| **Außenrotation (Hüfte 0°)** | 22,43 (7,22) | 20,77 (6,05) | 0,351 |
| **Innenrotation (Hüfte 90°)** | 27,43 (9,13) | 23,03 (7,3) | 0,069 |
| **Außenrotation (Hüfte 90°)** | 29,0 (10,88) | 29,08 (9,45) | 0,96 |
| **Knie Extension[°]** | 1,54 (3,61) | 1,09 (2,35) | 0,958 |
| **Knie Flexion[°]** | 133,86 (14,35) | 135,81 (6,83) | 0,938 |

*Tabelle 4: Goniometrische Messungen postoperativ (postop1)*

Postoperativ persistiert im Patientenkollektiv eine signifikant verminderte Flexionsfähigkeit der Hüfte auf der kranken Seite mit 91,38 (20,74) ° gegenüber der gesunden Seite mit 100,0 (11,8) °. Es besteht weiterhin eine signifikant verminderte Abduktionsfähigkeit der kranken Hüfte mit 23,62 (5,24) ° gegenüber der Gegenseite mit 26,08 (4,95) °.

### 4.1.3.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2)

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | krank vs gesund p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension[°]** | 11,25 (4,15) | 11,36 (4,31) | 0,941 |
| **Hüfte Flexion[°]** | 100,94 (14,39) | 102,5 (9,86) | 0,856 |
| **Abduktion (Hüfte 0°)** | 25,62 (6,82) | 26,59 (8,31) | 0,791 |
| **Adduktion (Hüfte 0°)** | 20,31 (4,5) | 22,27 (6,17) | 0,323 |
| **Abduktion (Hüfte 90°)** | 33,12 (9,66) | 31,59 (8,31) | 0,673 |
| **Innenrotation (Hüfte 0°)** | 24,06 (10,93) | 30,68 (8,96) | 0,061 |
| **Außenrotation (Hüfte 0°)** | 27,19 (11,18) | 27,27 (10,74) | 0,82 |
| **Innenrotation (Hüfte 90°)** | 24,67 (9,21) | 24,38 (9,05) | 0,934 |
| **Außenrotation (Hüfte 90°)** | 29,33 (9,46) | 32,38 (10,19) | 0,389 |
| **Knie Extension[°]** | 0,33 (1,25) | 0,75 (2,38) | 0,731 |
| **Knie Flexion[°]** | 133,0 (5,1) | 136,19 (5,96) | 0,118 |

*Tabelle 5: Goniometrische Messungen im postoperativen Langzeitverlauf (postop2)*

Im postoperativen Langzeitverlauf lassen sich im Patientenkollektiv keine signifikanten Seitenunterschiede bezüglich der goniometrischen Parameter darstellen.

### 4.1.3.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop1 MW (SD) | präop vs postop1 p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension [°]** | 10,16 (3,4) | 10,49 (4,33) | 0,805 |
| **Hüfte Flexion [°]** | 98,92 (15,9) | 100,0 (11,8) | 0,957 |
| **Abduktion [°] (Hüfte 0°)** | 23,51 (7,15) | 26,08 (4,95) | **0,022** |
| **Adduktion [°] (Hüfte 0°)** | 16,35 (5,41) | 14,95 (5,13) | 0,28 |
| **Abduktion [°] (Hüfte 90°)** | 33,89 (10,21) | 36,67 (10,07) | 0,19 |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 27,64 (12,39) | 28,61 (10,04) | 0,604 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 24,17 (8,46) | 22,92 (7,3) | 0,513 |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 26,76 (12,88) | 27,65 (9,17) | 0,636 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 31,0 (11,14) | 29,43 (10,61) | 0,335 |
| **Knie Extension [°]** | 1,27 (4,99) | 1,15 (3,19) | 0,892 |
| **Knie Flexion [°]** | 129,71 (22,68) | 133,86 (14,35) | 0,226 |

| Parameter [SI-Einheit] | krank präop MW (SD) | krank postop1 MW(SD) | präop vs postop1 p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension [°]** | 7,82 (4,17) | 9,03 (3,68) | 0,134 |
| **Hüfte Flexion [°]** | 83,12 (19,71) | 91,38 (20,74) | **0,004** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 0°)** | 19,38 (6,63) | 23,62 (5,24) | **0,002** |
| **Adduktion [°] (Hüfte 0°)** | 13,08 (5,62) | 14,18 (4,93) | 0,525 |
| **Abduktion [°] (Hüfte 90°)** | 23,23 (8,94) | 35,48 (8,65) | **<0,001** |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 17,71 (10,58) | 28,71 (10,31) | **<0,001** |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 17,86 (10,44) | 20,57 (5,18) | **0,037** |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 13,12 (8,17) | 22,97 (7,59) | **<0,001** |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 23,38 (11,74) | 28,82 (9,16) | **0,009** |
| **Knie Extension [°]** | 0,9 (2,47) | 0,81 (1,84) | 0,755 |
| **Knie Flexion [°]** | 133,65 (17,35) | 135,81 (6,83) | 0,987 |

*Tabelle 6: Goniometrie präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Nach erfolgter Prothesenversorgung der kranken Hüfte erreicht die Abduktionsfähigkeit des Hüftgelenks auf der gesunden Seite mit 26,08 (4,95) ° im Vergleich zur Ausgangsituation mit 23,51 (7,15) ° signifikant größere Werte (p=0,022).

Auf der betroffenen Seite können Flexion-, Abduktions-, sowie die Innen- und Außenrotationsfähigkeit der Hüfte signifikant verbessert werden.

### *4.1.3.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

| Parameter [SI-Einheit] | postop 1 gesund MW (SD) | postop 2 gesund MW (SD) | postop1 vs postop2 gesund p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Hüfte Extension [°]** | 10,76 (3,98) | 11,18 (4,03) | 0,833 |
| **Hüfte Flexion [°]** | 97,65 (11,13) | 101,47 (14,12) | 0,336 |
| **Abduktion [°] (Hüfte 0°)** | 26,47 (5,63) | 25,88 (6,69) | 0,876 |
| **Adduktion [°] (Hüfte 0°)** | 15,88 (6,0) | 20,29 (4,36) | **0,048** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 90°)** | 37,06 (12,61) | 33,53 (9,51) | 0,3 |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 27,06 (10,15) | 24,41 (10,69) | 0,282 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 22,94 (7,08) | 26,76 (10,97) | 0,505 |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 27,81 (9,18) | 25,0 (9,01) | 0,107 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 26,88 (8,82) | 29,69 (9,26) | 0,344 |
| **Knie Extension [°]** | 1,82 (3,21) | 0,45 (1,44) | 0,257 |
| **Knie Flexion [°]** | 134,69 (5,99) | 132,81 (4,99) | 0,366 |
| | **postop 1 krank MW (SD)** | **postop 2 krank MW (SD)** | **postop1 vs postop2 krank p-Wert** |
| **Hüfte Extension [°]** | 9,78 (3,12) | 11,3 (4,23) | 0,154 |
| **Hüfte Flexion [°]** | 93,91 (9,44) | 102,61 (9,65) | **<0,001** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 0°)** | 25,22 (5,8) | 26,74 (8,16) | 0,371 |
| **Adduktion [°] (Hüfte 0°)** | 14,77 (5,33) | 22,27 (6,17) | **0,002** |
| **Abduktion [°] (Hüfte 90°)** | 32,17 (8,95) | 32,83 (9,98) | 0,712 |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 27,83 (8,19) | 30,22 (9,03) | 0,179 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 0°)** | 21,74 (6,85) | 27,39 (10,52) | **0,026** |
| **Innenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 22,05 (7,02) | 24,18 (8,89) | 0,269 |
| **Außenrotation [°] (Hüfte 90°)** | 27,95 (9,96) | 32,27 (9,97) | **0,05** |
| **Knie Extension [°]** | 0,95 (1,88) | 0,79 (2,44) | 0,829 |
| **Knie Flexion [°]** | 134,32 (7,12) | 135,91 (5,96) | 0,367 |

*Tabelle 7: Goniometrie postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Im Langzeitverlauf zeigt das Hüftgelenk auf der gesunden Seite im Mittel nach 9,11 (3,53) Jahren eine signifikante (p=0,048) Zunahme der Adduktionsfähigkeit von 15,88 (6,0) ° auf 20,29 (4,36) °.

Auf der betroffenen, versorgten Seite zeigt sich eine signifikante Zunahme der Hüftflexion von 93,91 (9,44) ° auf 102,61 (9,65) ° bei p<0,001. Die Adduktionsfähigkeit nimmt bei p=0,002 von 14,77 (5,33) ° auf 22,27 (6,17) ° zu. Die Außenrotationsfähigkeit der Hüfte nimmt ebenfalls signifikant bei p=0,026 von 21,74 (6,85) ° auf 27,39 (10,52) ° zu.

## 4.2 Ergebnisse der instrumentellen Ganganalyse

### 4.2.1 Weg-Zeit-Parameter

#### *4.2.1.1 Präoperativ (präop)*

Unmittelbar präoperativ zeigen sich im Patientenkollektiv bei bestehender Indikation zur endoprothetischen Versorgung nachfolgende Ergebnisse:

| Parameter | gesund | krank | norm | krank vs gesund | norm vs gesund | norm vs krank |
|---|---|---|---|---|---|---|
| [SI-Einheit] | MW (SD) | MW (SD) | MW (SD) | p-Wert | p-Wert | p-Wert |
| **stridetime [s]** | 1,21 (0,15) | 1,2 (0,14) | 1,06 (0,08) | 0,779 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **cadence [S/min]** | 100,61 (11,75) | 101,34 (11,44) | 113,49 (8,5) | 0,779 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **steptime [s]** | 0,59 (0,08) | 0,61 (0,08) | 0,53 (0,04) | 0,227 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **singlesupport [%]** | 37,59 (5,83) | 35,59 (5,67) | 40,11 (1,15) | **0,008** | **0,044** | **< 0,001** |
| **doublesupport [%]** | 26,27 (7,94) | 26,16 (8,71) | 19,71 (2,0) | 0,802 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **limpindex [-]** | 1,04 (0,08) | 0,97 (0,06) | 1,0 (0,02) | **< 0,001** | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **oppositefootoff [%]** | 13,34 (5,21) | 13,38 (5,4) | 9,87 (1,15) | 0,893 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **oppositefootcontact** | 50,93 (2,42) | 48,97 (2,3) | 49,98 (0,99) | **< 0,001** | **0,015** | **0,006** |
| **footoff [%]** | 63,87 (3,72) | 61,76 (4,59) | 59,82 (1,2) | **0,004** | **< 0,001** | **0,018** |
| **stridelength [m]** | 1,06 (0,19) | 1,06 (0,19) | 1,36 (0,08) | 0,955 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **steplength [m]** | 0,52 (0,1) | 0,54 (0,1) | 0,68 (0,05) | 0,324 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stepwidth [m]** | 0,18 (0,04) | 0,18 (0,04) | 0,14 (0,03) | 0,821 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,23 (0,79) | 3,26 (0,78) | 4,62 (0,48) | 0,822 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **singlesupporttime [s]** | 0,45 (0,07) | 0,42 (0,06) | 0,43 (0,03) | **0,019** | **0,001** | 0,622 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,33 (0,13) | 0,32 (0,14) | 0,21 (0,04) | 0,739 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stancetime [s]** | 0,78 (0,13) | 0,75 (0,14) | 0,64 (0,06) | 0,155 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,45 (0,05) | 0,43 (0,03) | 0,137 | 0,331 | **0,005** |

*Tabelle 8: Weg-Zeit Parameter präoperativ (präop)*

Es zeigt sich eine im Vergleich signifikant verringerte Doppelschrittdauer von 1,21 (0,15) s des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv mit 1,06 (0,08) s. Weiterhin besteht eine signifikant verringerte Schrittdauer sowohl auf der gesunden, als auch auf der kranken Seite des Patientenkollektivs von 0,59 (0,08) s / 0,61 (0,08) s versus 0,53 (0,04) s. Der Unterschied zeigt sich jedoch im Vergleich der kranken Seite mit der gesunden Seite des Patientenkollektivs mit p=0,227 nicht signifikant. Die Doppelschrittlänge von 1,06 (0,19) m zeigt sich im Vergleich zum Normallkollektiv mit 1,36 (0,08) m signifikant (p<0,001) verringert, bezüglich der Einzelschrittlängen können im Seitenvergleich des Patientenkollektivs gesund vs. krank analog zu den temporalen Parametern keine signifikanten Unterschiede gezeigt werden. Im Vergleich zum Normallkollektiv mit 0,68 (0,05) m zeigen sich die Schrittlängen beider Seiten des Patientenkollektivs signifikant verkürzt. Die Schrittbreite von 0,18 (0,04) m des Patientenkollektivs ist im Vergleich zur Norm von 0,14 (0,03) m signifikant verbreitert.

Hieraus resultiert eine zum Vergleichskollektiv signifikant verringerte, mittlere Kadenz aus Schritten pro Minute von 100,96 (11,0) S/min versus 113,49 (8,5) S/min bei p<0,001. Konsekutiv zeigt sich eine signifikant verringerte, mittlere Ganggeschwindigkeit des Patientenkollektivs von 3,25 (0,79) km/h vs. 4,62 (0,48) km/h bei p<0,001.

Dabei imponiert eine signifikante verkürzte Einbeinstandzeit der kranken Seite von 0,42 (0,06) s im Vergleich zur gesunden Seite 0,45(0,07) s, p=0,019, letztere zeigt sich zum Normalkollektiv 0,43 (0,03) s signifikant (p=0,001) verlängert. Die Doppelbeinstandzeiten der gesunden Seite mit 0,33 (0,13) s und der kranken Seite mit 0,32 (0,14) s sind im Vergleich zum Normalkollektiv mit 0,21 (0,04) s signifikant verlängert.

Die Standdauer der gesunden und der kranken Seite des Patientenkollektivs zeigen sich mit 0,78 (0,13) s / 0,75 (0,14) s im Vergleich zum Normalkollektiv mit 0,64 (0,06) s beidseits signifikant (p<0,001) verringert, auch hier bestand im Vergleich der gesunden mit der kranken Seite innerhalb des Patientenkollektivs kein signifikanter Unterschied. Analog weist die Schwungdauer der gesunden Seite 0,43 (0,04) s Seite im Vergleich zur kranken Seite mit 0,45 (0,05) s keinen signifikanten Unterschied auf (p=0,137), im Vergleich zum Normallkollektiv 0,43 (0,03) s zeigt sich nur die Schwungdauer der kranken Seite signifikant verlängert (p=0,005).

Bei der Betrachtung der temporalen Indizes in Prozent bezogen auf den Gangzyklus lassen sich weitere Unterschiede darstellen:

So zeigt sich die Einbeinstandzeit auf der kranken Seite von 35,59 (5,67) % im Vergleich sowohl zur gesunden Seite 37,59 (5,83) %, als auch im Vergleich zum Normalkollektiv mit 40,11 (1,15) % signifikant verringert. Auch der Anteil der Einbeinstanddauer der gesunden Seite am Gangzyklus ist im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant (p=0,044) verringert.

Die Doppelbeinstandzeit von im Mittel 26,22 (8,33) % des Gangzyklus ist dabei im Vergleich zum Normalkollektiv 19,71 (2,0) % deutlich verlängert.

Der *limp index* der kranken Seite, 1,04 (0,08) und der gesunden Seite, 0,97 (0,06), zeigen eine signifikante Abweichung vom Normalkollektiv mit 1,0 (0,02) bei p<0,001 für beide Parameter.

### *4.2.1.2 Postoperativ (postop1)*

Im Mittel 1,57 (1,18) Jahre nach der endoprothetischen Versorgung mittels einer modularen Hüft-TEP vom Typ S-ROM® zeigen sich folgende Ergebnisse:

| Parameter | gesund | krank | norm | krank vs gesund | norm vs gesund | norm vs krank |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **[SI-Einheit]** | **MW (SD)** | **MW (SD)** | **MW (SD)** | **p-Wert** | **p-Wert** | **p-Wert** |
| **stridetime [s]** | 1,14 (0,09) | 1,13 (0,09) | 1,06 (0,08) | 0,857 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **cadence [S/min]** | 106,54 (8,74) | 106,67 (8,69) | 113,49 (8,5) | 0,897 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **steptime [s]** | 0,57 (0,05) | 0,57 (0,05) | 0,53 (0,04) | 0,834 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **singlesupport [%]** | 38,4 (2,62) | 38,17 (2,02) | 40,11 (1,15) | 0,318 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **doublesupport [%]** | 23,47 (3,97) | 23,44 (3,71) | 19,71 (2,0) | 0,910 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **limpindex [-]** | 1,01 (0,04) | 1,0 (0,04) | 1,0 (0,02) | **0,043** | 0,155 | 0,120 |
| **oppositefootoff [%]** | 11,65 (2,19) | 11,78 (1,93) | 9,87 (1,15) | 0,652 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **oppositefootcontact [%]** | 50,05 (1,24) | 49,94 (1,42) | 49,98 (0,99) | 0,406 | 0,508 | 0,634 |
| **footoff [%]** | 61,87 (2,08) | 61,61 (2,54) | 59,82 (1,2) | 0,494 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stridelength [m]** | 1,16 (0,15) | 1,16 (0,14) | 1,36 (0,08) | 0,877 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **steplength [m]** | 0,58 (0,08) | 0,58 (0,08) | 0,68 (0,05) | 0,940 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stepwidth [m]** | 0,17 (0,04) | 0,17 (0,04) | 0,14 (0,03) | 0,654 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,72 (0,64) | 3,71 (0,64) | 4,62 (0,48) | 0,947 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **singlesupporttime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,03) | 0,43 (0,03) | 0,618 | 0,242 | 0,618 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,27 (0,06) | 0,27 (0,06) | 0,21 (0,04) | 1,000 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stancetime [s]** | 0,7 (0,07) | 0,7 (0,08) | 0,64 (0,06) | 0,773 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,03) | 0,814 | 0,629 | 0,455 |

*Tabelle 9: Weg-Zeit Parameter postoperativ (postop1)*

Die postoperative, mittlere Doppelschrittdauer von 1,14 (0,09) s zeigt sich im Vergleich zum Normalkollektiv mit 1,06 (0,08) s signifikant verringert (p<0,001), die für die erkrankte und die gesunde Seite gleiche Einzelschrittdauer von 0,57 (0,05) s ist ebenfalls im Vergleich zur Norm 0,53 (0,04) s (p<0,001) verringert. Die Doppelschrittlänge von 1,16 (0,15) m sowie die seitengleiche Schrittlänge von 0,58 (0,08) m sind im Vergleich zum Normalkollektiv mit 1,36 (0,08) m beziehungsweise mit 0,68 (0,05) m signifikant (p<0,001) verringert, die Schrittbreite von 0,17 (0,04) m des Patientenkollektivs im Vergleich zu 0,14 (0,03) m des Normalkollektivs ebenfalls (p<0,001).

Hieraus resultiert eine signifikant reduzierte (p<0,001) mittlere Kadenz des Patientenkollektivs von 106,61 (8,71) S/min im Vergleich zu 113,49 (8,5) S/min sowie eine signifikant reduzierte (p<0,001) mittlere Ganggeschwindigkeit von 3,72 (0,64) km/h im Bezug zu 4,62 (0,48) km/h des Vergleichskollektivs.

Bezüglich der weiteren temporalen Indizes lassen sich bei der Einbeinstandzeit und Schwungdauer keine signifikanten Unterschiede nachweisen, lediglich die Doppelstandzeit von 0,27 (0,06) s sowie die seitengleiche Standzeit von 0,7 (0,07) s des Patientenkollektivs sind im Vergleich zu 0,21 (0,04) s beziehungsweise 0,64 (0,06) s des Normalkollektivs signifikant (p<0,001) verringert.

Auch bei Betrachtung der relativen, auf den Gangzyklus bezogenen Indizes bestehen keine Unterschiede bzgl. kranker und gesunder Seite, der mittlere Anteil der Einbeinstandphase bleibt im Vergleich zum Normalkollektiv jedoch geringer (p<0,001), der mittlere Anteil der Doppelbeinstandphase verbleibt ebenfalls signifikant verlängert (p<0,001).

Der *limp index* zeigt im Vergleich sowohl der endoprothetisch versorgten, als auch der kontralateralen, gesunden Seite mit dem Normalkollektiv keinen signifikanten Unterschied. Im Vergleich der gesunden mit der kranken Seite des Patientenkollektivs verbleibt ein statistisch relevanter Unterschied (p=0,043).

### *4.2.1.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

| Parameter | gesund | krank | norm | krank vs gesund | norm vs gesund | norm vs krank |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **[SI-Einheit]** | **MW (SD)** | **MW (SD)** | **MW (SD)** | **p-Wert** | **p-Wert** | **p-Wert** |
| **stridetime [s]** | 1,13 (0,1) | 1,12 (0,1) | 1,06 (0,08) | 0,857 | **0,010** | **0,017** |
| **cadence [S/min]** | 107,66 (9,62) | 108,12 (9,51) | 113,49 (8,5) | 0,862 | **0,012** | **0,016** |
| **steptime [s]** | 0,56 (0,06) | 0,56 (0,06) | 0,53 (0,04) | 0,879 | **0,016** | **0,012** |
| **singlesupport [%]** | 38,43 (2,87) | 38,09 (2,41) | 40,11 (1,15) | 0,573 | **0,003** | **< 0,001** |
| **doublesupport [%]** | 23,49 (3,87) | 23,82 (3,93) | 19,71 (2,0) | 0,851 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **limpindex [-]** | 1,0 (0,06) | 1,0 (0,06) | 1,0 (0,02) | 0,618 | 0,779 | 0,574 |
| **oppositefootoff [%]** | 11,73 (2,03) | 11,56 (2,06) | 9,87 (1,15) | 0,914 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **oppositefootcontact [%]** | 50,16 (1,85) | 49,66 (1,78) | 49,98 (0,99) | 0,292 | 0,764 | 0,223 |
| **footoff [%]** | 61,92 (2,66) | 61,91 (2,94) | 59,82 (1,2) | 0,840 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stridelength [m]** | 1,11 (0,12) | 1,11 (0,13) | 1,36 (0,08) | 0,879 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **steplength [m]** | 0,55 (0,08) | 0,56 (0,06) | 0,68 (0,05) | 0,322 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stepwidth [m]** | 0,18 (0,04) | 0,18 (0,04) | 0,14 (0,03) | 0,602 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,59 (0,61) | 3,61 (0,6) | 4,62 (0,48) | 0,857 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **singlesupporttime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,03) | 0,43 (0,03) | 0,606 | 0,580 | 0,912 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,27 (0,06) | 0,27 (0,06) | 0,21 (0,04) | 0,795 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **stancetime [s]** | 0,7 (0,08) | 0,69 (0,08) | 0,64 (0,06) | 0,857 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,03) | 0,793 | 0,971 | 0,683 |

*Tabelle 10: Weg-Zeit Parameter im postoperativen Langzeitverlauf (postop2)*

Im postoperativen Langzeitverlauf, im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach erfolgter Prothesenversorgung, lassen sich im Seitenvergleich des Patientenkollektivs keine signifikanten Unterschiede zwischen kranker, operativ versorgter und gesunder Seite mehr nachweisen.

Die Doppelschrittdauer von im Mittel 1,13 (0,01) s sowie die Schrittdauer von 0,56 (0,06) s bleiben versus zum Vergleichskollektiv von 1,06 (0,08) s beziehungsweise 0,53 (0,04) s signifikant verlängert (p=0,010 gesund vs. norm, p=0,017 erkrankt vs. norm beziehungsweise p=0,016 gesund vs. norm, p=0,012 erkrankt vs. norm).

Doppelschritt und Schrittlänge, beide seitengleich mit 1,11 (0,13) m beziehungsweise mit 0,55 (0,07) m persistieren signifikant verkürzt im Vergleich zum Normalkollektiv mit 1,36 (0,08) m beziehungsweise mit 0,68 (0,05) m, je p<0,001. Die Schrittbreite verbleibt mit 0,18 (0,04) m versus 0,14 (0,03) m des Vergleichskollektivs signifikant (p<0,001) verbreitert.

Die konsekutive, mittlere Ganggeschwindigkeit von 3,60 (0,61) km/h ist versus dem Vergleichskollektiv mit 4,62 (0,48) km/h signifikant (p<0,001) verringert.

Die weiteren, temporalen Indizes wie Einbeinstandzeit und Schwungdauer weisen keine signifikanten Unterschiede auf. Die Doppelbeinstandzeit mit 0,27 (0,06) s versus 0,21 (0,04) s des Vergleichskollektivs sowie die Standdauer mit 0,7 (0,08) s der gesunden Seite und mit 0,69 (0,08) s der erkrankten

Seite des Patientenkollektivs verbleiben im Vergleich zu 0,64 (0,06) s des Normalkollektivs signifikant verlängert ($p<0,001$).

Die relativen, temporalen Indizes zeigen einen verringerten Anteil der Einbeinstandphase am Gangzyklus mit 38,43 (2,87) % auf der gesunden Seite beziehungsweise mit 38,09 (2,41) % auf der kranken Seite versus 40,11 (1,15) % des Vergleichskollektivs. Der Anteil der Doppelunterstützungsphase nimmt mit 23,49 (3,87) % auf der gesunden Seite und 23,82 (3,93) % auf der kranken Seite des Patientenkollektivs versus 19,71 (2,0) % des Vergleichskollektivs auf beiden Seiten signifikant mehr Anteil am Gangzyklus ein.

Der Symmetrieindex weist im Langzeitverlauf keine signifikanten Veränderungen auf.

### 4.2.1.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)

| Parameter | präop gesund | postop1 gesund | präop vs postop1 |
|---|---|---|---|
| [SI-Einheit] | MW (SD) | MW (SD) | p-Wert |
| **stridetime [s]** | 1,21 (0,15) | 1,14 (0,1) | **0,002** |
| **cadence [S/min]** | 100,61 (11,75) | 106,39 (8,89) | **0,002** |
| **steptime [s]** | 0,59 (0,08) | 0,57 (0,05) | **0,036** |
| **singlesupport [%]** | 37,59 (5,83) | 38,46 (2,65) | 0,547 |
| **doublesupport [%]** | 26,27 (7,94) | 23,4 (4,04) | **0,024** |
| **limpindex [-]** | 1,04 (0,08) | 1,01 (0,04) | **0,005** |
| **oppositefootoff [%]** | 13,34 (5,21) | 11,6 (2,22) | **0,033** |
| **oppositefootcontact [%]** | 50,93 (2,42) | 50,06 (1,26) | **0,041** |
| **footoff [%]** | 63,87 (3,72) | 61,86 (2,13) | **0,002** |
| **stridelength [m]** | 1,06 (0,19) | 1,16 (0,15) | **< 0,001** |
| **steplength [m]** | 0,52 (0,1) | 0,58 (0,08) | **< 0,001** |
| **stepwidth [m]** | 0,18 (0,04) | 0,17 (0,04) | **0,025** |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,23 (0,79) | 3,71 (0,65) | **< 0,001** |
| **singlesupporttime [s]** | 0,45 (0,07) | 0,44 (0,04) | **0,002** |
| **doublesupporttime [s]** | 0,33 (0,13) | 0,27 (0,06) | **0,002** |
| **stancetime [s]** | 0,78 (0,13) | 0,7 (0,07) | **< 0,001** |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,656 |

| Parameter | präop krank | postop1 krank | präop vs postop1 |
|---|---|---|---|
| [SI-Einheit] | MW (SD) | MW (SD) | p-Wert |
| **stridetime [s]** | 1,2 (0,14) | 1,13 (0,09) | **0,001** |
| **cadence [S/min]** | 101,34 (11,44) | 106,67 (8,69) | **0,002** |
| **steptime [s]** | 0,61 (0,08) | 0,57 (0,05) | **< 0,001** |
| **singlesupport [%]** | 35,59 (5,67) | 38,17 (2,02) | **< 0,001** |
| **doublesupport [%]** | 26,16 (8,71) | 23,44 (3,71) | **0,046** |
| **limpindex [-]** | 0,97 (0,06) | 1,0 (0,04) | **0,007** |
| **oppositefootoff [%]** | 13,38 (5,4) | 11,78 (1,93) | 0,057 |
| **oppositefootcontact [%]** | 48,97 (2,3) | 49,94 (1,42) | **0,010** |
| **footoff [%]** | 61,76 (4,59) | 61,61 (2,54) | 0,847 |
| **stridelength [m]** | 1,06 (0,19) | 1,16 (0,14) | **< 0,001** |
| **steplength [m]** | 0,54 (0,1) | 0,58 (0,08) | **0,002** |
| **stepwidth [m]** | 0,18 (0,04) | 0,17 (0,04) | **0,039** |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,26 (0,78) | 3,71 (0,64) | **< 0,001** |
| **singlesupporttime [s]** | 0,42 (0,06) | 0,43 (0,03) | 0,989 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,32 (0,14) | 0,27 (0,06) | **0,008** |
| **stancetime [s]** | 0,75 (0,14) | 0,7 (0,08) | **0,013** |
| **swingtime [s]** | 0,45 (0,05) | 0,43 (0,04) | **0,001** |

*Tabelle 11: Weg-Zeit Parameter präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Der Vergleich der präoperativen mit den unmittelbar postoperativen, räumlich-zeitlichen Parametern zeigt folgende Ergebnisse:

Die präoperative Doppelschrittdauer des Patientenkollektivs mit 1,21 (0,15) s nimmt nach der operativen Versorgung mit 1,14 (0,1) s signifikant ab (p=0,002). Selbiges zeigt sich für die Einzelschrittdauer, die von 0,59 (0,08) s der gesunden Seite und 0,61 (0,08) s der betroffenen Seite zu beidseits 0,57 (0,05) s abnimmt (p=0,036 beziehungsweise bei p<0,001).

Die Doppelschrittlänge nimmt von im Mittel 1,06 (0,19) m auf 1,16 (0,15) m zu (p<0,001), die Einzelschrittlänge der gesunden Seite verlängert sich von 0,52 (0,1) m auf 0,58 (0,08) m (p<0,001), die der betroffenen Seite von 0,54 (0,1) m auf 0,58 (0,08) m (p<0,001 beziehungsweise bei p=0,002). Die Schrittbreite reduziert sich signifikant von 0,18 (0,04) m auf 0,17 (0,04) m (p<0,039).

Aus der reduzierten Schritt- beziehungsweise Doppelschrittdauer und der größeren Schrittlänge resultiert eine signifikant schnellere, postoperative Gehgeschwindigkeit von 3,71 (0,64) km/h gegenüber den präoperativen Werten.

Die Einbeinstanddauer der gesunden Seite reduziert sich von 0,45 (0,07) s auf 0,44 (0,04) s (p=0,002), die Doppelunterstützungsdauer von 0,33 (0,13) s auf 0,27 (0,06) s (p=0,002). Für die erkrankte Seite zeigt sich eine signifikante Reduktion der Doppelunterstützungsdauer von 0,32 (0,14) s auf 0,27 (0,06) s (p=0,08), die Einbeinstanddauer der kranken Seite zeigt keine signifikante Veränderung. Die Standdauer der beiden Seiten des Patientenkollektivs reduziert sich beidseits signifikant. Für die Schwungdauer lässt sich auf der kranken Seite eine signifikante Reduktion von 0,45 (0,05) s auf 0,43 (0,04) s (p=0,001) darstellen.

Bezüglich der relativen räumlich-zeitlichen Indizes zeigt sich eine signifikante Erhöhung des Anteils der Einbeinstandphase am Gangzyklus von 35,59 (5,67) % auf 38,17 (2,02) % (p<0,001) auf der betroffenen Seite. Für die Doppelunterstützungsphase zeigt sich sowohl eine signifikante Reduktion des Anteils am Gangzyklus auf der gesunden Seite von 26,27 (7,94) % auf 23,4 (4,04) % (p=0,024) als auch auf der kranken Seite von 26,18 (9,71) % auf 23,44 (3,71) % (p=0,046).

Der Symmetrieindex verbessert sich von 1,04 (0,08) auf 1,01 (0,04) (p=0,05) auf der gesunden Seite und von 0,97 (0,06) auf 1,0 (0,04) auf der betroffenen Seite (p=0,007).

### 4.2.1.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)

| Parameter [SI-Einheit] | postop1 gesund MW (SD) | postop2 gesund MW (SD) | postop1 vs postop2 p-Wert |
|---|---|---|---|
| **stridetime [s]** | 1,14 (0,1) | 1,13 (0,11) | 0,692 |
| **cadence [S/min]** | 106,12 (9,08) | 107,3 (9,95) | 0,578 |
| **steptime [s]** | 0,57 (0,05) | 0,56 (0,06) | 0,532 |
| **singlesupport [%]** | 38,52 (2,67) | 38,68 (2,75) | 0,424 |
| **doublesupport [%]** | 23,4 (4,07) | 23,28 (3,99) | 1,000 |
| **limpindex [-]** | 1,01 (0,05) | 1,01 (0,06) | 0,903 |
| **oppositefootoff [%]** | 11,75 (2,21) | 11,57 (2,06) | 0,692 |
| **oppositefootcontact [%]** | 50,26 (1,29) | 50,25 (1,84) | 0,411 |
| **footoff [%]** | 61,92 (2,25) | 61,96 (2,83) | 0,977 |
| **stridelength [m]** | 1,15 (0,15) | 1,11 (0,13) | 0,067 |
| **steplength [m]** | 0,57 (0,08) | 0,55 (0,08) | 0,247 |
| **stepwidth [m]** | 0,17 (0,04) | 0,18 (0,05) | 0,073 |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,68 (0,67) | 3,6 (0,62) | 0,275 |
| **singlesupporttime [s]** | 0,44 (0,04) | 0,44 (0,04) | 0,958 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,27 (0,06) | 0,27 (0,06) | 1,000 |
| **stancetime [s]** | 0,71 (0,07) | 0,7 (0,09) | 0,943 |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,374 |

| Parameter [SI-Einheit] | postop1 krank MW (SD) | postop2 krank MW (SD) | postop1 vs postop2 p-Wert |
|---|---|---|---|
| **stridetime [s]** | 1,14 (0,1) | 1,12 (0,11) | 0,457 |
| **cadence [S/min]** | 106,2 (9,04) | 107,92 (10,12) | 0,469 |
| **steptime [s]** | 0,57 (0,05) | 0,57 (0,06) | 0,626 |
| **singlesupport [%]** | 38,21 (2,21) | 38,19 (2,55) | 0,889 |
| **doublesupport [%]** | 23,43 (3,88) | 23,36 (3,98) | 0,675 |
| **limpindex [-]** | 1,0 (0,05) | 1,0 (0,06) | 0,966 |
| **oppositefootoff [%]** | 11,59 (2,04) | 11,41 (2,11) | 0,501 |
| **oppositefootcontact [%]** | 49,8 (1,48) | 49,6 (1,79) | 0,551 |
| **footoff [%]** | 61,64 (2,63) | 61,55 (2,85) | 0,990 |
| **stridelength [m]** | 1,14 (0,15) | 1,12 (0,13) | 0,187 |
| **steplength [m]** | 0,58 (0,08) | 0,56 (0,06) | 0,258 |
| **stepwidth [m]** | 0,17 (0,04) | 0,18 (0,05) | 0,250 |
| **gaitspeed [km/h]** | 3,66 (0,66) | 3,63 (0,63) | 0,581 |
| **singlesupporttime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,421 |
| **doublesupporttime [s]** | 0,27 (0,06) | 0,27 (0,06) | 0,742 |
| **stancetime [s]** | 0,7 (0,08) | 0,69 (0,09) | 0,543 |
| **swingtime [s]** | 0,43 (0,04) | 0,43 (0,04) | 0,547 |

*Tabelle 12: Weg-Zeit Parameter unmittelbar postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Im Vergleich der postoperativen Gangparameter mit den Ergebnissen des Langzeitverlaufes lassen sich keine signifikanten Veränderungen der abhängigen Variablen der kranken und der gesunden Seite des Patientenkollektivs darstellen.

## 4.2.2 Kinematik

### *4.2.2.1 Präoperativ (präop)*

**Becken**

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min PelvisTilt [°]** | 14,23 (7,27) | 14,39 (7,07) | 11,31 (7,56) | 0,890 | 0,110 | 0,059 |
| **Max PelvisTilt [°]** | 21,35 (8,25) | 21,14 (7,98) | 14,21 (7,62) | 0,917 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM PelvisTilt [°]** | 7,12 (3,76) | 6,74 (3,72) | 2,9 (0,87) | 0,562 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisTilt [°]** | 20,3 (8,44) | 16,22 (7,17) | 12,73 (7,68) | **0,040** | **< 0,001** | **0,025** |
| **Min PelvisObli [°]** | 14,4 (7,28) | 14,98 (7,1) | 11,59 (7,57) | 0,756 | 0,127 | **0,033** |
| **Max PelvisObli [°]** | 21,08 (8,34) | 21,03 (7,97) | 14,0 (7,61) | 0,928 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM PelvisObli [°]** | 6,68 (3,82) | 6,04 (3,51) | 2,41 (0,83) | 0,449 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisObli [°]** | 1,91 (4,77) | 1,92 (5,01) | 1,39 (1,73) | 0,931 | 0,775 | 0,384 |
| **Min PelvisRot [°]** | 15,43 (7,41) | 14,97 (7,08) | 11,65 (7,61) | 0,966 | **0,029** | **0,038** |
| **Max PelvisRot [°]** | 20,46 (8,17) | 19,91 (7,81) | 13,59 (7,58) | 0,859 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM PelvisRot [°]** | 5,03 (3,36) | 4,93 (3,18) | 1,94 (0,72) | 0,856 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisRot [°]** | 3,45 (5,48) | 2,55 (5,62) | 3,15 (7,79) | 0,426 | 0,986 | 0,352 |

*Tabelle 13: Kinematik Becken präoperativ (präop)*

Präoperativ zeigt sich kein Unterschied bezüglich der minimalen Beckenkippung in der Sagittalebene des Patientenkollektivs gegenüber dem Vergleichskollektiv oder im Vergleich der kranken mit der gesunden Seite des Patientenkollektivs. Die maximale, sagittale Beckenkippung ist mit 21,35 (8,25) ° der gesunden Seite und 21,14 (7,98) ° der kranken Seite des Patientenkollektivs bei je p<0,001 im Vergleich zum Normalkollektiv mit 14,21 (7,62) ° signifikant erhöht. Hieraus resultiert eine signifikant erhöhte Beckenkippung von 7,12 (3,76) ° auf der gesunden Seite und 6,74 (3,72) ° auf der kranken Seite des Patientenkollektivs zu 2,9 (0,87) ° des Vergleichskollektivs bei je p<0,001. In der Phase des initialen Bodenkontaktes liegt dabei eine signifikant erhöhte Beckenkippung in Sagittalebene der gesunden Seite von 20,3 (8,44) ° im Vergleich zur kranken Seite mit 16,22 (7,17) ° bei p=0,040, aber auch zum Vergleichskollektiv bei 12,73 (7,68) ° mit p<0,001 vor. Zu letzterem weist auch die erkrankte Seite eine erhöhte Beckenkippung bei p=0,025 auf.

Die minimale Beckenneigung in der Frontalebene des Patientenkollektivs zeigt auf der erkrankten Seite mit 14,98 (7,1) ° im Vergleich zum Normalkollektiv von 11,59 (7,57) ° eine mit p=0,033 signifikant erhöhte Neigung. Für die maximale Beckenneigung weisen beide Seiten des Patientenkollektivs (21,08 (8,34) ° auf der gesunden beziehungsweise 21,03 (7,97) ° auf der kranken Seite) eine im Vergleich zum Normalkollektiv bei 14,0 (7,61) ° signifikant erhöhte Beckenneigung zur kontralateralen Seite bei je p<0,001 auf. Entsprechend signifikant erhöht zeigt sich die Beckenneigung über den Gang-

zyklus mit 6,68 (3,82) ° auf der gesunden beziehungsweise 6,04 (3,51) ° auf der kranken Seite im Vergleich zu 2,41 (0,83) ° des Vergleichskollektivs bei je p<0,001. Im initialen Bodenkontakt lassen sich keine signifikanten Unterschiede abbilden.

Die minimale Beckenrotation des Patientenkollektivs ist mit Werten über 14,97 (7,08) ° auf beiden Seiten im Vergleich zum Normalkollektiv mit 11,65 (7,61) ° signifikant erhöht. Auch die maximale Beckenrotation ist mit Werten über 19,91 (7,81) ° auf beiden Seiten des Patientenkollektivs im Vergleich zum Normalkollektiv von 13,59 (7,58) ° mit je p<0,001 signifikant erhöht. Hieraus resultiert eine signifikant erhöhte Beckenrotation des Patientenkollektivs mit Werten von über 4,93 (3,18) ° auf beiden Seiten im Vergleich zum Normalkollektiv von 1,94 (0,72) ° bei je p<0,001. Im Moment des initialen Bodenkontakt lassen sich keine signifikanten Veränderungen darstellen.

## Hüftgelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min HipFlex [°]** | -0,7 (11,68) | 5,94 (12,39) | -3,99 (11,54) | **0,009** | **0,036** | **< 0,001** |
| **Max HipFlex [°]** | 39,71 (11,4) | 33,44 (8,57) | 40,52 (11,58) | **0,013** | 0,863 | **< 0,001** |
| **ROM HipFlex [°]** | 40,41 (10,81) | 27,5 (10,25) | 44,5 (4,32) | **< 0,001** | **0,007** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipFlex [°]** | 38,79 (11,53) | 32,63 (8,54) | 39,31 (11,6) | **0,012** | 0,974 | **< 0,001** |
| **Min HipAdd [°]** | -0,67 (11,74) | 6,08 (12,48) | -3,97 (11,53) | **0,008** | **0,037** | **< 0,001** |
| **Max HipAdd [°]** | 38,85 (11,5) | 32,72 (8,64) | 39,72 (11,82) | **0,013** | 0,944 | **< 0,001** |
| **ROM HipAdd [°]** | 39,52 (10,94) | 26,64 (10,25) | 43,69 (4,51) | **< 0,001** | **0,005** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipAdd [°]** | -0,56 (6,46) | -0,67 (6,51) | -1,64 (7,84) | 0,969 | 0,626 | 0,388 |

*Tabelle 14: Kinematik Hüfte präoperativ (präop)*

Am Hüftgelenk lassen sich präoperativ signifikante Veränderungen der minimalen Hüftflexion beider Seiten darstellen: Die gesunde Seite des Patientenkollektivs hat mit -0,7 (11,68) ° im Vergleich zur kranken Seite mit 5,94 (12,39) ° eine signifikant erhöhte, minimale Flexion (p=0,009) und zum Vergleichskollektiv mit -3,99 (11,54) ° signifikant verringerte minimale Flexion (p=0,036). Die erkrankte Seite des Patientenkollektivs kann im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant weniger maximale Flexion erreichen (p<0,001). Ebenso ist die maximale Hüftflexion der gesunden Seite von 39,71 (11,4) ° im Vergleich zur kranken Seite mit 33,44 (8,57) ° signifikant erhöht, zum Vergleichskollektiv mit 40,52 (11,58) ° mit p=0,863 jedoch nicht signifikant erhöht. Die maximale Hüftflexion der kranken Seite ist bei p<0,001 im Vergleich zum Normalkollektiv ebenfalls signifikant erhöht. Hieraus resultiert ein im Vergleich zur gesunden Seite bei 40,41 (10,81) °, (p<0,001) und zum Normalkollektiv bei 44,5 (4,32) ° (p<0,001) signifikant verringerte Hüftflexion der kranken Seite des Patientenkollektivs mit 27,5 (10,25) °. Auch die Hüftflexion der gesunden Seite des Patientenkollektivs ist im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant verringert, (p=0,007). Im initialen Bodenkontakt weist die erkrankte Seite des Patientenkollektivs im Vergleich zur gesunden Seite (p=0,012) und zum Vergleichskollektiv (p<0,001) eine signifikant verringerte Hüftflexion von 32,63 (8,54) ° auf.

Die minimale Hüftadduktion der kranken Seite des Patientenkollektivs ist mit 6,08 (12,48) ° sowohl gegenüber der gesunden Seite mit -0,67 (11,74) ° bei p=0,008, als auch gegenüber dem Normalkollektiv mit -3,97 (11,53) ° bei p<0,001 signifikant erhöht. Auch die gesunde Seite weist gegenüber dem Normalkollektiv eine signifikant erhöhte, minimale Flexion auf (p=0,037). Die maximale Hüftadduktion der kranken Seite bleibt mit 32,72 (8,64) ° signifikant sowohl hinter der gesunden Seite von 38,85 (11,5) °,

(p=0,013) als auch hinter dem Normalkollektiv mit 39,72 (11,82) °, (p<0,001) zurück. Hieraus resultiert eine signifikant reduzierte Hüftadduktion der kranken Seite des Patientenkollektivs von 26,64 (10,25) ° gegenüber der gesunden Seite von 39,52 (10,94) ° bei p<0,001 und beider Seiten gegenüber dem Vergleichskollektiv bei 43,69 (4,51) °, (p<0,001). Die Hüftadduktion der gesunden Seite ist gegenüber dem Normalkollektiv ebenfalls signifikant bei p=0,005 verringert. Im initialen Bodenkontakt finden sich keine signifikanten Unterschiede.

## Kniegelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min KneeFlex [°]** | 1,43 (5,77) | 1,46 (5,27) | 0,35 (7,13) | 0,799 | 0,818 | 0,816 |
| **Max KneeFlex [°]** | 50,05 (9,97) | 46,4 (9,14) | 58,61 (7,79) | 0,104 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM KneeFlex [°]** | 48,62 (8,71) | 44,94 (8,29) | 58,25 (3,5) | **0,036** | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC KneeFlex [°]** | 5,57 (7,72) | 3,25 (5,69) | 5,54 (5,64) | 0,099 | 0,362 | **0,006** |

*Tabelle 15: Kinematik Kniegelenk präoperativ (präop)*

Am Kniegelenk lassen sich präoperativ im Hinblick auf die minimale Knieflexion keine signifikanten Unterschiede darstellen. Die maximale Knieflexion des Normalkollektivs ist jedoch mit 58,61 (7,79) ° sowohl gegenüber der gesunden Seite des Patientenkollektivs mit 50,05 (9,97) ° als auch gegenüber der kranken Seite mit 46,4 (9,14) ° bei je p<0,001 signifikant erhöht. Hieraus resultiert eine signifikant verringerte Knieflexion beider Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Vergleichskollektiv: Die erkrankte Seite ist mit einer Knieflexion von 44,94 (8,29) ° sowohl gegenüber der gesunden Seite mit 48.62 (8,71) ° mit p=0,036, als auch gegenüber dem Normalkollektiv mit 58,25 (3,5) °signifikant verringert. Auch die Knieflexion gesunden Seite bleibt hinter den Werten des Vergleichskollektivs signifikant zurück (p<0,001). Im initialen Bodenkontakt zeigt die erkrankte Seite des Patientenkollektivs mit 3,25 (5,69) ° eine gegenüber dem Vergleichskollektiv mit 5,54 (5,64) ° signifikant verringerte Knieflexion.

## Sprunggelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min AnkleDorsiFlex [°]** | -10,02 (7,9) | -8,99 (7,44) | -18,87 (15,28) | 0,508 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Max AnkleDorsiFlex [°]** | 15,61 (6,43) | 15,53 (5,97) | 12,98 (13,77) | 0,304 | **0,036** | 0,675 |
| **ROM AnkleDorsiFlex [°]** | 25,63 (5,58) | 24,52 (6,18) | 31,84 (6,09) | 0,373 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC AnkleDorsiFlex [°]** | 1,6 (5,89) | 1,79 (5,45) | 0,74 (15,27) | 0,893 | 0,064 | 0,067 |

*Tabelle 16: Kinematik Sprunggelenk präoperativ (präop)*

Die minimale Dorsalflexion des Sprunggelenkes fällt für beide Seiten des Patientenkollektivs mit -10,02 (7,9) ° auf der gesunden beziehungsweise mit -8,99 (7,44) ° auf der kranken Seite des Patientenkollektivs im Vergleich zum Normalkollektiv mit 18,87 (15,28) ° für beide mit je p<0,001 signifikant geringer aus. Die maximale Dorsalflexion des Sprunggelenks weist mit 25,63 (5,58) ° im Vergleich zum Normalkollektiv eine bei p<0,001 signifikant stärkere Flexion auf. Es findet sich eine signifikant verringerte ROM sowohl auf der gesunden Seite mit 25,63 (5,58) °, als auch auf der kranken

Seite mit 24,52 (6,18) ° des Patientenkollektivs im Vergleich zum Normalkollektiv mit 31,84 (6,09) ° bei je p<0,001. Im initialen Bodenkontakt finden sich keine signifikanten Unterschiede.

### Fußstellung

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min FootProg Stance [°]** | -0,95 (2,68) | -1,14 (2,77) | 0,88 (8,1) | 0,723 | 0,409 | 0,225 |
| **Max FootProg Stance [°]** | 6,78 (3,33) | 6,76 (4,43) | 8,88 (9,02) | 0,536 | 0,863 | 0,445 |
| **ROM FootProg Stance [°]** | 7,73 (2,59) | 7,9 (3,6) | 7,99 (3,65) | 0,769 | 0,766 | 0,924 |
| **Value at IC FootProg [°]** | -10,9 (7,62) | -13,6 (7,04) | -8,8 (11,35) | 0,208 | **0,014** | **< 0,001** |

*Tabelle 17: Fußstellung Standphase präoperativ (präop)*

Präoperativ lässt sich im initialen Bodenkontakt eine signifikant erhöhte Außenrotation von -13,6 (7,04) ° auf der kranken Seite und -10,9 (7,62) ° auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs im Vergleich zu -8,8 (11,35) ° des Normalkollektivs, bei p=0,014 beziehungsweise bei p<0,001, darstellen.

## *4.2.2.2 Postoperativ (postop1)*

### Becken

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min PelvisTilt [°]** | 13,35 (6,36) | 13,2 (6,25) | 11,31 (7,56) | 0,943 | 0,285 | 0,271 |
| **Max PelvisTilt [°]** | 18,21 (7,23) | 18,0 (7,14) | 14,21 (7,62) | 0,900 | **0,023** | **0,032** |
| **ROM PelvisTilt [°]** | 4,86 (2,05) | 4,81 (2,07) | 2,9 (0,87) | 0,874 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisTilt [°]** | 16,61 (6,91) | 15,89 (7,1) | 12,73 (7,68) | 0,757 | **0,020** | 0,054 |
| **Min PelvisObli [°]** | 13,83 (6,53) | 13,54 (6,29) | 11,59 (7,57) | 0,848 | 0,208 | 0,254 |
| **Max PelvisObli [°]** | 18,06 (7,33) | 17,81 (7,06) | 14,0 (7,61) | 0,894 | **0,020** | **0,030** |
| **ROM PelvisObli [°]** | 4,24 (1,89) | 4,27 (2,08) | 2,41 (0,83) | 0,990 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisObli [°]** | 2,76 (3,2) | 0,72 (3,94) | 1,39 (1,73) | **0,009** | **0,006** | 0,124 |
| **Min PelvisRot [°]** | 13,78 (6,42) | 14,08 (6,49) | 11,65 (7,61) | 0,802 | 0,189 | 0,152 |
| **Max PelvisRot [°]** | 17,16 (6,83) | 17,47 (7,08) | 13,59 (7,58) | 0,884 | **0,033** | **0,021** |
| **ROM PelvisRot [°]** | 3,38 (1,7) | 3,39 (1,7) | 1,94 (0,72) | 0,993 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisRot [°]** | 4,27 (3,84) | 3,26 (5,03) | 3,15 (7,79) | 0,131 | 0,088 | 0,709 |

*Tabelle 18: Kinematik Becken postoperativ (postop1)*

Postoperativ zeigt sich im Patientenkollektiv eine signifikante Erhöhung der maximalen Beckenneigung in der Sagittalebene von 18,21 (7,23) ° auf der gesunden Seite und 18,0 (7,14) ° auf der kranken Seite gegenüber dem Normalkollektiv mit 14,21 (7,62) °, bei p=0,023 beziehungsweise bei p=0,032. Hieraus resultiert eine signifikant erhöhte Beckenneigung über den Gangzyklus von 4,86 (2,05) ° der gesunden Seite und 4,81 (2,07) ° der kranken Seite des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv mit

2,9 (0,87) °, bei je p<0,001. Im initialen Bodenkontakt zeigt sich eine signifikante Erhöhung der Beckenneigung der gesunden Seite von 16,61 (6,91) ° gegenüber dem Normalkollektiv mit 12,73 (7,68) ° (p=0,020).

Die maximale Beckenneigung zeigt sich postoperativ auf beiden Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv signifikant erhöht. Hieraus resultiert eine signifikant erhöhte Beckenneigung im Gangzyklus von 4,24 (1,89) ° der gesunden Seite und 4,27 (2,08) ° der kranken Seite des Patientenkollektivs gegenüber 2,41 (0,83) ° im Vergleichskollektiv. Die signifikant größere Neigung lässt sich auch im Moment des initialen Bodenkontaktes mit 2,76 (3,2) ° auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs gegenüber 1,39 (1,73) ° des Normalkollektivs bei p=0,006 darstellen. Hier zeigt die gesunde Seite eine signifikante Erhöhung der Beckenneigung gegenüber der kranken Seite mit 0,72 (3,94) ° bei p=0,009.

Die maximale Beckenrotation zeigt sich postoperativ mit mehr als 17,16 (6,83) ° beidseits im Patientenkollektiv gegenüber dem Normalkollektiv mit 13,59 (7,58) ° signifikant erhöht. Hieraus resultiert eine signifikant erhöhte Beckenrotation von 3,39 (1,7) ° gegenüber dem Vergleichskollektiv mit 1,94 (0,72) °.

## Hüftgelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min HipFlex [°]** | -2,64 (10,24) | -0,95 (9,92) | -3,99 (11,54) | 0,515 | 0,304 | **0,030** |
| **Max HipFlex [°]** | 35,67 (9,21) | 35,22 (8,69) | 40,52 (11,58) | 0,999 | **0,002** | **0,004** |
| **ROM HipFlex [°]** | 38,31 (8,37) | 36,17 (6,68) | 44,5 (4,32) | 0,100 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipFlex [°]** | 34,88 (9,25) | 34,07 (8,57) | 39,31 (11,6) | 0,844 | **0,006** | **0,010** |
| **Min HipAdd [°]** | -2,53 (10,5) | -0,89 (9,98) | -3,97 (11,53) | 0,504 | 0,304 | **0,030** |
| **Max HipAdd [°]** | 35,05 (9,26) | 34,15 (8,6) | 39,72 (11,82) | 0,799 | **0,004** | **0,007** |
| **ROM HipAdd [°]** | 37,58 (8,39) | 35,04 (6,66) | 43,69 (4,51) | 0,052 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipAdd [°]** | 0,64 (4,24) | -1,47 (5,69) | -1,64 (7,84) | 0,074 | **0,001** | 0,716 |

*Tabelle 19: Kinematik Hüftgelenk postoperativ (postop1)*

Die minimale Hüftflexion der kranken Seite zeigt sich mit -0,95 (9,92) ° gegenüber dem Vergleichskollektiv mit -3,99 (11,54) ° bei p=0,030 signifikant eingeschränkt. Die maximale Hüftbeugung zeigt sich mit 35,67 (9,21) ° auf der gesunden und 35,22 (8,69) ° auf der kranken Seite gegenüber dem Vergleichskollektiv mit 40,52 (11,58) ° bei p=0,002 beziehungsweise p=0,004 signifikant eingeschränkt. Hieraus resultiert eine signifikant verminderte Hüftbeugung von 38,31 (8,37) ° auf der gesunden und 36,17 (6,68) ° auf der kranken Seite des Patientenkollektivs gegenüber dem Vergleichskollektiv mit 44,5 (4,32) ° bei je p<0,001. Im initialen Bodenkontakt zeigt sich ebenfalls eine signifikant verminderte Hüftbeugung auf beiden Seiten des Patientenkollektivs (p=0,006 und p=0,010) gegenüber dem Vergleichskollektiv.

Bezüglich der minimalen Adduktionsfähigkeit der Hüfte zeigt sich die betroffene Seite postoperativ mit -0,89 (9,98) ° gegenüber dem Normalkollektiv mit -3,97 (11,53) ° bei p=0,030 signifikant eingeschränkt. Die maximale Hüftbeugung zeigt sich für beide Seiten (35,05 (9,26) ° gesunde Seite, 34,15 (8,6) ° erkrankte Seite) gegenüber dem Vergleichskollektiv mit 39,72 (11,82) ° signifikant bei p=0,004 beziehungsweise bei p=0,007 eingeschränkt. Hieraus resultiert eine beidseits eingeschränkte Hüftbeugung von 37,58 (8,39) ° auf der gesunden und 35,04 (6,66) ° auf der kranken Seite des Patientenkollektivs

gegenüber dem Normalkollektiv mit 43,69 (4,51) ° bei je $p<0,001$. Im Moment des initialen Bodenkontaktes zeigt die gesunde Seite mit 0,64 (4,24) ° gegenüber dem Vergleichskollektiv mit -1,64 (7,84) ° bei $p=0,001$ eine signifikant erhöhte Hüftflexion.

## Kniegelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min KneeFlex [°]** | -0,46 (5,23) | 0,79 (6,02) | 0,35 (7,13) | 0,331 | 0,068 | 0,543 |
| **Max KneeFlex [°]** | 49,64 (7,61) | 49,92 (7,86) | 58,61 (7,79) | 1,000 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM KneeFlex [°]** | 50,11 (8,4) | 49,13 (8,5) | 58,25 (3,5) | 0,475 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC KneeFlex [°]** | 2,68 (5,75) | 2,92 (6,07) | 5,54 (5,64) | 0,917 | **0,003** | **0,006** |

*Tabelle 20: Kinematik Kniegelenk postoperativ (postop1)*

Postoperativ zeigt sich die maximale Knieflexion des Patientenkollektivs mit 49,64 (7,61) ° gesunder und 49,92 (7,86) ° kranker Seite gegenüber dem Normalkollektiv mit 58,61 (7,79) ° bei je p<0,001 signifikant vermindert. Es resultiert eine signifikant reduzierte Hüftflexion sowohl auf der gesunden Seite mit 50,11 (8,4) °, als auch auf der kranken Seite mit 49,13 (8,5) ° gegenüber dem Normalkollektiv mit 58,25 (3,5) ° bei je p<0,001, im Moment des initialen Bodenkontaktes ist die Hüftflexion mit 2,68 (5,75) ° auf der gesunden und 2,92 (6,07) ° auf der kranken Seite ebenfalls gegenüber dem Normalkollektiv mit 5,54 (5,64) ° bei p=0,003 beziehungsweise bei p=0,006 signifikant reduziert.

## Sprunggelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min AnkleDorsiFlex [°]** | -14,05 (8,19) | -8,84 (5,83) | -18,87 (15,28) | **0,003** | **0,019** | **< 0,001** |
| **Max AnkleDorsiFlex [°]** | 14,96 (5,45) | 16,83 (4,78) | 12,98 (13,77) | 0,385 | 0,508 | 0,111 |
| **ROM AnkleDorsiFlex [°]** | 29,0 (6,7) | 25,67 (5,86) | 31,84 (6,09) | **0,024** | **0,010** | **< 0,001** |
| **Value at IC AnkleDorsiFlex [°]** | 1,78 (6,66) | 2,85 (3,9) | 0,74 (15,27) | 0,904 | 0,459 | 0,277 |

*Tabelle 21: Kinematik Sprunggelenk postoperativ (postop1)*

Die minimale Dorsalflexion des Sprunggelenkes der kranken Seite weist eine mit -8,84 (5,83) ° sowohl gegenüber der gesunden Seite mit -14,05 (8,19) °, als auch gegenüber dem Normalkollektiv mit -18,87 (15,28) ° verminderte Extensionsfähigkeit auf (p=0,003 bzw. p<0,001). Die gesunde Seite ist dabei gegenüber dem Normalkollektiv ebenfalls signifikant geringer extensionsfähig bei p=0,019. Bezüglich der maximalen Dorsalflexion lassen sich keine signifikanten Unterschiede erheben. Es resultiert eine signifikant verminderte Dorsalflexion des Sprunggelenkes der kranken Seite mit 25,67 (5,86) ° sowohl gegenüber der gesunden Seite mit 29,0 (6,7) °, als auch gegenüber dem Normalkollektiv mit 31,84 (6,09) ° bei p=0,024 beziehungsweise bei p<0,001. Die Dorsalflexion des Sprunggelenks der gesunden Seite ist ebenfalls gegenüber dem Normalkollektiv signifikant bei p=0,010 vermindert. Im initialen Bodenkontakt lassen sich keine signifikanten Unterschiede feststellen.

### Fußstellung

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min FootProg Stance [°]** | -0,92 (2,53) | -1,08 (2,16) | 0,88 (8,1) | 0,786 | 0,516 | 0,324 |
| **Max FootProg Stance [°]** | 8,01 (4,02) | 6,3 (3,33) | 8,88 (9,02) | 0,113 | 0,344 | 0,586 |
| **ROM FootProg Stance [°]** | 8,92 (4,45) | 7,38 (2,45) | 7,99 (3,65) | 0,246 | 0,329 | 0,822 |
| **Value at IC FootProg [°]** | -10,03 (7,28) | -11,01 (5,49) | -8,8 (11,35) | 0,751 | **0,021** | **0,002** |

*Tabelle 22: Kinematik Fußstellung Standphase postoperativ (postop1)*

Postoperativ zeigt sich die Fußstellung beider Seiten des Patientenkollektivs (-10,03 (7,28) ° gesunde Seite, -11,01 (5,49) ° erkrankte Seite) im Moment des initialen Bodenkontaktes gegenüber dem Normalkollektiv signifikant weiter außenrotiert, bei p=0,021 beziehungsweise bei p=0,002.

## *4.2.2.3 Postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

### Becken

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min PelvisTilt [°]** | 11,59 (5,69) | 11,44 (5,52) | 11,31 (7,56) | 0,897 | 0,980 | 0,773 |
| **Max PelvisTilt [°]** | 16,7 (6,64) | 16,35 (6,53) | 14,21 (7,62) | 0,806 | 0,052 | 0,106 |
| **ROM PelvisTilt [°]** | 5,11 (3,24) | 4,91 (3,27) | 2,9 (0,87) | 0,623 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisTilt [°]** | 14,77 (6,54) | 14,44 (6,3) | 12,73 (7,68) | 0,914 | 0,158 | 0,323 |
| **Min PelvisObli [°]** | 12,09 (5,76) | 11,9 (5,51) | 11,59 (7,57) | 0,948 | 0,950 | 0,959 |
| **Max PelvisObli [°]** | 16,56 (6,61) | 16,18 (6,49) | 14,0 (7,61) | 0,795 | **0,049** | 0,080 |
| **ROM PelvisObli [°]** | 4,47 (3,24) | 4,27 (3,1) | 2,41 (0,83) | 0,613 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisObli [°]** | 1,31 (3,53) | 0,98 (3,42) | 1,39 (1,73) | 0,639 | 0,689 | 0,256 |
| **Min PelvisRot [°]** | 12,13 (5,77) | 12,12 (5,57) | 11,65 (7,61) | 0,862 | 0,744 | 0,953 |
| **Max PelvisRot [°]** | 15,72 (6,5) | 15,63 (6,35) | 13,59 (7,58) | 0,960 | 0,083 | 0,147 |
| **ROM PelvisRot [°]** | 3,59 (2,94) | 3,51 (2,97) | 1,94 (0,72) | 0,983 | **< 0,001** | **0,001** |
| **Value at IC PelvisRot [°]** | 3,99 (5,33) | 2,16 (4,92) | 3,15 (7,79) | 0,097 | 0,219 | 0,117 |

*Tabelle 23: Kinematik Becken postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Die Beckenneigung des Patientenkollektivs zeigt im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach erfolgter Prothesenversorgung ein signifikant erhöhtes Bewegungsausmaß von 5,11 (3,24) ° auf der gesunden beziehungsweise von 4,91 (3,27) ° auf der kranken Seite im Vergleich zum Normalkollektiv mit 2,9 (0,87) °.

Die maximale Beckenneigung der gesunden Seite ist mit 16,56 (6,61) ° ist gegenüber dem Normalkollektiv mit 14,0 (7,61) ° bei p=0,049 signifikant erhöht. Die Beckenneigung des Patientenkollektivs (4,47 (3,24) ° gesunde Seite, 4,27 (3,1) ° erkrankte Seite) ist gegenüber dem Normalkollektiv mit 2,41 (0,83) ° bei je p<0,001 signifikant erhöht.

Die Beckenrotation des Patientenkollektivs ist auf beiden Seiten mit Werten über 3,51 (2,97) ° gegenüber dem Normalkollektiv mit 1,94 (0,72) ° bei p<0,001 beziehungsweise bei p=0,001 signifikant erhöht.

## Hüftgelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min HipFlex [°]** | -3,15 (8,6) | -3,43 (10,07) | -3,99 (11,54) | 0,800 | 0,352 | 0,403 |
| **Max HipFlex [°]** | 33,72 (9,59) | 34,33 (7,92) | 40,52 (11,58) | 0,745 | **0,005** | **0,012** |
| **ROM HipFlex [°]** | 36,86 (9,49) | 37,76 (8,27) | 44,5 (4,32) | 0,629 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipFlex [°]** | 32,79 (9,43) | 33,24 (7,81) | 39,31 (11,6) | 0,834 | **0,007** | **0,016** |
| **Min HipAdd [°]** | -3,07 (8,7) | -3,41 (10,13) | -3,97 (11,53) | 0,800 | 0,363 | 0,415 |
| **Max HipAdd [°]** | 32,89 (9,45) | 33,3 (7,79) | 39,72 (11,82) | 0,840 | **0,005** | **0,008** |
| **ROM HipAdd [°]** | 35,97 (9,61) | 36,71 (8,27) | 43,69 (4,51) | 0,544 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC HipAdd [°]** | 0,94 (5,21) | 2,13 (5,02) | -1,64 (7,84) | 0,382 | **0,006** | **< 0,001** |

*Tabelle 24: Kinematik Hüftgelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Die maximale Hüftflexion des Patientenkollektivs ist mit 33,72 (9,59) ° auf der gesunden und 34,33 (7,92) ° auf der kranken Seite gegenüber dem Normalkollektiv mit 40,52 (11,58) ° bei p=0,005 beziehungsweise bei p=0,012 signifikant verringert. Die Hüftflexion ist beidseits (36,86 (9,49) ° gesunde Seite, 37,76 (8,27) ° kranke Seite) gegenüber dem Normalkollektiv mit 44,5 (4,32) ° bei je p<0,001 signifikant verringert, dies gilt auch für die Hüftbeugung auf beiden Seiten im initialen Bodenkontakt (32,79 (9,43) ° gesund, 33,24 (7,81) ° vs. 39,31 (11,6) °(p=0,007 und p=0,016).

Die maximale Adduktionsfähigkeit des Patientenkollektivs ist beidseits (32,89 (9,45) ° gesunde Seite beziehungsweise 33,3 (7,79) ° erkrankte Seite) im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant eingeschränkt, bei p=0,005 beziehungsweise bei p=0,008. Die Hüftadduktion ist mit p<0,001 auf beiden Seiten des Patientenkollektivs signifikant reduziert gegenüber dem Normalkollektiv (35,97 (9,61) ° auf der gesunden Seite beziehungsweise 36,71 (8,27) ° auf der kranken Seite vs. 43,69 (4,51) ° im Normalkollektiv). Im Moment des initialen Bodenkontaktes zeigt das Normalkollektiv mit -1,64 (7,84) ° eine signifikant reduzierte Adduktion, wohingegen das Normalkollektiv mit 0,94 (5,21) ° auf der gesunden und mit 2,13 (5,02) ° auf der kranken Seite signifikant erhöhte Werte zeigt.

## Kniegelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min KneeFlex [°]** | 0,57 (4,44) | 0,07 (4,73) | 0,35 (7,13) | 0,960 | 0,500 | 0,364 |
| **Max KneeFlex [°]** | 50,63 (10,2) | 51,12 (6,53) | 58,61 (7,79) | 0,767 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **ROM KneeFlex [°]** | 50,06 (8,95) | 51,05 (7,17) | 58,25 (3,5) | 0,879 | **< 0,001** | **< 0,001** |
| **Value at IC KneeFlex [°]** | 3,31 (5,6) | 2,86 (4,96) | 5,54 (5,64) | 0,983 | **0,025** | **0,017** |

*Tabelle 25: Kinematik Kniegelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Das Kniegelenk des Patientenkollektivs zeigt eine signifikant verringerte, maximale Dorsalflexion von 50,63 (10,2) ° auf der gesunden und mit 51,12 (6,53) ° auf der kranken Seite gegenüber dem Patientenkollektiv bei 58,61 (7,79) ° bei je p<0,001. Die Knieflexion ist ebenfalls gegenüber dem Normalkollektiv signifikant verringert (50,06 (8,95) ° auf der gesunden beziehungsweise 51,05 (7,17) ° auf der

kranken Seite vs. 58,25 (3,5) °des Normalkollektivs bei je p<0,001). Die Knieflexion zeigt sich im initialen Bodenkontakt auf beiden Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv signifikant verringert.

## Sprunggelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min AnkleDorsiFlex [°]** | -12,41 (8,0) | -9,9 (6,45) | -18,87 (15,28) | 0,233 | **0,007** | **< 0,001** |
| **Max AnkleDorsiFlex [°]** | 15,5 (5,48) | 16,89 (2,63) | 12,98 (13,77) | 0,660 | 0,215 | **0,032** |
| **ROM AnkleDorsiFlex [°]** | 27,91 (6,28) | 26,79 (6,1) | 31,84 (6,09) | 0,355 | **0,005** | **< 0,001** |
| **Value at IC AnkleDorsiFlex [°]** | 1,6 (7,42) | 2,37 (2,97) | 0,74 (15,27) | 0,618 | 0,344 | **0,037** |

*Tabelle 26: Kinematik Sprunggelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Die minimale Dorsalflexion des Sprunggelenks des Patientenkollektivs zeigt im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach operativer Versorgung der Hüftarthrose eine signifikante Reduktion mit -12,41 (8,0) ° auf der gesunden beziehungsweise -9,9 (6,45) ° auf der kranken Seite gegenüber dem Normalkollektiv mit -18,87 (15,28) ° bei p=0,007 beziehungsweise bei p<0,001. Die maximale Dorsalflexion zeigt für die kranke Seite mit 16,89 (2,63) ° eine signifikante Erhöhung gegenüber dem Normalkollektiv mit 12,98 (13,77) ° bei p=0,032. Es resultiert eine signifikant erniedrigte Dorsalflexion des Sprunggelenks beider Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv. Die Dorsalflexion des Sprunggelenks auf der kranken Seite zeigt dabei im initialen Bodenkontakt eine signifikante Erhöhung (2,37 (2,97) ° vs. 0,74 (15,27) ° bei p=0,037).

## Fußstellung

| Parameter [SI-Einheit] | gesund MW (SD) | krank MW (SD) | norm MW (SD) | krank vs gesund p-Wert | norm vs gesund p-Wert | norm vs krank p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min FootProg Stance [°]** | -1,62 (2,76) | -1,85 (2,19) | 0,88 (8,1) | 0,795 | 0,057 | **0,007** |
| **Max FootProg Stance [°]** | 6,37 (2,77) | 5,92 (3,07) | 8,88 (9,02) | 0,423 | 0,603 | 0,083 |
| **ROM FootProg Stance [°]** | 7,99 (2,67) | 7,77 (2,79) | 7,99 (3,65) | 0,745 | 0,524 | 0,796 |
| **Value at IC FootProg [°]** | -10,72 (8,01) | -11,06 (5,95) | -8,8 (11,35) | 0,665 | 0,164 | **0,006** |

*Tabelle 27: Kinematik Fußstellung Standphase postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Im postoperativen Langzeitverlauf zeigen sich die unteren Grenzwerte der Fußstellung auf der kranken Seite des Patientenkollektivs mit -1,85 (2,19) signifikant geringer und damit weiter außenrotiert als im Patientenkollektiv mit 0,88 (8,1) ° bei p=0,007. Im initialen Bodenkontakt ist die Fußstellung der kranken Extremität im Vergleich zum Normalkollektiv ebenfalls signifikant weiter außenrotiert, -11,06 (5,95) ° vs. -8,8 (11,35) ° bei p=0,006.

### 4.2.2.4 Präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)

**Becken**

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop1 MW (SD) | p-Wert | krank präop MW (SD) | krank postop1 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min PelvisTilt [°]** | 14,23 (7,27) | 13,36 (6,44) | 0,257 | 14,39 (7,07) | 13,2 (6,25) | 0,137 |
| **Max PelvisTilt [°]** | 21,35 (8,25) | 18,32 (7,35) | **0,011** | 21,14 (7,98) | 18,0 (7,14) | **0,006** |
| **ROM PelvisTilt [°]** | 7,12 (3,76) | 4,96 (2,04) | **< 0,001** | 6,74 (3,72) | 4,81 (2,07) | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisTilt [°]** | 20,3 (8,44) | 16,71 (6,98) | **0,003** | 16,22 (7,17) | 15,89 (7,1) | 0,642 |
| **Min PelvisObli [°]** | 14,4 (7,28) | 13,86 (6,61) | 0,456 | 14,98 (7,1) | 13,54 (6,29) | 0,098 |
| **Max PelvisObli [°]** | 21,08 (8,34) | 18,17 (7,45) | **0,013** | 21,03 (7,97) | 17,81 (7,06) | **0,004** |
| **ROM PelvisObli [°]** | 6,68 (3,82) | 4,31 (1,9) | **< 0,001** | 6,04 (3,51) | 4,27 (2,08) | **0,002** |
| **Value at IC PelvisObli [°]** | 1,91 (4,77) | 2,8 (3,23) | 0,223 | 1,92 (5,01) | 0,72 (3,94) | 0,147 |
| **Min PelvisRot [°]** | 15,43 (7,41) | 13,8 (6,52) | 0,059 | 14,97 (7,08) | 14,08 (6,49) | 0,234 |
| **Max PelvisRot [°]** | 20,46 (8,17) | 17,25 (6,94) | **0,006** | 19,91 (7,81) | 17,47 (7,08) | **0,022** |
| **ROM PelvisRot [°]** | 5,03 (3,36) | 3,46 (1,71) | **0,003** | 4,93 (3,18) | 3,39 (1,7) | **< 0,001** |
| **Value at IC PelvisRot [°]** | 3,45 (5,48) | 4,33 (3,92) | 0,315 | 2,55 (5,62) | 3,26 (5,03) | 0,288 |

*Tabelle 28: Kinematik Becken präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Die maximale Beckenneigung auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs nimmt über die erfolgte, operative Versorgung mittels einer modularen S-ROM®-Hüft-TEP signifikant bei p=0,011 von 21,35 (8,25) ° auf 18,32 (7,35) ° ab, die auf der kranken Seite von 21,14 (7,98) ° auf 18,0 (7,14) ° bei p=0,006. Die Beckenneigung auf der gesunden Seite nimmt signifikant bei p<0,001 von 7,12 (3,76) ° auf 4,96 (2,04) ° ab, die auf der kranken Seite reduziert sich bei p<0,001 von 6,74 (3,72) ° auf 4,81 (2,07) °. Die Beckenneigung auf der gesunden Seite nimmt im initialen Bodenkontakt dabei signifikant von 20,3 (8,44) ° auf 16,71 (6,98) ° bei p=0,003 ab.

Die maximale Beckenneigung auf der gesunden Seite nimmt bei p=0,013 signifikant von 21,08 (8,34) ° auf 18,17 (7,45) ° ab, die Beckenneigung reduziert sich auf der kranken Seite signifikant bei p=0,004 von 21,03 (7,97) ° auf 17,81 (7,06) °. Die Beckenneigung nimmt auf der gesunden Seite signifikant bei p<0,001 von 6,68 (3,82) ° auf 4,31 (1,9) ° ab, auf der kranken Seite bei p=0,002 von 6,04 (3,51) ° auf 4,27 (2,08) °.

Die maximale Beckenrotation auf der gesunden Seite nimmt signifikant bei p=0,006 von 20,46 (8,17) ° auf 17,25 (6,94) ° ab, die der kranken Seite von 19,91 (7,81) ° auf 17,47 (7,08) ° bei p=0,022. Die Beckenrotation nimmt auf beiden Seiten des Patientenkollektivs ab.

## Hüftgelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop1 MW (SD) | p-Wert | krank präop MW (SD) | krank postop1 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min HipFlex [°]** | -0,7 (11,68) | -2,48 (10,45) | 0,513 | 5,94 (12,39) | -0,95 (9,92) | **< 0,001** |
| **Max HipFlex [°]** | 39,71 (11,4) | 35,8 (9,32) | **0,024** | 33,44 (8,57) | 35,22 (8,69) | 0,134 |
| **ROM HipFlex [°]** | 40,41 (10,81) | 38,28 (8,54) | 0,071 | 27,5 (10,25) | 36,17 (6,68) | **< 0,001** |
| **Value at IC HipFlex [°]** | 38,79 (11,53) | 35,0 (9,36) | **0,032** | 32,63 (8,54) | 34,07 (8,57) | 0,241 |
| **Min HipAdd [°]** | -0,67 (11,74) | -2,37 (10,71) | 0,538 | 6,08 (12,48) | -0,89 (9,98) | **< 0,001** |
| **Max HipAdd [°]** | 38,85 (11,5) | 35,17 (9,37) | **0,036** | 32,72 (8,64) | 34,15 (8,6) | 0,209 |
| **ROM HipAdd [°]** | 39,52 (10,94) | 37,54 (8,56) | 0,098 | 26,64 (10,25) | 35,04 (6,66) | **< 0,001** |
| **Value at IC HipAdd [°]** | -0,56 (6,46) | 0,59 (4,26) | 0,279 | -0,67 (6,51) | -1,47 (5,69) | 0,546 |

*Tabelle 29: Kinematik Hüfte präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Nach operativer Versorgung der Patienten nimmt die minimale Hüftbeugung auf der kranken Seite signifikant bei p<0,001 von 5,94 (12,39) ° auf -0,95 (9,92) ° zu. Die maximale Hüftbeugung auf der gesunden Seite nimmt signifikant bei p=0,024 von 39,71 (11,4) ° auf 35,8 (9,32) ° ab. Die Hüftbeugung nimmt auf der kranken Seite signifikant bei p<0,001 von 27,5 (10,25) ° auf 36,17 (6,68) ° zu. Im Moment des initialen Bodenkontakts zeigt die gesunde Seite bei p=0,032 eine signifikant verringerte Beugung von ehemals 38,79 (11,53) ° auf 35,0 (9,36) °.

Die minimale Hüftadduktion auf der kranken Seite nimmt signifikant von 6,08 (12,48) auf -0,89 (9,98) ° zu (p<0,001). Die maximale Hüftadduktion auf der gesunden Seite sinkt signifikant von 38,85 (11,5) ° auf 35,17 (9,37) ° (p=0,036). Die Hüftadduktion auf der kranken Seite steigt signifikant bei p<0,001 von 26,64 (10,25) ° auf 35,04 (6,66) °.

## Kniegelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop1 MW (SD) | p-Wert | krank präop MW (SD) | krank postop1 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min KneeFlex [°]** | 1,43 (5,77) | -0,49 (5,35) | **0,021** | 1,46 (5,27) | 0,79 (6,02) | 0,612 |
| **Max KneeFlex [°]** | 50,05 (9,97) | 49,8 (7,57) | 0,791 | 46,4 (9,14) | 49,92 (7,86) | **0,003** |
| **ROM KneeFlex [°]** | 48,62 (8,71) | 50,29 (8,41) | 0,081 | 44,94 (8,29) | 49,13 (8,5) | **< 0,001** |
| **Value at IC KneeFlex [°]** | 5,57 (7,72) | 2,65 (5,86) | **0,004** | 3,25 (5,69) | 2,92 (6,07) | 0,904 |

*Tabelle 30: Kinematik Kniegelenk präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Die minimale Knieflexion auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs nimmt nach operativer Versorgung der Gegenseite bei p=0,021 signifikant von 1,43 (5,77) ° auf -0,49 (5,35) ° zu. Die maximale Kniebeugung auf der kranken Seite nimmt signifikant von 46,4 (9,14) ° auf 49,92 (7,86) ° zu (p=0,003). Die Knieflexion nimmt auf der kranken Seite signifikant von 44,94 (8,29) ° auf 49,13 (8,5) ° zu (p<0,001). Im initialen Bodenkontakt zeigt die gesunde Seite eine signifikant geringere Knieflexion von 5,57 (7,72) ° auf 2,65 (5,86) ° bei p=0,004.

## Sprunggelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop MW (SD) | p-Wert | krank präop MW (SD) | krank postop MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min AnkleDorsiFlex [°]** | -10,02 (7,9) | -14,33 (8,22) | **< 0,001** | -8,99 (7,44) | -8,84 (5,83) | 0,454 |
| **Max AnkleDorsiFlex [°]** | 15,61 (6,43) | 14,85 (5,56) | 0,125 | 15,53 (5,97) | 16,83 (4,78) | 0,093 |
| **ROM AnkleDorsiFlex [°]** | 25,63 (5,58) | 29,18 (6,72) | **< 0,001** | 24,52 (6,18) | 25,67 (5,86) | 0,349 |
| **Value at IC AnkleDorsiFlex [°]** | 1,6 (5,89) | 1,62 (6,75) | 0,964 | 1,79 (5,45) | 2,85 (3,9) | 0,385 |

*Tabelle 31: Kinematik Sprunggelenk präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Die minimale Dorsalflexion des Sprunggelenks auf der gesunden Seite nimmt nach erfolgter, operativer Versorgung signifikant von -10,02 (7,9) °auf -14,33 (8,22) ° zu (p<0,001). Die Dorsalflexion des Sprunggelenks der gesunden Seite nimmt von 25,63 (5,85) ° auf 29,18 (6,72) ° signifikant bei p<0,001 zu.

## Fußstellung

| Parameter [SI-Einheit] | gesund präop MW (SD) | gesund postop1 MW (SD) | p-Wert | krank präop MW (SD) | krank postop1 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min FootProg Stance [°]** | -0,95 (2,68) | -0,92 (2,58) | 0,781 | -1,14 (2,77) | -1,08 (2,16) | 0,731 |
| **Max FootProg Stance [°]** | 6,78 (3,33) | 8,17 (4,04) | 0,056 | 6,76 (4,43) | 6,3 (3,33) | 0,842 |
| **ROM FootProg Stance [°]** | 7,73 (2,59) | 9,09 (4,49) | 0,216 | 7,9 (3,6) | 7,38 (2,45) | 0,499 |
| **Value at IC FootProg [°]** | -10,9 (7,62) | -9,9 (7,34) | 0,396 | -13,6 (7,04) | -11,01 (5,49) | **0,003** |

*Tabelle 32: Kinematik Fußstellung präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)*

Die Außenrotation der Fußstellung auf der kranken Seite nimmt von -13,6 (7,04) auf -11,01 (5,49) ° signifikant bei p=0,003 ab.

### *4.2.2.5 Postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

#### Becken

| Parameter [SI-Einheit] | gesund postop1 MW (SD) | gesund postop2 MW (SD) | p-Wert | krank postop1 MW (SD) | krank postop2 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min PelvisTilt [°]** | 12,49 (5,67) | 11,26 (5,89) | 0,491 | 12,3 (5,66) | 11,4 (5,77) | 0,603 |
| **Max PelvisTilt [°]** | 17,3 (6,66) | 16,14 (6,89) | 0,634 | 17,1 (6,67) | 16,15 (6,8) | 0,675 |
| **ROM PelvisTilt [°]** | 4,81 (2,03) | 4,87 (3,06) | 0,979 | 4,8 (2,06) | 4,75 (3,23) | 0,666 |
| **Value at IC PelvisTilt [°]** | 16,1 (6,53) | 14,55 (6,72) | 0,426 | 14,93 (6,64) | 14,19 (6,51) | 0,790 |
| **Min PelvisObli [°]** | 12,92 (5,72) | 11,77 (5,92) | 0,525 | 12,65 (5,76) | 11,9 (5,76) | 0,732 |
| **Max PelvisObli [°]** | 17,2 (6,74) | 15,97 (6,85) | 0,634 | 16,94 (6,72) | 15,98 (6,78) | 0,713 |
| **ROM PelvisObli [°]** | 4,28 (2,03) | 4,21 (3,0) | 0,653 | 4,3 (2,15) | 4,07 (2,96) | 0,585 |
| **Value at IC PelvisObli [°]** | 2,25 (3,38) | 1,3 (3,42) | 0,442 | 0,87 (3,9) | 0,5 (2,9) | 0,424 |
| **Min PelvisRot [°]** | 13,0 (5,79) | 11,83 (5,99) | 0,508 | 13,04 (5,62) | 12,08 (5,78) | 0,620 |
| **Max PelvisRot [°]** | 16,49 (6,55) | 15,18 (6,75) | 0,560 | 16,56 (6,44) | 15,41 (6,57) | 0,620 |
| **ROM PelvisRot [°]** | 3,49 (1,97) | 3,35 (2,6) | 0,396 | 3,53 (1,84) | 3,33 (2,83) | 0,395 |
| **Value at IC PelvisRot [°]** | 4,35 (3,77) | 4,11 (5,53) | 0,596 | 2,51 (4,6) | 2,38 (5,06) | 0,869 |

*Tabelle 33: Kinematik Becken postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Der Vergleich der Ergebnisse der Kinematik des Beckens des Patientenkollektivs von postoperativ mit den Werten nach im Mittel 9,11 (3,53) Jahren Langzeitverlauf zeigt keine signifikanten Veränderungen.

#### Hüfte

| Parameter [SI-Einheit] | gesund postop1 MW (SD) | gesund postop2 MW (SD) | p-Wert | krank postop1 MW (SD) | krank postop2 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min HipFlex [°]** | -4,38 (9,69) | -4,3 (8,49) | 0,791 | -1,57 (10,04) | -3,18 (10,51) | 0,568 |
| **Max HipFlex [°]** | 34,46 (9,14) | 33,55 (9,3) | 0,634 | 34,38 (7,6) | 34,27 (7,97) | 0,929 |
| **ROM HipFlex [°]** | 38,85 (8,63) | 37,85 (8,77) | 0,312 | 35,95 (6,59) | 37,44 (8,19) | **0,048** |
| **Value at IC HipFlex [°]** | 33,68 (9,25) | 32,68 (9,02) | 0,672 | 33,04 (7,65) | 33,34 (7,87) | 0,751 |
| **Min HipAdd [°]** | -4,37 (9,71) | -4,26 (8,54) | 0,771 | -1,53 (10,04) | -3,15 (10,57) | 0,585 |
| **Max HipAdd [°]** | 33,76 (9,21) | 32,79 (9,05) | 0,731 | 33,06 (7,64) | 33,39 (7,84) | 0,732 |
| **ROM HipAdd [°]** | 38,14 (8,68) | 37,06 (8,78) | 0,339 | 34,59 (6,53) | 36,54 (8,1) | **0,019** |
| **Value at IC HipAdd [°]** | 0,16 (4,44) | 0,54 (5,44) | 0,474 | -0,87 (5,78) | 0,97 (4,09) | 0,151 |

*Tabelle 34: Kinematik Hüftgelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Im Mittel 9,11 (3,53) Jahre nach erfolgter Prothesenversorgung zeigt die Hüftflexion auf der kranken Seite des Patientenkollektivs eine signifikante Zunahme von 35,95 (6,59) ° auf 37,44 (8,19) ° bei p=0,048. Die Hüftadduktion auf der kranken Seite zeigt eine signifikante Zunahme der Hüftadduktion von 34,59 (6,53) ° auf 36,54 (8,1) ° bei p=0,019.

## Kniegelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund postop1 MW (SD) | gesund postop2 MW (SD) | p-Wert | krank postop1 MW (SD) | krank postop2 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min KneeFlex [°]** | -1,63 (4,58) | 0,48 (4,48) | **0,048** | 0,52 (5,52) | 0,73 (4,28) | 0,889 |
| **Max KneeFlex [°]** | 49,46 (8,53) | 50,65 (9,98) | 0,542 | 51,05 (5,82) | 51,0 (6,77) | 0,694 |
| **ROM KneeFlex [°]** | 51,09 (8,35) | 50,17 (8,9) | 0,275 | 50,52 (5,99) | 50,27 (7,17) | 0,675 |
| **Value at IC KneeFlex [°]** | 2,06 (5,56) | 3,27 (5,65) | 0,141 | 2,72 (5,55) | 3,55 (4,28) | 0,568 |

*Tabelle 35: Kinematik Kniegelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Die minimale Kniebeugung auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs zeigt im Langzeitverlauf eine signifikante Zunahme von -1,63 (4,58) ° auf 0,48 (4,48) ° bei p=0,048.

## Sprunggelenk

| Parameter [SI-Einheit] | gesund postop1 MW (SD) | gesund postop2 MW (SD) | p-Wert | krank postop1 MW (SD) | krank postop2 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min AnkleDorsiFlex [°]** | -13,28 (7,43) | -11,33 (7,24) | 0,148 | -8,19 (4,78) | -9,06 (5,79) | 0,469 |
| **Max AnkleDorsiFlex [°]** | 15,28 (4,4) | 15,9 (4,7) | 0,278 | 17,1 (3,97) | 17,09 (2,68) | 0,970 |
| **ROM AnkleDorsiFlex [°]** | 28,56 (5,3) | 27,23 (5,45) | 0,241 | 25,29 (5,88) | 26,15 (5,55) | 0,534 |
| **Value at IC AnkleDorsiFlex [°]** | 2,09 (6,08) | 1,93 (5,84) | 0,560 | 2,59 (3,54) | 2,06 (2,72) | 0,620 |

*Tabelle 36: Kinematik Sprunggelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Der Vergleich der Ergebnisse der postoperativen Kinematik des Sprunggelenks des Patientenkollektivs mit den Werten nach im Mittel 9,11 (3,53) Jahren Langzeitverlauf zeigt keine signifikanten Veränderungen.

## Fußstellung

| Parameter [SI-Einheit] | gesund Postop1 MW (SD) | gesund postop2 MW (SD) | p-Wert | krank postop1 MW (SD) | krank postop2 MW (SD) | p-Wert |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Min FootProg Stance [°]** | -0,87 (2,71) | -1,62 (2,71) | **0,024** | -1,05 (2,05) | -1,74 (2,07) | 0,066 |
| **Max FootProg Stance [°]** | 8,0 (3,87) | 6,05 (2,45) | **0,005** | 6,6 (3,19) | 5,76 (2,32) | 0,292 |
| **ROM FootProg Stance [°]** | 8,87 (4,32) | 7,66 (2,59) | 0,287 | 7,65 (2,52) | 7,49 (2,37) | 0,949 |
| **Value at IC FootProg [°]** | -9,39 (7,49) | -10,08 (8,08) | 0,263 | -10,04 (5,67) | -11,21 (6,08) | 0,191 |

*Tabelle 37: Kinematik Fußstellung postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)*

Im Vergleich mit den postoperativen Ergebnissen zeigt die Rotation der Fußstellung der gesunden Seite des Patientenkollektivs in der Standphase eine signifikant erhöhte, minimale Außenrotation von -0,87 (2,71) ° auf -1,62 (2,71) ° (p=0,024). Die maximale Innenrotation des Fußes der gesunden Seite zeigt eine signifikante Abnahme von 8,0 (3,87) ° auf 6,05 (2,45) ° in Gangrichtung bei p=0,005.

# 5 Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde ein von endgradiger Hüftgelenksarthrose betroffenes Patientenkollektiv mittels instrumenteller Ganganalyse vor, 1,57 (1,18) Jahre nach und im Langzeitverlauf 9,11 (3,53) Jahre nach endoprothetischer Intervention untersucht. Zusätzlich wurde der HHS erhoben und eine klinische Untersuchung unter Einbeziehung goniometrischer Messungen durchgeführt. Wie bei anderen Langzeituntersuchungen beobachtet (Ewen, Stewart et al. 2012, Constantinou, Barrett et al. 2014, Bahl, Nelson et al. 2018), gestaltete sich die Rekrutierung der Patienten für kontinuierliche Untersuchungen, insbesondere über den langen Zeitraum, teilweise sehr schwierig. Letztlich steht zwar eine ausreichende Anzahl an Patienten zur Verfügung, eine größere Anzahl im Hinblick auf eine Gruppenbildung, z. B. anhand des HHS, des Geschlechts, oder ganganalytischer Parameter wie der Ganggeschwindigkeit wäre jedoch wünschenswert gewesen.

## 5.1 Klinische Ergebnisse

### 5.1.1 Harris Hip Score

Das Patientenkollektiv dieser Studie erreicht präoperativ einen HHS von 53,6 (12,8) Punkten. Unmittelbar postoperativ steigt dieser auf 86 (11,9) Punkte an, was aus klinischer Sicht als gutes Ergebnis zu werten ist. Nach im Mittel 9,11 (3,53) Jahren erreichte das Patientenkollektiv mit einem Mittelwert von 93,0 (6,5) Punkten ein sehr gutes Ergebnis.

Mit dem HHS steht ein zuverlässiges und valides Instrument zur Beurteilung des arthrotischen Hüftgelenkes, insbesondere zum Vergleich vor und nach endoprothetischer Versorgung, zur Verfügung (Söderman and Malchau 2001, Söderman, Malchau et al. 2001, Blasimann, Dauphinee et al. 2014). Funktionelle Veränderungen am Hüftgelenk können relativ präzise aufgezeigt werden (Hoeksma, Van Den Ende et al. 2003). Die Selbstbewertung des Patienten, welche im HHS den größten Teil ausmacht, wird dabei als wichtiger Bestandteil einer ganzheitlichen Betrachtung gesehen (Söderman and Malchau 2001). Die Patientenzufriedenheit im Rahmen der Selbstbewertung gilt als wichtigster Parameter (Kahlenberg, Nwachukwu et al. 2017). Für die Bewertung der Patientenzufriedenheit ist der HHS aufgrund der guten Konkordanz sehr gut geeignet (Dakin, Eibich et al. 2020). Bei zunehmender Patientenunzufriedenheit wird jedoch eine zunehmende Abweichung der Konkordanz von Patient und Untersucher angegeben (Lieberman, Dorey et al. 1996). Eine nähere Betrachtung dieser Thematik kann im Rahmen der vorliegenden Studie bei zu geringen Patientenzahlen für eine zweckmäßige Gruppenbildung (22 Patienten im postoperativen Langzeitverlauf) nicht durchgeführt werden. Eine weitere Einschränkung zur Bewertung mit dem HHS kann sich durch einen Deckeneffekt ergeben, im Rahmen dessen der HHS durch seine Frageitems im oberen Punktebereich nicht mehr fein genug diskriminieren kann. Dies kann die Validität des Scorings negativ beeinflussen (Wamper, Sierevelt et al. 2010). In dieser Studie erreichen im postoperativen Langzeitverlauf 13 von 22 Patienten einen HHS von >95 Punkten. Hierunter fallen fünf Patienten mit dem Maximum von 100 Punkten, sodass durchaus Deckeneffekte vorliegen können. Analog hierzu kann der HHS auch im unteren Bereich der Punkteskala durch Bodeneffekte eingeschränkt sein. Im präoperativen Patientenkollektiv erreichen 19 von 44 Patienten <50 Punkte. Es ist jedoch festzuhalten, dass der HHS wie eingangs dargelegt bei <71 Punkten keine weitere Skalierung angibt und somit in der Bewertung eingeschränkt ist. Der durch Naal et al. beschriebene Informationsverlust aufgrund nicht ausgefüllter Items als Einschränkung trotz guter Reproduzierbarkeit und Sensitivität des HHS lässt sich in diesem Patientenkollektiv nicht beobachten (Naal, Impellizzeri et al. 2012). Diese Ergebnisse ähneln den durch Bahr et al. publizierten Werten von 47,4 (12,3) Punkten präoperativ beziehungsweise 79,2 (15,8) Punkten 16,7 (15,2) Monate postoperativ (Bahr, Rosental et al. 2021) und weiteren kurz- bis mittelfristigen Verläufen verschiedener Studien (Park, Yi et al. 1997, Christie, DeBoer et al. 1999, Park, Han et al. 2000, Kido, Fujioka et al. 2009, Kang,

Moon et al. 2011). Im Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren verbessert sich der HHS im Patientenkollektiv weiter auf 93,0 (6,53). Nach operativer Prothesenversorgung erreichen im HHS 12 von 42 Patienten und im postoperativen Langzeitverlauf 2 von 22 Patienten nur ein befriedigendes Ergebnis. Daher könnte in zukünftigen Analysen bei entsprechend hoher Probandenzahl eine graduierte Einteilung anhand des HHS und weiteren Kriterien wie Alter und Geschlecht erfolgen, um hier mögliche Unterschiede und Ursachen herauszuarbeiten. Zudem muss im Rahmen weiterer Arbeiten herausgefunden werden, welche Effekte zur weiteren Verbesserung des HHS beitragen. Im Rahmen dieser Studie finden sich im postoperativen Langzeitverlauf klinisch und funktionell wichtige Veränderungen der räumlich-zeitlichen und kinematischen Parameter, wie zum Beispiel eine Zunahme der Ganggeschwindigkeit, des *limp index* (siehe Abschnitt 3.5.1) oder die ROM des betroffenen Hüftgelenks in der Sagittalebene (siehe Abschnitt 4.2), welche die weitere Verbesserung des HHS des Patientenkollektivs nach 9,11 (3,53) Jahren begründen können. Eine weitere mögliche Erklärung ist, dass Patienten nach erfolgreicher Versorgung das Bewusstsein für das Vorhandensein eines künstlichen Gelenks im Alltag verlieren können. Dies wird dabei als bestmögliches Ziel der endoprothetischen Versorgung im eigens aus dieser Zielsetzung heraus entwickelten *Forgotten-Joint-Score*, kurz FJS, (Behrend, Giesinger et al. 2012) gesehen, welcher selbst als ein hochvalides und zuverlässiges Bewertungsinstrument gilt. Es lässt sich festhalten, dass die endoprothetische Intervention mittels der modularen S-ROM® Prothese im Rahmen der patientenorientierten Ergebnisbewertung mittels Harris-Hip-Score langfristig stabile und sehr gute Ergebnisse aufzeigt.

### 5.1.2 BMI

Das Patientenkollektiv zeigt sich mit einem mittleren BMI von 26,73 (5,82) kg/m$^2$ übergewichtig (>25,1 kg/m$^2$). Nach postoperativer Versorgung nimmt der BMI, trotz der Zunahme an Mobilität und Aktivität, signifikant (p=0,006) auf 27,78 (6,64) kg/m$^2$ zu. Das Patientenkollektiv ist deutlich von Übergewicht betroffen. Auch im postoperativen Langzeitverlauf weist das Patientenkollektiv mit einem mittleren BMI von 28,83 (5,2) kg/m$^2$ keine Gewichtsabnahme auf.

Die Gewichtsreduktion bei adipösen Patienten wird als wichtiger Eckpfeiler der multimodalen Behandlung der Arthrose angesehen (Katz, Arant et al. 2021). Die Notwendigkeit einer endoprothetischen Versorgung der Hüftgelenksarthrose nimmt bei simultanem Vorliegen einer Adipositas signifikant zu (Guenther, Schmidl et al. 2015). Dabei steigt das Risiko linear mit dem Ausmaß des Übergewichtes (Liu, Balkwill et al. 2016). Neben der Überalterung der Gesellschaft wird Übergewicht als treibender Faktor steigender Indikationsraten zur endoprothetischen Versorgung der Hüftgelenksarthrose angesehen (Pivec, Johnson et al. 2012). Gleichzeitig ist die endoprothetische Versorgung übergewichtiger Patienten mit signifikant höheren Komplikationen verbunden (Barrett, Losina et al. 2005, Tohidi, Brogly et al. 2019, Katz, Arant et al. 2021). Die endoprothetische Intervention selbst scheint, wie in dieser Studie, auch in der Literatur wider Erwarten zu keiner eindeutigen postoperativen Gewichtsreduktion zu führen (Inacio, Kritz-Silverstein et al. 2013, Kandil, Novicoff et al. 2013). Moellenbeck et al. legen zur effektiven Gewichtsreduktion nach Hüft-TEP die Notwendigkeit von bereits präoperativ initiierten, edukativen Ansätzen zur erfolgreichen, verhaltensbasierten Gewichtsreduktion nahe (Moellenbeck, Horst et al. 2020). Die hohe prä- und postoperative Prävalenz von Übergewicht und Adipositas im vorliegenden Patientenkollektiv unterstreicht den Bedarf an gezielten, multimodalen Programmen zur Gewichtsreduktion, welche bisher nur unzureichend und nicht standardisiert stattfinden (Seward, Briggs et al. 2021). Auch das Patientenkollektiv dieser Studie hat im Rahmen der Behandlung der Hüftarthrose keine gezielten Maßnahmen zur Gewichtsreduktion erhalten. Dies sollte nicht nur im Hinblick auf Qualität und Ergebnis der zu erfolgenden oder stattgehabten Endoprothesenversorgung erfolgen: Übergewicht ist weltweit als eine der zentralen Herausforderungen für die Gesundheits- und Wirtschaftssysteme mit stetig steigenden Kosten zu sehen (Williams, Mesidor et al. 2015). In dem von endgradiger Hüftarthrose betroffenen Patientenkollektiv dieser Studie findet sich, wie eingangs dargelegt, zu jedem Untersuchungszeitpunkt eine hohe Prävalenz von Adipositas. Auch für die von Hüftgelenksarthrose

betroffenen Patienten ist die Adipositas hinsichtlich Lebensqualität und Lebenserwartung von Bedeutung (Williams, Mesidor et al. 2015) und sollte daher, soweit möglich, stets mitbehandelt werden, da die endoprothetische Intervention, wie unter Abschnitt 1.2 dargelegt, unter anderem auch die Verbesserung der Lebensqualität als Zielsetzung hat.

### 5.1.3 Beinlängendifferenz

Das Patientenkollektiv wies präoperativ eine absolute Beinlängendifferenz von 1,02 (0,88) cm auf. Die negative relative Differenz von -0,63 (1,19) cm steht dabei für eine Verkürzung der kranken Seite. Nach operativer Versorgung ging diese Differenz signifikant auf 0,59 (0,8) cm (absolute Differenz) und -0,07 (0,99) cm (relative Differenz) zurück. Im Langzeitverlauf lassen sich keine signifikanten Unterschiede darstellen.

Im Allgemeinen wird dabei angenommen, dass bis zu 90% der Bevölkerung eine Beinlängendifferenz von < 10 mm haben und dass bereits Differenzen ab 5 mm langfristig zu Pathologien führen können (Gordon and Davis 2019). Eine Beinlängendifferenz von mehr als 2 cm geht mit einem signifikant erhöhten Risiko für die Entwicklung einer Hüftgelenksarthrose einher (Kim, Nevitt et al. 2018). Gleichzeitig kann das Vorliegen einer Beinlängendifferenz ein Symptom der Hüftarthrose sein (Lespasio, Sultan et al. 2018, Katz, Arant et al. 2021). Die Vermeidung einer Beinlängendifferenz nach operativer Versorgung mittels einer Hüft-TEP ist von zentraler Bedeutung, denn eine Beinlängendifferenz korreliert mit einem erhöhten Risiko für Patientenunzufriedenheit, Schmerzen, prolongierter Rekonvaleszenz und Hinken (Röder, Vogel et al. 2012, Mahmood, Mukka et al. 2015). Zusätzlich wirkt sie sich negativ auf das Gehen aus (Gurney 2002). Dies geschieht insbesondere über die auch im Patientenkollektiv dieser Studie nachgewiesene Beckenneigung zur ipsilateralen Seite, einem bereits beschriebenem Kompensationsmechanismus (Perry 2003). Eine ausgeglichene Beinlänge ist somit ein Zielparameter in der Hüftendoprothetik (Pivec, Johnson et al. 2012). Durch Röntgenaufnahmen wird im Rahmen der Vorbereitungen der operativen Prothesenversorgung versucht, die mögliche Beinlängendifferenz zu detektieren und diese dann durch die entsprechende Wahl und Positionierung des Implantates auszugleichen. Intraoperativ erfolgt zusätzlich eine klinische Beinlängenkontrolle. Eine Längendifferenz von 5 mm wird als kritische Schwelle bezüglich des klinischen Ergebnisses und dem Auftreten trochantärer Schmerzen betrachtet, sodass eine exakte Wiederherstellung der Anatomie und Biomechanik anzustreben ist (Worlicek, Messmer et al. 2020). Die in diesem Patientenkollektiv unilateral implantierte Hüft-TEP bietet hierzu durch ein modulares System entsprechend viele Möglichkeiten.

In diesem Patientenkollektiv zeigt die postoperativ erreichte, relative beziehungsweise absolute Beinlängendifferenz von kleiner fünf Millimetern ein gutes Ergebnis und minimiert dabei das Risiko der o. g. Komplikationen. Die absoluten Ergebnisse ähneln den von Baer et al. publizierten Werten von 1,17 (0,87) cm präoperativ beziehungsweise 0,94 (1,19) cm postoperativ und anderen Publikationen (Röder, Vogel et al. 2012, Mahmood, Mukka et al. 2015, Kim, Nevitt et al. 2018, Tateuchi, Akiyama et al. 2020, Bahr, Rosental et al. 2021).

### 5.1.4 Goniometrie

Präoperativ zeigen sich auf der kranken Seite des Patientenkollektivs dieser Studie im Rahmen der goniometrischen Untersuchungen im Vergleich zum Normalkollektiv reduzierte Bewegungsausmaße. Zusätzlich bestehen bezüglich Flexion, Adduktion sowie Abduktion und Rotation der Hüfte signifikante Einschränkungen auf der kranken Seite im Vergleich zur kontralateralen, gesunden Seite. Nach erfolgter endoprothetischer Versorgung zeigen sich diese, insbesondere auf der kranken Seite, rückläufig. Auch auf der kontralateralen, gesunden Seite besteht eine Vergrößerung der Abduktionsfähigkeit des

Hüftgelenkes. Im Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren können sich Flexions-, Adduktions- und Außenrotationsfähigkeit im Vergleich zum postoperativen Untersuchungszeitpunkt nach 1,57 (1,18) Jahren weiter verbessern.

Die Verwendung modularer Prothesensysteme erlaubt dem endoprothetisch versorgten Hüftgelenk potentiell mehr Bewegungsspielraum (Hariri, Chun et al. 2013). Dies wird auch für das untersuchte S-ROM ®-System beschrieben (Burroughs, Hallstrom et al. 2005). Andererseits ist zu beachten, dass übermäßige Bewegungsausmaße das Risiko einer Hüftluxation signifikant erhöhen können (Ezquerra, Quilez et al. 2017). Die symptomatische, fortgeschrittene Arthrose schränkt die Bewegungsausmaße des Hüftgelenks, insbesondere durch Schmerzen und Kontrakturen, ein (Eitzen, Fernandes et al. 2012, Buckland, Steinmetz et al. 2019, Janura, Zahutovà et al. 2020). Dies zeigt sich auch in dieser Studie an den erhobenen, reduzierten Bewegungsausmaßen der kranken Hüfte der Patienten, zusammen mit einem schmerzbedingt eingeschränkten HHS. Überdies können durch das Ausmaß der Reduktion der Bewegungsumfänge am Hüftgelenk im Rahmen der statischen Goniometrie bereits Schlussfolgerungen über die dynamischen Vorgänge am Hüftgelenk erhoben werden. Diese dynamischen Prozesse wiederum scheinen therapeutisch beeinflussbar zu sein (Baker, Moreside et al. 2016). Die Hüftflexion nimmt im Rahmen der Betrachtung der Hüftgelenksfunktion bei der Arthrose eine zentrale Rolle ein: Eine Reduktion der Flexionsfähigkeit <115 °, wie sie sich auch im Patientenkollektiv dieser Studie findet, ist dabei ein wichtiger Hinweis auf das Vorliegen einer Hüftarthrose (Altman, Alarcón et al. 1991, Bierma-Zeinstra, Oster et al. 2002, Cibulka, White et al. 2009). Dabei korreliert eine höherstufige oder fortgeschrittene Hüftarthrose auch mit dem Grad der Flexionseinschränkung (Baker, Moreside et al. 2016). Da in dieser Studie nur von endgradiger Hüftarthrose betroffene Patienten eingeschlossen wurden, lässt sich diese Korrelation im Rahmen der vorliegenden Studie nicht untersuchen. Die im vorliegenden Patientenkollektiv präoperativ eingeschränkte, statische Hüftextension am kranken gegenüber dem gesunden Hüftgelenk, welche Eitzen et al. sowie Kumar et al. in ihren Publikationen beschreiben (Eitzen, Fernandes et al. 2012, Kumar, Wyatt et al. 2015), lässt sich postoperativ nicht mehr darstellen. Eine direkte, signifikante Verbesserung wie Wang et al. dies in ihrer Übersichtsarbeit zur Kinematik am endoprothetisch versorgten Hüftgelenk zeigen (Wang, Siddicky et al. 2021) erfolgt durch die operative Intervention in diesem Patientenkollektiv ebenfalls nicht. Im Langzeitverlauf nach Intervention findet sich bezüglich der Extension kein signifikanter Seitenunterschied, sodass auch hier von einer Erholung des Symmetriedefizites auszugehen ist. Die Ergebnisse der Goniometrie und der Kinematik bzgl. Flexion und Extension des von Arthrose betroffenen Hüftgelenks vor und nach endoprothetischer Intervention ähneln den in der Literatur vorbeschriebenen Werten (Cibulka, White et al. 2009, Bahl, Nelson et al. 2018, Bahr, Rosental et al. 2021). Eine eingeschränkte Hüftadduktion der betroffenen Hüfte, welche ebenfalls Merkmal für eine Arthrose des Hüftgelenkes ist (Tateuchi, Akiyama et al. 2020), findet sich auch im vorliegenden Kollektiv. Diese ist mit 13,25 (5,43) ° weniger ausgeprägt als die von Bierma-Zeinstra et al. definierten 10° (Bierma-Zeinstra, Oster et al. 2002). Auch eine reduzierte Fähigkeit zur Abduktion ist kennzeichnend für eine Arthrose am Hüftgelenk und wurde in dieser Studie nachgewiesen (Kawano, Nankaku et al. 2021). Eine Reduktion der Innenrotation von 18,29 (10,14) ° beziehungsweise 16,71 (8,94) ° präoperativ im Patientenkollektiv dieser Studie fällt ebenfalls unter die signifikante Grenze von 21 ° (Bierma-Zeinstra, Oster et al. 2002). Extension und Flexion des Kniegelenks betroffener und nicht betroffener Seite zeigen, wie bereits in vergleichbaren Publikationen, auch in dieser Studie prä- und postoperativ keine signifikanten Veränderungen (Sutlive, Lopez et al. 2008, Poulsen, Christensen et al. 2012, Bahr, Rosental et al. 2021) . Im postoperativen Langzeitverlauf zeigen sich auf der betroffenen, endoprothetisch versorgten Seite der Patienten dieser Studie in Flexion, Adduktion und Außenrotation weiter Verbesserungen. Das mehrere Jahre nach Operation Prozesse das Gangbild der Patienten weiter verändern und positiv verbessern können, deutet auf weitere Möglichkeiten zur gezielten Therapie hin, wie bereits durch Baker et al. dargestellt wird: Es könnte eine gezielte Beübung der Patienten anhand der individuellen Gangparameter erfolgen (Baker, Moreside et al. 2016). Auch mögliche Maßnahmen mehrere Jahre nach Prothesenversorgung können Einfluss nehmen und sollten untersucht werden. Die Goniometrie gilt weiterhin als wichtiger Bestandteil der klinischen Untersuchung

am Hüftgelenk, welche durch eine unkomplizierte Erhebung auch in diesem Patientenkollektiv Einblick in die Funktionalität des untersuchten Gelenks geben kann (Steultjens, Dekker et al. 2000). Die erhobene ROM in den beschriebenen Bewegungsformen korreliert dabei signifikant mit dem Outcome sowie der Patientenzufriedenheit. Auch im Patientenkollektiv dieser Studie zeigen sich bei niedrigem HHS eine hohe Schmerzbelastung und eingeschränkte Ausmaße der oben dargelegten Bewegungsformen. Postoperativ besteht eine deutliche Abnahme der Schmerzbelastung bei signifikant erhöhter ROM. Im postoperativen Langzeitverlauf nimmt die ROM einzelner Gelenke und Bewegungsformen wie auch der HHS weiter zu. Die endoprothetische Versorgung beeinflusst somit die ROM und ist, wie von Baker et al. beschrieben, als ein therapeutisch beeinflussbarer Parameter (Baker, Moreside et al. 2016) zu sehen.

# 5.2 Instrumentelle Ganganalyse

## 5.2.1 Weg-Zeit-Parameter

Präoperativ bestehen im Patientenkollektiv, insbesondere auf der betroffenen Seite, signifikant veränderte räumlich-zeitliche Parameter (Schrittlänge, Schrittbreite und -dauer, Anteil der Gangphasen am Gangzyklus sowie deren Dauer und die Ganggeschwindigkeit) sowohl im Seitenvergleich, als auch im Vergleich mit dem gesunden Normalkollektiv. Postoperativ kommt es zur signifikanten Verbesserung beziehungsweise Normalisierung der oben genannten Parameter und zu einem deutlich ausgewogeneren, symmetrischeren Gangbild. Im postoperativen Langzeitverlauf lassen sich im Seitenvergleich keine signifikanten Unterschiede mehr nachweisen. Das Patientenkollektiv bleibt jedoch insgesamt zu jedem Untersuchungszeitpunkt sowohl mit der betroffenen als auch mit der gesunden Extremität hinter dem Normalkollektiv zurück.

Patienten mit Hüftgelenksarthrose zeigen, wie auch in diesem Patientenkollektiv, eine signifikante Reduktion der Ganggeschwindigkeit, welche durch die endoprothetische Versorgung wieder zunimmt (Wall, Ashburn et al. 1981, Kirtley, Whittle et al. 1985, Ornetti, Maillefert et al. 2010, Böhm, Hagemeyer et al. 2016, Bahl, Nelson et al. 2018, Shibuya, Nanri et al. 2020, Bahr, Rosental et al. 2021, Huang, Aydemir et al. 2021). Die Geschwindigkeitsreduktion dient dabei vor allem der Schmerzreduktion (Watelain, Dujardin et al. 2001, Perry 2003, Bronstein and Brandt 2004, Rapp, Brauner et al. 2015). Dies legen auch die Ergebnisse dieser nun vorliegenden Studie nahe, da die postoperative Zunahme der Ganggeschwindigkeit im Patientenkollektiv mit einer signifikanten, vor allem dem Rückgang der Schmerzsymptomatik geschuldeten, Zunahme des HSS nach 1,57 (1,18) Jahren einhergeht. Weiter kann nun gezeigt werden, dass sich die postoperative Ganggeschwindigkeit über den Langzeitverlauf von 9,11 (3,53) Jahren nicht mehr signifikant ändert, der HHS jedoch wie oben dargestellt weiter zunimmt. Im postoperativen Langzeitverlauf mit 9,11 (3,53) Jahren scheint die Ganggeschwindigkeit somit keinen Einfluss auf die Entwicklung des HHS zu haben. Die Ganggeschwindigkeit wird sowohl präals auch postoperativ von weiteren Faktoren wie Geschlecht oder den individuellen Kompensationsmechanismen zur Aufrechterhaltung der Mobilität beeinflusst (Söderman, Malchau et al. 2001, Pogorzała, Stryła et al. 2013, Foucher 2016, Hofstede, Gademan et al. 2016, Singh, Schleck et al. 2016, Moellenbeck, Horst et al. 2020). In weiteren Studien mit entsprechend hoher Probandenzahl sollten die genannten Einflüsse im Langzeitverlauf weiter untersucht werden, da aus dieser Studie ohne Gruppenbildung keine Rückschlüsse auf die Auswirkung einzelner Parameter auf die Ganggeschwindigkeit gezogen werden können. Es kann gezeigt werden, dass im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren im Patientenkollektiv Kompensationsmechanismen bestehen und somit ein potentieller Einfluss auf die Ganggeschwindigkeit auch im Langzeitverlauf vorliegen kann. Gleichzeitig ist zu erwähnen, dass gesunde Patienten eine grundsätzlich höhere Ganggeschwindigkeit zu haben scheinen und sich hieraus eine Einschränkung der Vergleichbarkeit von Patienten- und Normalkollektiven

im Allgemeinen ergeben kann (Constantinou, Barrett et al. 2014). Dies zeigt sich auch an den Ergebnissen dieser Studie, da die Ganggeschwindigkeit des Patientenkollektivs zu jedem der drei Untersuchungszeitpunkte hinter dem Normalkollektiv zurückbleibt. Um dieses Problem der Vergleichbarkeit zu eliminieren, gibt es in der Literatur Untersuchungen, welche verschiedene, festgelegte Ganggeschwindigkeiten im Kontext der endoprothetischen Versorgung beziehungsweise der Arthrose des Hüftgelenkes untersuchen (Ismailidis, Nüesch et al. 2020, van Drongelen, Braun et al. 2021). Neben sehr heterogenen Ergebnissen und ohne Standardisierung der festgelegten Geschwindigkeiten sind auch hier geringe Stichprobengrößen sowie unterschiedliche Stadien der Arthrose als limitierende Faktoren bezüglich der Aussagekraft oder Vergleichbarkeit zu sehen.

Zur Vergleichbarkeit weiterer, räumlich-zeitlicher Parameter beim Gehen können statt der absoluten die relativen, zeitlichen Indizes in Prozent des Gangzyklus herangezogen werden: Präoperativ zeigt sich im Patientenkollektiv dieser Studie eine signifikante Reduktion der Einbeinstandphase der betroffenen Extremität im Vergleich zur gesunden Seite sowie zum Normalkollektiv. Gleichzeitig ist die Doppelunterstützungsphase des Patientenkollektivs signifikant erhöht. Dies stellt, zusammen mit der insgesamt reduzierten Ganggeschwindigkeit, wie in der Literatur auch im Patientenkollektiv dieser Studie einen Entlastungsmechanismus zur Schonung der betroffenen Extremität dar (Perry 2003, Nüesch, Ismailidis et al. 2021, Porta, Pau et al. 2021). Nach der endoprothetischen Versorgung lässt sich der Seitenunterschied der Einbeinstandphase im Patientenkollektiv dieser Studie nicht mehr nachweisen, wie dies auch in anderen Publikationen der Fall ist (Wall, Ashburn et al. 1981, Kirtley, Whittle et al. 1985, Watelain, Dujardin et al. 2001, Constantinou, Barrett et al. 2014, Porta, Pau et al. 2021, van Drongelen, Braun et al. 2021). Im Rahmen dieser Studie kann auch im postoperativen Langzeitverlauf gezeigt werden, dass kein Seitenunterschied bezüglich der Einbeinstandphase besteht. Es bleibt jedoch 1,57 (1,18) Jahre postoperativ und im Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren ein im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant reduzierter Anteil der Doppelunterstützungsphase im Gangbild des Patientenkollektivs bestehen. Dies kann weiterhin Teil eines Entlastungsmechanismus sein, oder auch wie eingangs erwähnt, der grundsätzlich reduzierten Ganggeschwindigkeit des Patientenkollektivs geschuldet sein. Aus der vorliegenden Studie heraus kann diese Frage nicht geklärt werden.

Bei Betrachtung der präoperativen Schrittlänge fällt auf, dass eine Verlängerung der Schrittlänge auf der kranken Seite vorzuliegen scheint, welche jedoch nicht das notwendige Signifikanzniveau erreicht. Die bisher dargestellte Verkürzung der Schrittlänge der von Hüftgelenksarthrose betroffenen Extremität (Watelain, Dujardin et al. 2001, Constantinou, Barrett et al. 2014, Huang, Aydemir et al. 2021, Porta, Pau et al. 2021) zeigt sich im Patientenkollektiv dieser Studie nicht. Eine mögliche Erklärung könnte die fortgeschrittene, die Prothesenimplantation indizierende Hüftgelenksarthrose der Patienten dieser nun vorliegenden Studie sein: Eine Schrittverlängerung ist, neben der Erhöhung der Schrittfrequenz bzw. Kadenz ein möglicher Mechanismus zur Erhaltung der Ganggeschwindigkeit (Tateuchi, Akiyama et al. 2020), welcher sich vor allem in frühen Stadien der Hüftgelenksarthrose nachweisen lässt (Watelain, Dujardin et al. 2001). Im fortgeschrittenen Stadium können die Patienten in dieser Studie eine solche Kompensation, vermutlich schmerzbedingt, nicht mehr aufrechterhalten. Zur definitiven Klärung wäre im Rahmen einer Studie mit großer Fallzahl die isolierte Betrachtung einer Subgruppe mit eben diesem Entlastungsmuster nötig. Nach operativer Versorgung und im Langzeitverlauf zeigen sich bezüglich der Schrittlänge im Patientenkollektiv dieser Studie keine Seitenunterschiede. Zu allen drei Untersuchungszeitpunkten besteht jedoch eine im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant verkürzte Schritt- und Doppelschrittlänge, wie sie zu den ersten beiden Zeitpunkten auch in der Literatur zu finden ist (Wall, Ashburn et al. 1981, Constantinou, Barrett et al. 2014, Rapp, Brauner et al. 2015, Böhm, Hagemeyer et al. 2016, Nüesch, Ismailidis et al. 2021). Im Patientenkollektiv dieser Studie nimmt die Schrittlänge beider Seiten des Patientenkollektivs durch die endoprothetische Intervention von präoperativ auf 1,57 (1,18) Jahre postoperativ signifikant zu, sodass bei der Rolle der Schrittlänge im Gangbild von einem bedeutsamen und therapeutisch beeinflussbaren Parameter ausgegangen werden kann.

Das Patientenkollektiv dieser Studie zeigt ein signifikant verbreitertes Gangbild, welche sich durch die endoprothetische Intervention nicht verbessert und in ähnlichen Untersuchungen ebenfalls nachgewiesen wird (Constantinou, Barrett et al. 2014, Lin, Meijer et al. 2015). Auch nach 9,11 (3,53) Jahren lässt sich dies im Rahmen dieser Studie unverändert nachweisen. Die Vergrößerung der Schrittbreite kann dabei als Versuch gesehen werden, eine erhöhte Stabilität zu erreichen (Perry 2003, Constantinou, Barrett et al. 2014), insbesondere da die Hüftgelenksarthrose einen signifikanten Faktor für Ganginstabilität und Stürze darstellt (Doré, Golightly et al. 2015, Lin, Meijer et al. 2015, van Schoor, Dennison et al. 2020, Knox, Coyle et al. 2021). Dies geht jedoch zu Lasten der Effizienz und Gehgeschwindigkeit (Donelan, Kram et al. 2001). Weiterhin ist zu bedenken, dass „eingeübte“ Kompensationsmechanismen auch nach therapeutischer Adressierung der Hüftgelenksarthrose im Sinne einer Gewohnheit persistieren können (Porta, Pau et al. 2021). Die Ergebnisse dieser Datenerhebung sind nicht geeignet, um zwischen einem gewohntem Gangmuster oder einer weiterhin bestehendem Kompensation bei andernfalls erhöhter Instabilität des Gangs im postoperativen Langzeitverlauf zu unterscheiden.

Eine präoperative, signifikante Reduktion der Kadenz im Patientenkollektiv dieser Studie, wie sie auch in der Literatur beschrieben ist, kann ebenfalls im Sinne der Schmerzreduktion erfolgen (Wall, Ashburn et al. 1981, Constantinou, Barrett et al. 2014, Rapp, Brauner et al. 2015) und der Gangstabilisierung dienen (Bronstein and Brandt 2004, van Drongelen, Braun et al. 2021). Die von Watelain et al. sowie Tateuchi et al. (Watelain, Dujardin et al. 2001, Tateuchi, Akiyama et al. 2020) beschriebene Erhöhung der Kadenz zur Wahrung der Mobilität kann im Patientenkollektiv dieser Studie zu keinem der drei Untersuchungspunkte dargestellt werden. Dies ist vermutlich, wie eingangs dargelegt, analog zur Schrittlänge, auf das fortgeschrittene, die endoprothetische Versorgung indizierende Stadium der Hüftgelenksarthrose der Patienten dieser Studie zurückzuführen, in dem die Schmerzvermeidung eine wichtige Rolle zu haben scheint. Auch in der Literatur scheinen Patienten mit endgradiger Hüftgelenksarthrose ein vornehmlich auf die Reduktion von Schmerz optimiertes Gangschema aufzuweisen (Schmitt, Vap et al. 2015). Andererseits könnte die reduzierte Kadenz des Patientenkollektivs dieser Arbeit gegenüber dem Normalkollektiv mit der insgesamt reduzierten Ganggeschwindigkeit der Patienten zusammenhängen.

Auch die präoperativ reduzierte absolute Einbeinstandzeit auf der betroffenen Seite, die verlängerte absolute Doppelbeinstandzeit sowie die verlängerte Schwungdauer auf der betroffenen Seite des Patientenkollektivs dieser Studie sind im Sinne einer Entlastung zu verstehen, in diesem Fall zuungunsten der kontralateralen Extremität. Es fällt auf, dass die Schwungdauer beider Extremitäten zu beiden postoperativen Untersuchungszeitpunkten keine signifikanten Unterschiede zum Normalkollektiv zeigt. Dies legt nahe, dass die Hüft-TEP im Patientenkollektiv dieser Studie in der Schwungphase einen im Vergleich zum gesunden Gelenk gleichwertigen Ersatz bietet. Im Umkehrschluss sollte die Standphase im Rahmen der weiteren biomechanischen Prothesenentwicklung in den Fokus rücken, insbesondere um eine schmerzfreie Belastung der Extremität ohne Reduktion der Ganggeschwindigkeit zu ermöglichen.

Eine weitere wichtige Rolle spielt der *limp index* als Symmetrieparameter des Gangbildes: Anhand dieser Studie kann gezeigt werden, dass der *limp index* beider Seiten im postoperativen Langzeitverlauf des Patientenkollektivs nach 9,11 (3,53) Jahren im Seitenvergleich und zum Normalkollektiv unauffällig ist. Zum postoperativen Zeitpunkt nach 1,57 (1,18) Jahren zeigt der *limp index* auf beiden Seiten im Vergleich mit dem Normkollektiv keine Auffälligkeiten. Im Vergleich der gesunden mit der endoprothetisch versorgten Extremität des Patientenkollektivs besteht jedoch ein signifikanter Unterschied, die Patienten haben somit keine vollständige Gangsymmetrie erreicht. Es sollte in weiteren Studien untersucht werden, welche Faktoren zur Normalisierung des *limp index* im Seitenvergleich zwischen kranker und gesunder Extremität des Patientenkollektivs dieser Studie beitragen und wann dies im zeitlichen Verlauf von 9,11 (1,18) Jahren nach Operation geschieht. Dies ist wichtig, da das rasche Erreichen einer Gangsymmetrie als essentiell anzusehen ist (Constantinou, Barrett et al. 2014, Rapp, Brauner et al. 2015, Ismailidis, Nüesch et al. 2020, Tateuchi, Akiyama et al. 2020, Nüesch, Ismailidis et al. 2021,

van Drongelen, Braun et al. 2021). Möglicherweise trägt die Normalisierung des *limp index* selbst über den postoperativen Langzeitverlauf zu der in dieser Studie beobachteten Verbesserung des HHS bei, insbesondere da eine erhöhte Gangsymmetrie mit weniger Schmerzen und Erschöpfung einhergeht, z. B. wie im Rahmen dieser Arbeit in der Entwicklung der Ergebnisse von präoperativ zu postoperativ (s.o.).

### 5.2.2 Kinematik

Im präoperativen Patientenkollektiv zeigen sich signifikante Veränderungen der Kinematik beider Extremitäten im Seitenvergleich und im Bezug zum Normalkollektiv. Nach endoprothetischer Versorgung können diese maßgeblich verbessert werden, erreichen jedoch nicht die Ergebnisse des gesunden Vergleichskollektives. Es kann nun erstmals gezeigt werden, dass im postoperativen Langzeitverlauf signifikante Veränderungen bei der Betrachtung zu einem Normalkollektiv und im Seitenvergleich persistieren.

Wie durch Bahl et al. dargelegt, sollte die kinematische Betrachtung des Hüftgelenks im Kontext der Hüftarthrose und der endoprothetischen Versorgung, wenn möglich, immer die ganze untere Extremität mit der Gegenseite und ein Vergleichskollektiv umfassen, um eine sinnvolle Befunderhebung zu ermöglichen (Bahl, Nelson et al. 2018). In dieser Studie wird durch die Betrachtung von Becken, Hüfte, Knie, dem oberen Sprunggelenk und der Fußstellung beider Extremitäten im Vergleich zu einem gesunden Normalkollektiv einer möglichst umfassenden Analyse hinreichend Rechnung getragen.

Präoperativ zeigt das Patientenkollektiv dieser Studie, wie in ähnlichen Untersuchungen, eine signifikant erhöhte Beckenkippung in der Sagittalebene, insbesondere in der terminalen Standphase bei Erreichen der maximalen Hüftextension (Weng, Wang et al. 2015, Kechagias, Grivas et al. 2021, Weber, Suess et al. 2022). Dies erfolgt zum Ausgleich der reduzierten Hüftextension und Schrittlänge der arthrotischen Hüfte unter Wahrung der Standsicherheit (Bennett, Humphreys et al. 2008, Baker, Moreside et al. 2016, Bahl, Nelson et al. 2018, Bahr, Rosental et al. 2021) und ist präoperativ in dem Patientenkollektiv dieser Studie auch im Seitenunterschied zwischen kranker und gesunder Extremität signifikant. Es kann mit dieser Studie gezeigt werden, dass auch im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren im Vergleich zum Normalkollektiv eine signifikant erhöhte Beckenkippung in der Sagittalebene besteht. Selbiges gilt für die Beckenneigung und die Rotation des Beckens. Eine vermehrte Beckenneigung und Beckenrotation entlastet die betroffene Seite in der Schwungphase und ermöglicht das Führen der Extremität vor den Körperschwerpunkt trotz eingeschränkter Hüft- und Knieflexion (Perry 2003, Foucher, Hurwitz et al. 2007, Bennett, Humphreys et al. 2008, Ornetti, Maillefert et al. 2010). Somit kann gezeigt werden, dass auch 9,11 (3,53) Jahre nach endoprothetischer Versorgung Kompensationsmechanismen in einem unilateral von Hüftgelenksarthrose betroffenen Patientenkollektiv bestehen, obwohl die endprothetische Intervention die genannten Parameter sowohl in dieser Studie als auch in der Literatur bei der unmittelbar postoperativen Betrachtung signifikant verbessern kann (Beaulieu, Lamontagne et al. 2010, Ewen, Stewart et al. 2012, Rapp, Brauner et al. 2015, Bahl, Nelson et al. 2018, Bahr, Rosental et al. 2021). Wie bereits dargelegt, sollte die Ursache der Persistenz der Kompensationsmechanismen im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren nach endoprothetischer Intervention in weiteren Studien untersucht werden, diese sollten auch den Einfluss andere Parameter wie z. B. Geschlecht oder Alter umfassen. Auch eine mögliche therapeutische Relevanz sollte in weiteren Studien, insbesondere für den postoperativen Langzeitverlauf, untersucht werden.

Für das Hüftgelenk der kranken Seite zeigen sich im Rahmen dieser Studie präoperativ eine gegenüber der kontralateralen, gesunden Extremität und gegenüber dem Normalkollektiv signifikant reduzierte Hüftbeugung und Hüftadduktion. Gleichzeitig besteht auch eine signifikante Reduktion genannter Parameter auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv. Obwohl die endoprothetische Intervention die genannten Parameter in diesem Kollektiv verbessern kann, bleiben

1,57 (1,18) Jahre nach der Operation die Hüftadduktion und die Hüftflexion gegenüber dem Normalkollektiv signifikant reduziert. Die genannten Ergebnisse entsprechen ebenfalls den bisher veröffentlichten, ähnlichen Publikationen (Beaulieu, Lamontagne et al. 2010, Ewen, Stewart et al. 2012, Rapp, Brauner et al. 2015, Bahl, Nelson et al. 2018, Bahr, Rosental et al. 2021). Im Rahmen dieser Studie konnte gezeigt werden, dass sich die Hüftadduktion und die Hüftflexion der kranken Seite des Patientenkollektivs über den postoperativen Langzeitverlauf bis 9,11 (3,53) Jahre nach durchgeführter Operation weiter signifikant verbessern kann. Zum genannten Zeitpunkt persistiert auf beiden Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv eine signifikant reduzierte Hüftadduktion und Hüftflexion. Die hierdurch bedingten, bereits beschriebenen Kompensationsmechanismen des Beckens belasten z. B. das kontralaterale Knie- und Hüftgelenk zusätzlich und bergen ein erhöhtes Risiko für eine Arthrose der übrigen Gelenke von Patienten mit unilateraler Hüftarthrose (Rutherford, Moreside et al. 2015). Der Eingangs unter den Einschlusskriterien dieser Studie beschriebene, notwendige Ausschluss von zahlreichen Patienten aufgrund einer symptomatischen Arthrose anderer Gelenke offenbart auch in dieser Studie die klinische Relevanz der Folgen der genannten Kompensationsmechanismen durch eine hohe Prävalenz.

Die spinopelvinen Kompensationsmechanismen können bis zu einem Entlastungshinken führen (Buckland, Steinmetz et al. 2019) und langfristig persistieren. Auch im Patientenkollektiv dieser vorliegenden Studie findet sich, wie unter den räumlich-zeitlichen Parametern beschrieben ein präoperatives und postoperatives Entlastungshinken in Korrelation zu einem signifikant abweichenden *limp index*. Die Untersuchungen von Horstmann et al. zeigen, dass für das Auftreten von Entlastungshinken der Schmerz einen deutlich größeren Stellenwert einnehmen kann als die Einschränkung der Hüftflexion (Horstmann, Martini et al. 1994). In dieser Studie findet sich neben dem Entlastungshinken im Patientenkollektiv ein von Schmerzen betroffenes Patientenkollektiv, was sich in der dargestellten Reduktion des HHS widerspiegelt. Eine Aussage, ob eher Schmerzen oder die reduzierte Hüftflexion der erkrankten Hüfte zu einem Entlastungshinken im Patientenkollektiv führen, lässt sich aus den Daten der hier vorliegenden Studie nicht treffen.

Auch direkte Folgen der verminderten Hüftflexion sind für die Patienten von Bedeutung: Die verminderte Hüftflexion der betroffenen Seite nimmt, insbesondere in der Schwungphase, direkt Einfluss auf die Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit (beide Parameter sind im Patientenkollektiv dieser Studie ebenfalls reduziert) und somit auch auf die Funktionsfähigkeit des Hüftgelenkes (Perry 2003). Zusätzlich moduliert sie indirekt über die Kraft- und Schmerzentwicklung des kranken Hüftgelenkes die Funktion sowie das Gangbild des Patienten (siehe Abbildung 16). Auch in dieser Studie ist das Patientenkollektiv, insbesondere präoperativ, durch Schmerzen und eine reduzierte Gehstrecke eingeschränkt.

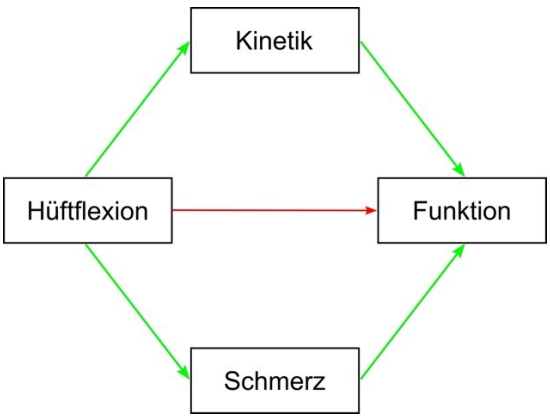


*Abbildung 16: direkte (rot) und indirekte (grün) Einflussnahme der Hüftflexion auf die Funktion der Hüfte*

Die Reduktion der Hüftflexion führt wiederum, im Rahmen ganganalytischer Untersuchungen bei weiblichen, hüftendoprothetisch versorgten Patientinnen, zu einem direkten Zusammenhang mit den maximal zu erzielenden, kinetischen Momenten am Sprung- und Kniegelenk und dem daraus resultierenden

Energieverbrauch, welcher durch gezielte, physiotherapeutische Behandlung einer Verbesserung der Gangeffizienz dienen kann (Huang, Aydemir et al. 2022). Die signifikante Verbesserung der Hüftflexion der kranken Seite des Patientenkollektivs dieser Studie im postoperativen Langzeitverlauf nach endoprothetischer Intervention legt den Schluss nahe, dass auch 9,11 (3,53) Jahre nach endoprothetischer Intervention potentiell beeinflussbare Veränderungen stattfinden. An die vorliegenden Studien können sich weitere Untersuchungen unter Einbeziehung der Kinetik im langfristigen Verlauf anschließen, da Drehmomente und Kräfte in dieser Erhebung nicht untersucht werden.

Zusätzlich zeigt sich durch eine reduzierte Hüftflexion eine erhöhte Prävalenz von assoziierten Rückenschmerzen (Mellin 1988, Stupar, Côté et al. 2010, Nodehi-Moghadam, Taghipour et al. 2014, Roach, San Juan et al. 2015, Kim and Shin 2020), vornehmlich über die zunehmende Lordosierung der Wirbelsäule (Perry 2003). Nach den Untersuchungen von Coyle et al. bei älteren Menschen mit chronischen Rückenschmerzen ist dies ein entscheidender Faktor bezüglich Häufigkeit und Schwere einhergehender Morbidität (Coyle, Knox et al. 2021). Größere, z. B. multizentrische, Studien sollten Zusammenhänge des durch eine endoprothetische Intervention im Langzeitverlauf modulierten Gangbildes auf Rückenschmerzen und weitere Komorbiditäten untersuchen und ob diese therapeutisch beeinflussbar sind.

Im Patientenkollektiv dieser Studie zeigt sich präoperativ eine signifikant reduzierte Hüftadduktion der kranken Hüfte gegenüber der gesunden Seite sowie beider Seiten gegenüber dem Normalkollektiv. 1,57 (1,18) Jahre postoperativ persistiert eine signifikant reduzierte Hüftadduktion auf beiden Seiten des Patientenkollektivs gegenüber dem Normalkollektiv. Diese Ergebnisse zeigen sich auch in anderen Publikationen (Bennett, Humphreys et al. 2008, Ornetti, Maillefert et al. 2010, Ewen, Stewart et al. 2012, Bahl, Nelson et al. 2018). Das Ausmaß der Hüftadduktionsfähigkeit ist ausschlaggebend für die Entwicklung der Adduktionsmomente (Tateuchi, Akiyama et al. 2020), welche über die terminale Schwungphase, den initialen Bodenkontakt und die Belastungsantwort wiederum für die dynamische Stabilisierung des Hüftgelenkes von zentraler Bedeutung sind (Perry 2003). Es kann anhand der vorliegenden Studie gezeigt werden, dass im postoperativen Langzeitverlauf 9,11 (3,53) Jahre nach endoprothetischer Intervention eine signifikante Reduktion der Hüftadduktion beider Seiten des Patientenkollektivs gegenüber einem Normalkollektiv besteht. Die signifikante Verbesserung der Hüftadduktion über den Zeitraum von postoperativ zum postoperativen Langzeitverlauf kann eine mögliche Erklärung für die weitere Verbesserung des HHS sein. Dies sollte zusammen mit dem Einfluss der Kinetik auf Schmerzen und das Gangbild im postoperativen Verlauf in weiteren Studien ebenfalls untersucht werden.

Die dynamischen Veränderungen am Gangbild von Patienten mit Hüftgelenksarthrose erstrecken sich dabei auch über Knie- und Sprunggelenk beider Extremitäten: In der Sagittalebene zeigt die betroffene Extremität eine signifikant reduzierte Flexion des Kniegelenks gegenüber der kontralateralen Extremität und dem Vergleichskollektiv, welche durch die endoprothetische Versorgung signifikant verbessert werden. Prä- und postoperativ ähneln diese Ergebnisse der bisherigen Literatur (Rasch, Dalén et al. 2010, Rutherford, Moreside et al. 2015, Rutherford, Buckingham et al. 2018). Zu vergleichbaren Ergebnissen kommen auch Studien, die den Gang geschlechts- und geschwindigkeitsabhängig vergleichen (Schmitt, Vap et al. 2015, Foucher 2016, Ismailidis, Kaufmann et al. 2021). Die von Rutherford et al. beschriebene signifikant vergrößerte Knieflexion der kontralateralen Extremität zum Ausgleich der kompensierenden und entlastenden Gewichtsverlagerung und folglich benötigten Stoßdämpfung findet sich auch im Patientenkollektiv dieser Studie: Diese nimmt durch die endoprothetische Intervention signifikant ab (Rutherford, Moreside et al. 2015). Die nun vorliegende Studie zeigt erstmals das Vorliegen einer signifikant reduzierten Flexion des Kniegelenks beider Seiten im Langzeitverlauf eines von unilateraler Hüftarthrose betroffenen und mittels modularer Hüft-TEP versorgten Patientenkollektivs. Als mögliche Ursache für die Persistenz der beiderseits signifikant reduzierten Flexion der Kniegelenke des Patientenkollektivs im Langzeitverlauf dieser Studie gegenüber einem Normalkollektiv kann auch die

erhöhte Ganggeschwindigkeit des Normalkollektivs eine Rolle spielen, da das sagittale Bewegungsausmaß eines Kniegelenks auch geschwindigkeitsabhängig ist (Kirtley, Whittle et al. 1985, Simonsen 2014, de David, Carpes et al. 2015). Da im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren die reduzierte Knieflexion des Patientenkollektivs dieser Studie seitengleich gegenüber dem Normalkollektiv besteht, kann durchaus von einem geschwindigkeitsinduzierten Einfluss ausgegangen werden. Dies sollte durch weitere, ähnlich den eben erwähnten, den Gang geschwindigkeitsabhängig untersuchenden Studien auch im postoperativen Langzeitverlauf analysiert werden. Die Einflüsse der Hüftgelenksarthrose auf das ipsi- und kontralaterale Kniegelenk sind dabei dem moderaten und dem in dieser Studie untersuchten, fortgeschrittenen Stadium der Hüftgelenksarthrose vorbehalten (Kiss 2010, Rutherford, Moreside et al. 2015). Dies unterstreicht die kompensatorische Genese der Veränderungen, insbesondere im präoperativen und postoperativen Verlauf nach 1,57 (1,18) Jahren im Rahmen dieser Studie. Gleichzeit finden, wie eingangs beschrieben und von Eitzen et al. (Eitzen, Fernandes et al. 2012) vorgeschlagen, keine Patienten mit (höhergradiger) Arthrose anderer Gelenke Eingang in diese Studie, um möglichst valide Ergebnisse zu erhalten. Die Einflüsse der Hüftgelenksarthrose auf das ipsi- und kontralaterale Sprunggelenk sind dabei analog zum Kniegelenk dem fortgeschrittenen Stadium der Hüftgelenksarthrose vorbehalten: die Kinematik des ipsi- und kontralateralen Sprunggelenks zeigt sich bei leichter und moderater Arthrose des Hüftgelenks unverändert (Rydevik, Fernandes et al. 2010). Im Patientenkollektiv zeigt sich zu allen drei Untersuchungszeitpunkten eine signifikant reduzierte Dorsalflexion des Sprunggelenks beider Extremitäten gegenüber dem Normalkollektiv. Postoperativ bestehen signifikante Seitenunterschiede, da sich durch die endoprothetische Intervention nur das Bewegungsausmaß des oberen Sprunggelenks der gesunden Seite signifikant verbessert. Analog zur Knieflexion kann eine geschwindigkeitsabhängige Komponente der in dieser Studie erhobenen Daten zur Bewegung des oberen Sprunggelenks, insbesondere im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren, nicht ausgeschlossen werden. Eine mögliche, nicht geschwindigkeitsabhängige Ursache für die nach 1,57 (1,18) Jahren erhöhte Sprunggelenksflexion auf der gesunden Seite des Patientenkollektivs ist der von Jaqueline Perry beschriebene Versuch, trotz eingeschränkter Hüftbeweglichkeit die Fortbewegung des Körperzentrums über die Extremität hinaus in Gangrichtung zu ermöglichen (Perry 2003).

Ein weiteres Kompensationsmuster zeigt sich bei der Betrachtung der Fußstellung während der Standphase des Gangzyklus. Zu allen drei Untersuchungszeitpunkten findet sich in dieser Studie keine signifikant veränderte Fußstellung im Vergleich zum Normalkollektiv. Im Moment des initialen Bodenkontaktes imponiert prä- und postoperativ eine signifikant erhöhte Außenrotation der Fußstellung auf beiden Seiten des Patientenkollektivs im Vergleich zum Normalkollektiv. Zu diesem Zeitpunkt ist die Belastung für die Gelenke der jeweiligen Extremität und der konsekutive Schmerzreiz auf der betroffenen Seite des Patientenkollektivs durch den Beginn der Übernahme der Körperlast besonders groß (Perry 2003). Die signifikant erhöhte Außenrotation der Fußstellung prä- und postoperativ findet sich auch in anderen, vergleichbaren Studien und dient der Reduktion der kinetischen Belastung am ipsilateralen Hüft- und Kniegelenk (Bowsher and Vaughan 1995, Beaulieu, Lamontagne et al. 2010, Ewen, Stewart et al. 2012, Bahl, Nelson et al. 2018, Bahr, Rosental et al. 2021). Die unilaterale Hüftgelenksarthrose bedingt ausgeprägte und belastende, kontralaterale Kompensationsmechanismen, die wiederum durch die vermehrt außenrotierende Fußstellung der kontralateralen Seite aufgefangen werden. Eine Abhängigkeit der Fußstellung von der Ganggeschwindigkeit scheint nicht zu bestehen (Simonsen 2014, Ismailidis, Kaufmann et al. 2021). Es kann in dieser Studie gezeigt werden, dass die signifikant erhöhte Außenrotation der Fußstellung auf der betroffenen Seite im postoperativen Langzeitverlauf 9,11 (3,53) Jahre nach Operation persistiert und somit weiterhin Entlastungsbedarf anzeigt. Hier sollten in weiteren Studien Ansätze zur therapeutischen Nutzung untersucht werden bzw. die Endoprothetik weiter unter dem Aspekt der Fußstellung optimiert werden. Dass die endoprothetische Versorgung der unilateralen Hüftarthrose die Biomechanik der Gegenseite unbeeinflusst lässt, wie von Foucher et al. (Foucher and Wimmer 2012) erhoben, lässt sich mit diesen Ergebnissen zu beiden postoperativen Untersuchungszeitpunkten in dem hier vorliegenden Patientenkollektiv nicht bestätigen.

# 6 Schlussfolgerungen

Die Hüftendoprothetik ist das Mittel der Wahl zur Versorgung der endgradigen Hüftgelenksarthrose mit konsekutiver, meist signifikanter Verbesserung der Lebensqualität und Funktionalität. Eine wesentliche Rolle spielen sowohl Schmerzfreiheit als auch die Wiedererlangung der Mobilität. Die instrumentelle Ganganalyse als Verfahren einer computergestützten Datenerfassung und Auswertung stellt ein quantifizierendes Verfahren dar, welches detaillierte Einblicke in die Funktionalität ermöglicht und die bisherige Evaluation einer hüftendoprothetischen Versorgung durch klinische Untersuchung, Bildgebung und Ergebnisse der Patientenselbsteinschätzung sinnvoll erweitern kann.

Ziel dieser Studie ist es herauszufinden, wie sich das Gangbild von Patienten mit endgradiger Arthrose des Hüftgelenks durch die operative Versorgung mittels einer modularen Hüftendoprothese vom Typ S-ROM® entwickelt. Mir der instrumentellen Ganganalyse sollen die funktionellen Aspekte über die klinische Untersuchung, Bildgebung und den HHS hinaus beleuchtet werden. Weiterhin sollte untersucht werden, inwiefern das Gangbild einem gesunden Vergleichskollektiv ähnelt und welche Unterschiede sowie Kompensationsmechanismen bestehen. Erstmalig wurde dabei eine ganganalytische Evaluation eines mittels modularer Hüftendoprothese versorgten Patientenkollektivs im postoperativen Langzeitverlauf nach 9,11 (3,53) Jahren durchgeführt.

Patienten mit endgradiger Hüftgelenksarthrose zeigen ein adynamischeres und asymmetrischeres Gangbild und wiesen in dieser Studie eine erhöhte Prävalenz für Übergewicht auf, welches therapeutisch adressiert werden sollte. Bei Betrachtung der räumlich-zeitlichen Parameter imponieren eine verringerte Kadenz, Schrittlänge und Ganggeschwindigkeit. Weiterhin besteht eine deutliche Bewegungseinschränkung der betroffenen Hüfte sowohl bei statischer, als auch bei dynamischer Bewegungsprüfung. Es finden sich eine verminderte Flexions- und Adduktionsfähigkeit sowohl auf der Seite des betroffenen, als auch des kontralateralen Hüftgelenks sowie Bewegungseinschränkungen beider Knie und Sprunggelenke. Zusätzlich bestanden tiefgreifende Kompensationsmechanismen: eine Reduktion der Einbeinstandzeit, insbesondere auf der betroffenen Seite, eine reduzierte Doppelunterstützungsphase, ein vermehrtes Kippen des Beckens in Gangrichtung, eine erhöhte Beckenneigung zur kontralateralen Seite, eine vermehrte Rotation des Beckens und eine vermehrt außenrotierende Fußstellung. Diese Anpassungen dienen vorrangig der Schmerzreduktion und dem Mobilitätserhalt im Rahmen der endgradigen Hüftgelenksarthrose. Die endoprothetische Versorgung führt zu einer signifikanten Verbesserung der genannten Parameter mit einem deutlich symmetrischeren und dynamischeren Gangbild. Es kann mit dieser Studie gezeigt werden, das nach operativer Versorgung im postoperativen Langzeitverlauf weiterhin Veränderungen des Gangbildes stattfinden. Diese können ein möglicher Therapieansatz zur weiteren Optimierung sein. Es bedarf weiterer Untersuchungen um herauszufinden, inwiefern sich diese Erkenntnisse therapeutisch nutzen lassen. Spezifische Kompensationsmechanismen wie eine erhöhte Beckenneigung und eine vermehrte Rotation des Beckens sowie die erhöhte Außenrotation der Fußstellung, insbesondere auf der betroffenen Seite, persistieren im postoperativen Langzeitverlauf. Es lieg der Schluss nahe, dass die endoprothetische Versorgung unter diesen Aspekten weiter optimiert werden kann. Gleichzeitig erhöhen diese Mechanismen das Risiko für vermehrte, degenerative Prozesse an kontralateralen und benachbarten Gelenken. Überdies üben weitere Parameter wie Geschlecht, Alter und präoperatives Gangbild Einfluss auf das postoperative Gangbild aus. Kinetische Momente und muskuläre Aktivität sind ebenfalls wichtige Faktoren und sollten in weiteren Studien in die Untersuchung mit einbezogen werden. Dabei sollte insbesondere eine mögliche therapeutische Adressierbarkeit zur Verbesserung der Versorgungsqualität beleuchtet werden. Die instrumentelle Ganganalyse bewährt sich hierzu als sinnvolle Ergänzung zur Beurteilung der funktionellen Parameter und der Ergebnisse der endoprothetischen Versorgung.

# 7 Literaturverzeichnis


Ackerman, I. N., S. E. Graves, K. L. Bennell and R. H. Osborne (2006). "Evaluating quality of life in hip and knee replacement: Psychometric properties of the World Health Organization Quality of Life short version instrument." Arthritis Rheum **55**(4): 583-590.

Ackerman, I. N., S. E. Soh, I. A. Harris, K. Cashman, E. Heath, M. Lorimer and S. E. Graves (2021). "Performance of the HOOS-12 and KOOS-12 instruments for evaluating outcomes from joint replacement surgery." Osteoarthritis Cartilage **29**(6): 815-823.

Altman, R., G. Alarcón, D. Appelrouth, D. Bloch, D. Borenstein, K. Brandt, C. Brown, T. D. Cooke, W. Daniel, D. Feldman and et al. (1991). "The American College of Rheumatology criteria for the classification and reporting of osteoarthritis of the hip." Arthritis Rheum **34**(5): 505-514.

Anakwe, R. E., S. D. Middleton, P. J. Jenkins, A. P. Butler, S. A. Aitken, J. F. Keating and M. Moran (2012). "Total hip replacement in patients with hip fracture: a matched cohort study." J Trauma Acute Care Surg **73**(3): 738-742.

Augurzy, B., S. Krolop and A. Pilny (2021). "Krankenhaus Rating Report 2021." Medhochzwei.

Bahl, J. S., M. J. Nelson, M. Taylor, L. B. Solomon, J. B. Arnold and D. Thewlis (2018). "Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis." Osteoarthritis Cartilage **26**(7): 847-863.

Bahr, J., D. Rosental, T. Classen, S. Krebs and M. Jäger (2021). "A Retrospective Single-Center Study of 23 Patients to Compare Gait Before and After Total Hip Arthroplasty Using the S-ROM Modular Hip System." Med Sci Monit **27**.

Baker, M., J. Moreside, I. Wong and D. J. Rutherford (2016). "Passive hip movement measurements related to dynamic motion during gait in hip osteoarthritis." J Orthop Res **34**(10): 1790-1797.

Barrett, J., E. Losina, J. A. Baron, N. N. Mahomed, J. Wright and J. N. Katz (2005). "Survival following total hip replacement." J Bone Joint Surg Am **87**(9): 1965-1971.

Beaulieu, M. L., M. Lamontagne and P. E. Beaulé (2010). "Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty." Gait & Posture **32**(2): 269-273.

Behrend, H., K. Giesinger, J. M. Giesinger and M. S. Kuster (2012). "The "forgotten joint" as the ultimate goal in joint arthroplasty: validation of a new patient-reported outcome measure." J Arthroplasty **27**(3): 430-436.

Bennett, D., L. Humphreys, S. O'Brien, C. Kelly, J. F. Orr and D. E. Beverland (2008). "Gait kinematics of age-stratified hip replacement patients—A large scale, long-term follow-up study." Gait & Posture **28**(2): 194-200.

Berman, A. T., R. H. Quinn and V. J. Zarro (1991). "Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacements." Arch Phys Med Rehabil **72**(3): 190-194.

Bierma-Zeinstra, S. M., J. D. Oster, R. M. Bernsen, J. A. Verhaar, A. Z. Ginai and A. M. Bohnen (2002). "Joint space narrowing and relationship with symptoms and signs in adults consulting for hip pain in primary care." J Rheumatol **29**(8): 1713-1718.

Blasimann, A., S. W. Dauphinee and J. B. Staal (2014). "Translation, cross-cultural adaptation, and psychometric properties of the German version of the hip disability and osteoarthritis outcome score." J Orthop Sports Phys Ther **44**(12): 989-997.

Böhm, H., D. Hagemeyer, Y. Thummerer, R. Kipping, U. Stöckle and K. Scheuerer (2016). "Rehabilitation of gait in patients after total hip arthroplasty: Comparison of the minimal invasive Yale 2-incision technique and the conventional lateral approach." Gait Posture **44**: 110-115.

Bota, N. C., D. V. Nistor, S. Caterev and A. Todor (2021). "Historical overview of hip arthroplasty: From humble beginnings to a high-tech future." Orthop Rev (Pavia) **13**(1): 8773.

Bowsher, K. A. and C. L. Vaughan (1995). "Effect of foot-progression angle on hip joint moments during gait." J Biomech **28**(6): 759-762.

Bronstein, A. and T. Brandt (2004). Clinical disorders of balance, posture and gait, CRC Press.

Buckland, A. J., L. Steinmetz, P. Zhou, D. Vasquez-Montes, M. Kingery, N. D. Stekas, E. W. Ayres, C. G. Varlotta, V. Lafage, R. Lafage, T. Errico, P. G. Passias, T. S. Protopsaltis and J. Vigdorchik (2019). "Spinopelvic Compensatory Mechanisms for Reduced Hip Motion (ROM) in the Setting of Hip Osteoarthritis." Spine Deform **7**(6): 923-928.

Burroughs, B. R., B. R. Hallstrom, G. J. Golladay, D. P. Hoeffel and W. H. Harris (2005). "Range of motion and stability in total hip arthroplasty with 28-, 32-, 38-, and 44-mm femoral head sizes." The Journal of arthroplasty **20 1**: 11-19.

Carpenter, C., J. Filer, G. Crosskey and S. Mitchell (2014). "TOTAL HIP REPLACEMENT IN TRAUMA." Orthopaedic Proceedings **96-B**(SUPP_5): 12-12.

Chen, G. and J. Yang (2008). "[Progress of hip resurfacing arthroplasty]." Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi **22**(6): 665-668.

Christie, M. J., D. K. DeBoer, L. W. Trick, J. C. Brothers, R. E. Jones, G. T. Vise and T. A. Gruen (1999). "Primary total hip arthroplasty with use of the modular S-ROM prosthesis. Four to seven-year clinical and radiographic results." JBJS **81**(12): 1707-1716.

Cibulka, M. T., D. M. White, J. Woehrle, M. Harris-Hayes, K. Enseki, T. L. Fagerson, J. Slover and J. J. Godges (2009). "Hip pain and mobility deficits--hip osteoarthritis: clinical practice guidelines linked to the international classification of functioning, disability, and health from the orthopaedic section of the American Physical Therapy Association." J Orthop Sports Phys Ther **39**(4): A1-25.

Cohen-Rosenblum, A. and Q. Cui (2019). "Osteonecrosis of the Femoral Head." Orthop Clin North Am **50**(2): 139-149.

Constantinou, M., R. Barrett, M. Brown and P. Mills (2014). "Spatial-temporal gait characteristics in individuals with hip osteoarthritis: a systematic literature review and meta-analysis." J Orthop Sports Phys Ther **44**(4): 291-b297.

Coyle, P. C., P. J. Knox, R. T. Pohlig, J. M. Pugliese, J. M. Sions and G. E. Hicks (2021). "Hip Range of Motion and Strength Predict 12-Month Physical Function Outcomes in Older Adults With Chronic Low Back Pain: The Delaware Spine Studies." ACR Open Rheumatology **3**(12): 850-859.

Dakin, H., P. Eibich, D. Beard, A. Gray and A. Price (2020). "The use of patient-reported outcome measures to guide referral for hip and knee arthroplasty." Bone Joint J **102-b**(7): 950-958.

Davis, R. B., S. Õunpuu, D. Tyburski and J. R. Gage (1991). "A gait analysis data collection and reduction technique." Human Movement Science **10**(5): 575-587.

de David, A. C., F. P. Carpes and D. Stefanyshyn (2015). "Effects of changing speed on knee and ankle joint load during walking and running." J Sports Sci **33**(4): 391-397.

Di Puccio, F. and L. Mattei (2015). "Biotribology of artificial hip joints." World J Orthop **6**(1): 77-94.

DLV (2017). "Internationale Wettkampfregeln (IWR)." (5.6.2017).

Donelan, J. M., R. Kram and A. D. Kuo (2001). "Mechanical and metabolic determinants of the preferred step width in human walking." Proc Biol Sci **268**(1480): 1985-1992.

Doré, A. L., Y. M. Golightly, V. S. Mercer, X. A. Shi, J. B. Renner, J. M. Jordan and A. E. Nelson (2015). "Lower-extremity osteoarthritis and the risk of falls in a community-based longitudinal study of adults with and without osteoarthritis." Arthritis Care Res (Hoboken) **67**(5): 633-639.

Eitzen, I., L. Fernandes, L. Nordsletten and M. A. Risberg (2012). "Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to healthy controls: a cross-sectional study." BMC Musculoskelet Disord **13**: 258.

EPRD. (2022). "Jahresbericht der EPRD 2022." 2022.

Evans, J. T., J. P. Evans, R. W. Walker, A. W. Blom, M. R. Whitehouse and A. Sayers (2019). "How long does a hip replacement last? A systematic review and meta-analysis of case series and national registry reports with more than 15 years of follow-up." Lancet **393**(10172): 647-654.

Ewen, A. M., S. Stewart, A. St Clair Gibson, S. N. Kashyap and N. Caplan (2012). "Post-operative gait analysis in total hip replacement patients-a review of current literature and meta-analysis." Gait Posture **36**(1): 1-6.

Ezquerra, L., M. P. Quilez, M. Á. Pérez, J. Albareda and B. Seral (2017). "Range of Movement for Impingement and Dislocation Avoidance in Total Hip Replacement Predicted by Finite Element Model." Journal of Medical and Biological Engineering **37**: 26 - 34.

Foucher, K. C. (2016). "Gait abnormalities before and after total hip arthroplasty differ in men and women." J Biomech **49**(14): 3582-3586.

Foucher, K. C., D. E. Hurwitz and M. A. Wimmer (2007). "Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients." Journal of Biomechanics **40**(15): 3432-3437.

Foucher, K. C. and M. A. Wimmer (2012). "Contralateral hip and knee gait biomechanics are unchanged by total hip replacement for unilateral hip osteoarthritis." Gait Posture **35**(1): 61-65.

Gallagher, D., M. Visser, D. Sepúlveda, R. N. Pierson, T. Harris and S. B. Heymsfield (1996). "How useful is body mass index for comparison of body fatness across age, sex, and ethnic groups?" Am J Epidemiol **143**(3): 228-239.

Gordon, J. E. and L. E. Davis (2019). "Leg Length Discrepancy: The Natural History (And What Do We Really Know)." J Pediatr Orthop **39**(Issue 6, Supplement 1 Suppl 1): S10-s13.

Grayson, C. W. and R. C. Decker (2012). "Total joint arthroplasty for persons with osteoarthritis." Pm r **4**(5 Suppl): S97-103.

Greber, E. M., C. E. Pelt, J. M. Gililland, M. B. Anderson, J. A. Erickson and C. L. Peters (2017). "Challenges in Total Hip Arthroplasty in the Setting of Developmental Dysplasia of the Hip." J Arthroplasty **32**(9s): S38-s44.

Grigoris, P., P. Roberts, K. Panousis and Z. Jin (2006). "Hip resurfacing arthroplasty: the evolution of contemporary designs." Proc Inst Mech Eng H **220**(2): 95-105.

Guenther, D., S. Schmidl, T. O. Klatte, H. K. Widhalm, M. Omar, C. Krettek, T. Gehrke, D. Kendoff and C. Haasper (2015). "Overweight and obesity in hip and knee arthroplasty: Evaluation of 6078 cases." World J Orthop **6**(1): 137-144.

Gurney, B. (2002). "Leg length discrepancy." Gait Posture **15**(2): 195-206.

Gutin, I. (2018). "In BMI We Trust: Reframing the Body Mass Index as a Measure of Health." Soc Theory Health **16**(3): 256-271.

Hansen, E. H. (1975). "[Measurement and description of joint mobility by the neutral zero method]." Ugeskr Laeger **137**(48): 2822-2825.

Harcourt-Smith, W. E. H. and L. C. Aiello (2004). "Fossils, feet and the evolution of human bipedal locomotion." Journal of Anatomy **204**(5): 403-416.

Hariri, S., S. K. Chun, J. B. Cowan, C. R. Bragdon, H. Malchau and H. E. Rubash (2013). "Range of motion in a modular femoral stem system with a variety of neck options." The Journal of arthroplasty **28 9**: 1625-1633.

Harris, W. H. (1969). "Traumatic Arthritis of the Hip after Dislocation and Acetabular Fractures: Treatment by Mold Arthroplasty: An end-result study using a new method of result evaluation." JBJS **51**(4): 737-755.

Hirata, S., R. Ono, M. Yamada, S. Takikawa, T. Nishiyama, K. Hasuda and M. Kurosaka (2006). "Ambulatory physical activity, disease severity, and employment status in adult women with osteoarthritis of the hip." The Journal of Rheumatology **33**(5): 939.

Hoeksma, H. L., C. H. Van Den Ende, H. K. Ronday, A. Heering and F. C. Breedveld (2003). "Comparison of the responsiveness of the Harris Hip Score with generic measures for hip function in osteoarthritis of the hip." Ann Rheum Dis **62**(10): 935-938.

Hofstede, S. N., M. G. Gademan, T. P. Vliet Vlieland, R. G. Nelissen and P. J. Marang-van de Mheen (2016). "Preoperative predictors for outcomes after total hip replacement in patients with osteoarthritis: a systematic review." BMC Musculoskelet Disord **17**: 212.

Holm, I., B. Bolstad, T. Lütken, A. Ervik, M. Røkkum and H. Steen (2000). "Reliability of goniometric measurements and visual estimates of hip ROM in patients with osteoarthrosis." Physiother Res Int **5**(4): 241-248.

Horstmann, T., F. Martini, J. Knak, F. Mayer, S. Sell, J. Zacher and W. Küsswetter (1994). "Isokinetic force-velocity curves in patients following implantation of an individual total hip prosthesis." International journal of sports medicine **15**(S 1): S64-S69.

Huang, C.-H., B. Aydemir and K. C. Foucher (2022). "Sagittal plane ankle kinetics are associated with dynamic hip range of motion and gait efficiency in women with hip osteoarthritis." Journal of Orthopaedic Research.

Huang, C.-H., B. Aydemir, A. Jalasutram, I. Kabir and K. C. Foucher (2021). "Impact of step length asymmetry on walking energetics in women with hip Osteoarthritis: A pilot study." Journal of Biomechanics **129**: 110862.

Inacio, M. C., D. Kritz-Silverstein, E. W. Paxton and D. C. Fithian (2013). "Do patients lose weight after joint arthroplasty surgery? A systematic review." Clin Orthop Relat Res **471**(1): 291-298.

Ismailidis, P., M. Kaufmann, M. Clauss, G. Pagenstert, A. Eckardt, T. Ilchmann, A. Mündermann and C. Nüesch (2021). "Kinematic changes in severe hip osteoarthritis measured at matched gait speeds." Journal of Orthopaedic Research **39**(6): 1253-1261.

Ismailidis, P., C. Nüesch, M. Kaufmann, M. Clauss, G. Pagenstert, A. Eckardt, T. Ilchmann and A. Mündermann (2020). "Measuring gait kinematics in patients with severe hip osteoarthritis using wearable sensors." Gait Posture **81**: 49-55.

Jackson, J. (2011). "Father of the modern hip replacement: Professor Sir John Charnley (1911-82)." J Med Biogr **19**(4): 151-156.

Janura, M., E. Zahutovà, J. Gallo, Z. Svoboda and L. HonzÍkovà (2020). "[Effect of Primary and Revision Total Hip Arthroplasty on Gait Kinematics]." Acta Chir Orthop Traumatol Cech **87**(4): 243-250.

Kadaba, M. P., H. K. Ramakrishnan and M. E. Wootten (1990). "Measurement of lower extremity kinematics during level walking." J Orthop Res **8**(3): 383-392.

Kahlenberg, C. A., B. U. Nwachukwu, W. W. Schairer, M. E. Steinhaus and M. B. Cross (2017). "Patient Satisfaction Reporting After Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review." Orthopedics **40**(3): e400-e404.

Kandil, A., W. M. Novicoff and J. A. Browne (2013). "Obesity and total joint arthroplasty: do patients lose weight following surgery?" Phys Sportsmed **41**(2): 34-37.

Kang, J. S., K. H. Moon, R. S. Kim, S. R. Park, J. S. Lee and S. H. Shin (2011). "Total hip arthroplasty using S-ROM prosthesis for dysplastic hip." Yonsei Med J **52**(4): 655-660.

Katz, J. N., K. R. Arant and R. F. Loeser (2021). "Diagnosis and Treatment of Hip and Knee Osteoarthritis: A Review." Jama **325**(6): 568-578.

Kawano, T., M. Nankaku, M. Murao, K. Goto, Y. Kuroda, T. Kawai, R. Ikeguchi and S. Matsuda (2021). "Functional characteristics associated with hip abductor torque in severe hip osteoarthritis." Musculoskeletal Science and Practice **55**: 102431.

Kechagias, V. A., T. B. Grivas, P. J. Papagelopoulos, V. A. Kontogeorgakos and K. Vlasis (2021). "Truncal Changes in Patients Suffering Severe Hip or Knee Osteoarthritis: A Surface Topography Study." Clin Orthop Surg **13**(2): 185-195.

Kellgren, J. H. and J. S. Lawrence (1957). "Radiological assessment of osteo-arthrosis." Ann Rheum Dis **16**(4): 494-502.

Kido, K., M. Fujioka, K. Takahashi, K. Ueshima, T. Goto and T. Kubo (2009). "Short-Term Results of the S-ROM-A Femoral Prosthesis: Operative Strategies for Asian Patients With Osteoarthritis." The Journal of Arthroplasty **24**(8): 1193-1199.

Kim, C., M. Nevitt, A. Guermazi, J. Niu, M. Clancy, I. Tolstykh, P. M. Jungmann, N. E. Lane, N. A. Segal, W. F. Harvey, C. E. Lewis and D. T. Felson (2018). "Brief Report: Leg Length Inequality and Hip Osteoarthritis in the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative." Arthritis Rheumatol **70**(10): 1572-1576.

Kim, W. D. and D. Shin (2020). "Correlations Between Hip Extension Range of Motion, Hip Extension Asymmetry, and Compensatory Lumbar Movement in Patients with Nonspecific Chronic Low Back Pain." Med Sci Monit **26**: e925080.

Kirtley, C., M. W. Whittle and R. J. Jefferson (1985). "Influence of walking speed on gait parameters." J Biomed Eng **7**(4): 282-288.

Kiss, R. M. (2010). "Effect of walking speed and severity of hip osteoarthritis on gait variability." J Electromyogr Kinesiol **20**(6): 1044-1051.

Knox, P. J., P. C. Coyle, J. M. Pugliese, R. T. Pohlig, J. M. Sions and G. E. Hicks (2021). "Hip osteoarthritis signs and symptoms are associated with increased fall risk among community-dwelling older adults with chronic low back pain: a prospective study." Arthritis Research & Therapy **23**(1): 71.

Kumar, D., C. Wyatt, K. Chiba, S. Lee, L. Nardo, T. M. Link, S. Majumdar and R. B. Souza (2015). "Anatomic correlates of reduced hip extension during walking in individuals with mild-moderate radiographic hip osteoarthritis." J Orthop Res **33**(4): 527-534.

La Grow, S., P. Yeung, A. Towers, F. Alpass and C. Stephens (2013). "The Impact of Mobility on Quality of Life Among Older Persons." Journal of aging and health **25**.

Lapham, A. C. and R. M. Bartlett (1995). "The use of artificial intelligence in the analysis of sports performance: A review of applications in human gait analysis and future directions for sports biomechanics." Journal of Sports Sciences **13**(3): 229-237.

Lee, Y. and K. Park (2008). "Does physical activity moderate the association between depressive symptoms and disability in older adults?" Int J Geriatr Psychiatry **23**(3): 249-256.

Lemhöfer, C. and A. Ranker (2019). "Gangzyklus und Ganganalyse – Eine Einführung." Physikalische Medizin, Rehabilitationsmedizin, Kurortmedizin **29**: 11-14.

Lespasio, M. J., A. A. Sultan, N. S. Piuzzi, A. Khlopas, M. E. Husni, G. F. Muschler and M. A. Mont (2018). "Hip Osteoarthritis: A Primer." Perm J **22**: 17-084.

Lieberman, J. R., F. Dorey, P. Shekelle, L. Schumacher, B. J. Thomas, D. J. Kilgus and G. A. Finerman (1996). "Differences between patients' and physicians' evaluations of outcome after total hip arthroplasty." J Bone Joint Surg Am **78**(6): 835-838.

Lin, X., O. G. Meijer, J. Lin, W. Wu, X. Lin, B. Liang, J. H. van Dieën and S. M. Bruijn (2015). "Frontal plane kinematics in walking with moderate hip osteoarthritis: Stability and fall risk." Clin Biomech (Bristol, Avon) **30**(8): 874-880.

Liu, B., A. Balkwill, J. Green and V. Beral (2016). "Body size from birth to middle age and the risk of hip and knee replacement." BMC Musculoskelet Disord **17**: 260.

Lovejoy, C. O. (1981). "The Origin of Man." Science **211**(4480): 341-350.

Mahmood, S. S., S. S. Mukka, S. Crnalic and A. S. Sayed-Noor (2015). "The Influence of Leg Length Discrepancy after Total Hip Arthroplasty on Function and Quality of Life: A Prospective Cohort Study." J Arthroplasty **30**(9): 1638-1642.

Mahomed, N. N., D. C. Arndt, B. J. McGrory and W. H. Harris (2001). "The Harris hip score." The Journal of Arthroplasty **16**(5): 575-580.

McMinn, D. and J. Daniel (2006). "History and modern concepts in surface replacement." Proc Inst Mech Eng H **220**(2): 239-251.

Mellin, G. (1988). "Correlations of Hip Mobility with Degree of Back Pain and Lumbar Spinal Mobility in Chronic Low-Back Pain Patients." Spine **13**: 668-670.

Mellon, S. J., A. D. Liddle and H. Pandit (2013). "Hip replacement: landmark surgery in modern medical history." Maturitas **75**(3): 221-226.

Merriaux, P., Y. Dupuis, R. Boutteau, P. Vasseur and X. Savatier (2017). "A Study of Vicon System Positioning Performance." Sensors **17**(7): 1591.

Mikić, Z. and A. R. Lesić (2013). "[50 years of total hip prosthesis--a tribute to Prof. Sir John Charnley]." Acta Chir Iugosl **60**(1): 9-13.

Miller, C. A. and M. C. Verstraete (1996). "Determination of the step duration of gait initiation using a mechanical energy analysis." J Biomech **29**(9): 1195-1199.

Moellenbeck, B., F. Horst, G. Gosheger, C. Theil, L. Seeber and T. Kalisch (2020). "Sedentary Behavior in Older Patients before and after Total Hip Arthroplasty: A Prospective Cohort Study." Healthcare (Basel) **8**(3).

Motl, R. W. and E. McAuley (2010). "Physical activity, disability, and quality of life in older adults." Phys Med Rehabil Clin N Am **21**(2): 299-308.

Naal, F. D., F. M. Impellizzeri, R. von Eisenhart-Rothe, A. F. Mannion and M. Leunig (2012). "Reproducibility, validity, and responsiveness of the hip outcome score in patients with end-stage hip osteoarthritis." Arthritis Care Res (Hoboken) **64**(11): 1770-1775.

Neuprez, A., A. H. Neuprez, J. F. Kaux, W. Kurth, C. Daniel, T. Thirion, J. P. Huskin, P. Gillet, O. Bruyère and J. Y. Reginster (2020). "Total joint replacement improves pain, functional quality of life, and health utilities in patients with late-stage knee and hip osteoarthritis for up to 5 years." Clin Rheumatol **39**(3): 861-871.

Nodehi-Moghadam, A., M. Taghipour, R. Goghatin Alibazi and H. Baharlouei (2014). "The comparison of spinal curves and hip and ankle range of motions between old and young persons." Med J Islam Repub Iran **28**: 74.

Nüesch, C., P. Ismailidis, D. Koch, G. Pagenstert, T. Ilchmann, A. Eckardt, K. Stoffel, C. Egloff and A. Mündermann (2021). "Assessing Site Specificity of Osteoarthritic Gait Kinematics with Wearable Sensors and Their Association with Patient Reported Outcome Measures (PROMs): Knee versus Hip Osteoarthritis." Sensors (Basel) **21**(16).

Nuttall, F. Q. (2015). "Body Mass Index: Obesity, BMI, and Health: A Critical Review." Nutrition Today **50**(3): 117-128.

Ornetti, P., J. F. Maillefert, D. Laroche, C. Morisset, M. Dougados and L. Gossec (2010). "Gait analysis as a quantifiable outcome measure in hip or knee osteoarthritis: a systematic review." Joint Bone Spine **77**(5): 421-425.

Parafita, F., P. Ferreira, D. Raab, P. Flores, H. Hefter, M. Siebler and A. Kesckeméthy (2016). Evaluating Balance, Stability and Gait Symmetry of Stroke Patients using Instrumented Gait Analysis Techniques.

Park, Y., G. Han and S. Kim (2000). "Primary total hip arthroplasty using S-ROM (R) modular femoral stem: minimum 5 years follow up results." J Korean Hip Soc **12**: 315-321.

Park, Y., S. Yi and S. Moon (1997). "Total hip arthroplasty using the S-ROM modular femoral stem: preliminary report of cases with at least a 2 year follow-up." J Korean Hip Soc **9**: 99-104.

Patterson, K. K. (2010). Gait asymmetry post-stroke Dissertation, Universitiy of Toronto.

Perry, J. (2003). Ganganalyse, Norm und Pathologie des Gehens. München, Urban & Fischer.

Pilz, V., T. Hanstein and R. Skripitz (2018). "Projections of primary hip arthroplasty in Germany until 2040." Acta Orthop **89**(3): 308-313.

Pivec, R., A. J. Johnson, S. C. Mears and M. A. Mont (2012). "Hip arthroplasty." Lancet **380**(9855): 1768-1777.

Pogorzała, A., W. Stryła and A. Nowakowski (2013). "The effect of hip arthroplasty on the speed of walking." Polish orthopedics & traumatology **78**: 201-205.

Porta, M., M. Pau, B. Leban, M. Deidda, M. Sorrentino, F. Arippa and G. Marongiu (2021). "Lower Limb Kinematics in Individuals with Hip Osteoarthritis during Gait: A Focus on Adaptative Strategies and Interlimb Symmetry." Bioengineering (Basel) **8**(4).

Poulsen, E., H. W. Christensen, J. Ø. Penny, S. Overgaard, W. Vach and J. Hartvigsen (2012). "Reproducibility of range of motion and muscle strength measurements in patients with hip osteoarthritis – an inter-rater study." BMC Musculoskeletal Disorders **13**(1): 242.

Pua, Y.-H., T. V. Wrigley, S. M. Cowan and K. L. Bennell (2009). "Hip flexion range of motion and physical function in hip osteoarthritis: Mediating effects of hip extensor strength and pain." Arthritis Care & Research **61**(5): 633-640.

Quetelet, L. A. J. (1842). A treatise on man and the development of his faculties, Burt Franklin, New York.

Rapp, W., T. Brauner, L. Weber, S. Grau, A. Mündermann and T. Horstmann (2015). "Improvement of walking speed and gait symmetry in older patients after hip arthroplasty: a prospective cohort study." BMC Musculoskelet Disord **16**: 291.

Rasch, A., N. Dalén and H. E. Berg (2010). "Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA." Acta Orthopaedica **81**(2): 183-188.

Roach, S., J. San Juan, D. Suprak, M. Lyda, A. Bies and C. Boydston (2015). "Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls." International journal of sports physical therapy **10**: 13-20.

Röder, C., R. Vogel, L. Burri, D. Dietrich and L. P. Staub (2012). "Total hip arthroplasty: leg length inequality impairs functional outcomes and patient satisfaction." BMC Musculoskelet Disord **13**: 95.

Rutherford, D., L. Buckingham, J. Moreside, I. Wong and G. Richardson (2018). "Knee motion and muscle activation patterns are altered in hip osteoarthritis: The effect of severity on walking mechanics." Clin Biomech (Bristol, Avon) **59**: 1-7.

Rutherford, D., J. Moreside and I. Wong (2015). "Knee joint motion and muscle activation patterns are altered during gait in individuals with moderate hip osteoarthritis compared to asymptomatic cohort." Clin Biomech (Bristol, Avon) **30**(6): 578-584.

Rydevik, K., L. Fernandes, L. Nordsletten and M. A. Risberg (2010). "Functioning and Disability in Patients With Hip Osteoarthritis With Mild to Moderate Pain." Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy **40**(10): 616-624.

Salis-Soglio, G. (2015). Die Neutral-0-Methode. München, Springer.

Salvi, A., G. Grappiolo and S. Hacking (2010). "The Innovative Sivash Artificial Total Hip Joint." University of Pennsylvania Orthopaedic Journal - UPOJ **20**.

Santana, D. C., H. K. Anis, M. A. Mont, C. A. Higuera and N. S. Piuzzi (2020). "What is the Likelihood of Subsequent Arthroplasties after Primary TKA or THA? Data from the Osteoarthritis Initiative." Clin Orthop Relat Res **478**(1): 34-41.

Schmitt, D., A. Vap and R. M. Queen (2015). "Effect of end-stage hip, knee, and ankle osteoarthritis on walking mechanics." Gait Posture **42**(3): 373-379.

Seward, M. W., L. G. Briggs, P. A. Bain and A. F. Chen (2021). "Preoperative Nonsurgical Weight Loss Interventions Before Total Hip and Knee Arthroplasty: A Systematic Review." J Arthroplasty **36**(11): 3796-3806.e3798.

Shi, X. T., C. F. Li, Y. Han, Y. Song, S. X. Li and J. G. Liu (2019). "Total Hip Arthroplasty for Crowe Type IV Hip Dysplasia: Surgical Techniques and Postoperative Complications." Orthop Surg **11**(6): 966-973.

Shibuya, M., Y. Nanri, K. Kamiya, K. Fukushima, K. Uchiyama, N. Takahira, M. Takaso, M. Fukuda and A. Matsunaga (2020). "The maximal gait speed is a simple and useful prognostic indicator for functional recovery after total hip arthroplasty." BMC Musculoskeletal Disorders **21**(1): 84.

Simonsen, E. B. (2014). "Contributions to the understanding of gait control." Dan Med J **61**(4): B4823.

Singh, J. A., C. Schleck, S. Harmsen and D. Lewallen (2016). "Clinically important improvement thresholds for Harris Hip Score and its ability to predict revision risk after primary total hip arthroplasty." BMC Musculoskeletal Disorders **17**(1): 256.

Sivash, K. (1967). "Alloplasty of the hip joint. A laboratory and clinical study." Central Institute for Traumatology and Orthopaedics.—Moscow: Medical Press.

Sivash, K. M. (1969). "The development of a total metal prosthesis for the hip joint from a partial joint replacement." Reconstr Surg Traumatol **11**: 53-62.

Söderman, P. and H. Malchau (2001). "Is the Harris Hip Score System Useful to Study the Outcome of Total Hip Replacement?" Clinical Orthopaedics and Related Research **384**: 189-197.

Söderman, P., H. Malchau and P. Herberts (2001). "Outcome of Total Hip Replacement: A Comparison of Different Measurement Methods." Clinical Orthopaedics and Related Research® **390**: 163-172.

Steultjens, M. P. M., J. Dekker, M. E. van Baar, R. A. B. Oostendorp and J. W. J. Bijlsma (2000). "Range of joint motion and disability in patients with osteoarthritis of the knee or hip." Rheumatology **39**(9): 955-961.

Stupar, M., P. Côté, M. R. French and G. A. Hawker (2010). "The association between low back pain and osteoarthritis of the hip and knee: a population-based cohort study." J Manipulative Physiol Ther **33**(5): 349-354.

Sutlive, T. G., H. P. Lopez, D. E. Schnitker, S. E. Yawn, R. J. Halle, L. T. Mansfield, R. E. Boyles and J. D. Childs (2008). "Development of a clinical prediction rule for diagnosing hip osteoarthritis in individuals with unilateral hip pain." J Orthop Sports Phys Ther **38**(9): 542-550.

Tateuchi, H., H. Akiyama, K. Goto, K. So, Y. Kuroda and N. Ichihashi (2020). "Gait kinematics of the hip, pelvis, and trunk associated with external hip adduction moment in patients with secondary hip osteoarthritis: toward determination of the key point in gait modification." BMC Musculoskeletal Disorders **21**(1): 8.

Thorpe, S. K. S., R. L. Holder and R. H. Crompton (2007). "Origin of Human Bipedalism As an Adaptation for Locomotion on Flexible Branches." Science **316**(5829): 1328-1331.

Tohidi, M., S. B. Brogly, K. Lajkosz, M. M. Harrison, A. R. Campbell, E. VanDenKerkhof and S. M. Mann (2019). "Ten-year risk of complication and mortality after total hip arthroplasty in morbidly obese patients: a population study." Can J Surg **62**(6): 442-449.

U.S. Preventive Service Task Force (2003). "Screening for obesity in adults: recommendations and rationale." Ann Intern Med **139**(11): 930-932.

van Drongelen, S., S. Braun, F. Stief and A. Meurer (2021). "Comparison of Gait Symmetry and Joint Moments in Unilateral and Bilateral Hip Osteoarthritis Patients and Healthy Controls." Frontiers in Bioengineering and Biotechnology **9**.

van Schoor, N. M., E. Dennison, M. V. Castell, C. Cooper, M. H. Edwards, S. Maggi, N. L. Pedersen, S. van der Pas, J. J. M. Rijnhart, P. Lips and D. J. H. Deeg (2020). "Clinical osteoarthritis of the hip and knee and fall risk: The role of low physical functioning and pain medication." Seminars in Arthritis and Rheumatism **50**(3): 380-386.

Varnum, C. (2017). "Outcomes of different bearings in total hip arthroplasty - implant survival, revision causes, and patient-reported outcome." Dan Med J **64**(3).

Vogt, B., G. Gosheger, T. Wirth, J. Horn and R. Rödl (2020). "Leg Length Discrepancy- Treatment Indications and Strategies." Dtsch Arztebl Int **117**(24): 405-411.

Wall, J. C., A. Ashburn and L. Klenerman (1981). "Gait analysis in the assessment of functional performance before and after total hip replacement." Journal of Biomedical Engineering **3**(2): 121-127.

Wallis, J. A., K. E. Webster, P. Levinger and N. F. Taylor (2013). "What proportion of people with hip and knee osteoarthritis meet physical activity guidelines? A systematic review and meta-analysis." Osteoarthritis and Cartilage **21**(11): 1648-1659.

Wamper, K. E., I. N. Sierevelt, R. W. Poolman, M. Bhandari and D. Haverkamp (2010). "The Harris hip score: Do ceiling effects limit its usefulness in orthopedics?" Acta Orthop **81**(6): 703-707.

Wang, J., S. F. Siddicky, M. P. Dohm, C. L. Barnes and E. M. Mannen (2021). "Kinematic and Kinetic Changes after Total Hip Arthroplasty during Sit-To-Stand Transfers: Systematic Review." Arthroplasty Today **7**: 148-156.

Wang, L., G. Isaac, R. Wilcox, A. Jones and J. Thompson (2019). "Finite element analysis of polyethylene wear in total hip replacement: A literature review." Proc Inst Mech Eng H **233**(11): 1067-1088.

Watelain, E., F. Dujardin, F. Babier, D. Dubois and P. Allard (2001). "Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis." Archives of physical medicine and rehabilitation **82**(12): 1705-1711.

Waters, R. L. and S. Mulroy (1999). "The energy expenditure of normal and pathologic gait." Gait & Posture **9**(3): 207-231.

Weber, M., F. Suess, S. A. Jerabek, M. Meyer, J. Grifka, T. Renkawitz and S. Dendorfer (2022). "Kinematic pelvic tilt during gait alters functional cup position in total hip arthroplasty." Journal of Orthopaedic Research **40**(4): 846-853.

Weng, W. J., W. J. Wang, M. D. Wu, Z. H. Xu, L. L. Xu and Y. Qiu (2015). "Characteristics of sagittal spine-pelvis-leg alignment in patients with severe hip osteoarthritis." Eur Spine J **24**(6): 1228-1236.

Williams, E. P., M. Mesidor, K. Winters, P. M. Dubbert and S. B. Wyatt (2015). "Overweight and Obesity: Prevalence, Consequences, and Causes of a Growing Public Health Problem." Curr Obes Rep **4**(3): 363-370.

Worlicek, M., B. Messmer, J. Grifka, T. Renkawitz and M. Weber (2020). "Restoration of leg length and offset correlates with trochanteric pain syndrome in total hip arthroplasty." Sci Rep **10**(1): 7107.

# 8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: HHS des Patientenkollektivs über den Untersuchungszeitraum....17

Tabelle 2: BMI sowie relative und absolute Beinlängendifferenzen....17

Tabelle 3: Goniometrische Messungen präoperativ (präop)....18

Tabelle 4: Goniometrische Messungen postoperativ (postop1)....19

Tabelle 5: Goniometrische Messungen im postoperativen Langzeitverlauf (postop2)....19

Tabelle 6: Goniometrie präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)....20

Tabelle 7: Goniometrie postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....21

Tabelle 8: Weg-Zeit Parameter präoperativ (präop)....22

Tabelle 9: Weg-Zeit Parameter postoperativ (postop1)....24

Tabelle 10: Weg-Zeit Parameter im postoperativen Langzeitverlauf (postop2)....25

Tabelle 11: Weg-Zeit Parameter präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)....27

Tabelle 12: Weg-Zeit Parameter unmittelbar postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....29

Tabelle 13: Kinematik Becken präoperativ (präop)....30

Tabelle 14: Kinematik Hüfte präoperativ (präop)....31

Tabelle 15: Kinematik Kniegelenk präoperativ (präop)....32

Tabelle 16: Kinematik Sprunggelenk präoperativ (präop)....32

Tabelle 17: Fußstellung Standphase präoperativ (präop)....33

Tabelle 18: Kinematik Becken postoperativ (postop1)....33

Tabelle 19: Kinematik Hüftgelenk postoperativ (postop1)....34

Tabelle 20: Kinematik Kniegelenk postoperativ (postop1)....36

Tabelle 21: Kinematik Sprunggelenk postoperativ (postop1)....36

Tabelle 22: Kinematik Fußstellung Standphase postoperativ (postop1)....37

Tabelle 23: Kinematik Becken postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....37

Tabelle 24: Kinematik Hüftgelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....38

Tabelle 25: Kinematik Kniegelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....38

Tabelle 26: Kinematik Sprunggelenk postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....39

Tabelle 27: Kinematik Fußstellung Standphase postoperativer Langzeitverlauf (postop2)....39

Tabelle 28: Kinematik Becken präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1)....40

Tabelle 29: Kinematik Hüfte präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1).....41

Tabelle 30: Kinematik Kniegelenk präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1).....41

Tabelle 31: Kinematik Sprunggelenk präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1) .....42

Tabelle 32: Kinematik Fußstellung präoperativ (präop) vs. postoperativ (postop1).....42

Tabelle 33: Kinematik Becken postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) ..43

Tabelle 34: Kinematik Hüftgelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) .....43

Tabelle 35: Kinematik Kniegelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) .....44

Tabelle 36: Kinematik Sprunggelenk postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2).....44

Tabelle 37: Kinematik Fußstellung postoperativ (postop1) vs. postoperativer Langzeitverlauf (postop2) .....44

# 9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Postoperatives Röntgen einer S-ROM® Hüft-TEP, Universitätsklinikum Düsseldorf .....3

Abbildung 2: Übersicht eines Gangzyklus nach Perry (Perry 2003), mit Genehmigung .....8

Abbildung 3: Die Untergliederung der Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....8

Abbildung 4: Initialer Bodenkontakt (Perry 2003), mit Genehmigung .....9

Abbildung 5: Belastungsantwort (Perry 2003), mit Genehmigung .....9

Abbildung 6: Mittlere Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....10

Abbildung 7: Terminale Standphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....10

Abbildung 8: Vorschwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....11

Abbildung 9: Initiale Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....11

Abbildung 10: Mittlere Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....12

Abbildung 11: Terminale Schwungphase (Perry 2003), mit Genehmigung .....12

Abbildung 12: Schema der Markerpositionierung im Ganglabor .....13

Abbildung 13: Modell des Achsenskeletts eines Patienten, Ganglabor Universitätsklinikum Düsseldorf .....14

Abbildung 14: Beckenkippung (pelvic tilt), Beckenneigung (pelvic obliquitiy) sowie Beckenrotation (pelvic rotation) .....15

Abbildung 15: Fußstellung (foot progression) $\alpha$ in Gangrichtung .....16

Abbildung 16: direkte (rot) und indirekte (grün) Einflussnahme der Hüftflexion auf die Funktion der Hüfte .....53

# Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei meinen Eltern für ihre fortwährende und bedingungslose Liebe und Unterstützung bedanken, welche mich über ein erfolgreiches Abitur und das Medizinstudium zu dieser Arbeit geführt hat. Selbiges gilt für meinen besten Freund Dr. Florian Dexl und unsere unbeschreibliche Verbundenheit, welche mich auf allen Wegen stets begleitet.

Herzlichst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. C. Zilkens für die Konzeption der Studie und die Bereitstellung des Themas sowie die gute Betreuung bedanken, dies gilt insbesondere auch für Herrn PD. Dr. med. B. Bittersohl und Herrn PD. Dr. med. D. Latz, welche mich tatkräftig unterstützt und die weitere Betreuung übernommen haben.

Mein besonderer Dank gilt überdies Herrn Boller für Durchführung der computergestützten Ganganalysen im Ganglabor der Uniklinik Düsseldorf, Herrn Dr.-Ing. D. Raab aus der Universität Duisburg-Essen für das Umwandeln der ganganalytischen Vektordateien und Herrn M. Tiator für das Programmieren einer maßgeschneiderten Statistik-Software, welche mir die Auswertung schier endloser Tabellen ermöglichte.

Vielen Dank an meine Freunde und Kollegen für motivierende Sticheleien und die grundsätzliche Unterstützung.