

*Aus der orthopädischen Klinik der
Medizinischen Hochschule Hannover im Annastift*

Vergleich des minimal-invasiven anterolateralen und transglutealen Zugangs in der Hüftendoprothetik mittels instrumenteller Ganganalysen

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin in der Medizinischen Hochschule Hannover

vorgelegt von Onno Theis Becker

aus Braunschweig

Hannover 2021

Angenommen vom Senat der Medizinischen Hochschule Hannover am 10.06.2022 .

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Hochschule Hannover

Präsident: Professor Dr. med. Michael P. Manns

Betreuer der Arbeit: Prof. Dr. med. Thilo Flörkemeier

1. Referent: PD Dr. med. Marcel Winkelmann

2. Referent: PD Dr. med. Arno Kerling

Tag der mündlichen Prüfung: 10.06.2022

Prüfungsausschuss

Vorsitz: Prof. Dr. med. Stephan Sehmisch

1. Prüfer: Prof. Dr. med. Hans- Rudolf Raab

2. Prüfer: Prof. Dr. med. vet. Dirk Berens von Rautenfeld

INHALTSVERZEICHNIS

1	EINLEITUNG	5
1.1	Krankheitsbild Koxarthrose	6
1.1.1	Epidemiologie	7
1.1.2	Ätiologie	7
1.1.3	Pathogenese	8
1.1.4	Therapie	9
1.2	Hüfttotalendoprothese	10
1.2.1	Indikationen	10
1.2.2	Geschichte	11
1.2.3	Komplikationen	11
1.2.4	Prothesensysteme	12
1.3	Zugangswege in der Hüftendoprothetik	16
1.3.1	Posteriorer Zugang	17
1.3.2	Direkter lateraler Zugang (Bauer)	17
1.3.3	Anterolateraler Zugang (Watson- Jones)	17
1.3.4	Anteriorer Zugang (Smith- Peterson)	18
1.4	Ganganalyse	18
1.4.1	Physiologisches Gangbild	19
1.4.2	Funktion von Musculus gluteus medius und minimus	22
1.4.3	Betrachtung kinetischer Parameter der Hüfte in der instrumentellen Ganganalyse	22
2	ZIELSETZUNG	24
3	MATERIAL UND METHODEN	25
3.1	Studiendesign	25
3.1.1	Ein- und Ausschlusskriterien	25
3.2	Studienablauf	27
3.2.1	Operation	27
3.2.2	Nachbehandlung	28
3.2.3	Nachuntersuchungen	29
3.3	Erläuterungen zur Durchführung der Ganganalyse	29
3.3.1	Beschreibung der Durchführung eines Messdurchlaufs	30
3.4	Patientenkollektiv	32
3.5	Statistische Auswertung	32
3.5.1	Berücksichtigung des Hüftmoments der Gegenseite	34
3.5.2	Area under Curve (AUC)-Analyse	34
4	ERGEBNISSE	37
4.1	Fehlende Messwerte	37
4.1.1	Ausschluss von Extrempunkten aus der Auswertung	38
4.2	Test auf Normalverteilung	40

4.3	Vergleich des minimal-invasiven anterolateralen und transglutealen Zugangs	40
4.4	Postoperative Regeneration der Hüft-Drehmomente	40
4.4.1	Hüftmomente in der Frontalebene	41
4.4.2	Hüftmomente in der Sagittalebene.....	41
5	DISKUSSION	43
5.1	Zusammenfassung der Studiendurchführung und der Ergebnisse.....	43
5.2	Diskussion des Vergleichs des minimal-invasiven anterolateralen und des transglutealen Zugangs	43
5.2.1	Diskussion der Methodik.....	54
5.2.2	Diskussion der Ergebnisse	57
5.3	Diskussion der postoperativen Regeneration der Hüftmomente	60
5.3.1	Diskussion der Methodik.....	67
5.3.2	Diskussion der Ergebnisse	68
5.4	Stärken dieser Studie	72
5.5	Limitationen dieser Studie.....	73
5.6	Ausblick	76
6	ZUSAMMENFASSUNG	78
7	LITERATURVERZEICHNIS	79
8	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	86
9	TABELLENVERZEICHNIS.....	88
10	ANHANG	89
10.1	Ergebnisse aus dem Vergleich des transglutealen und des anterolateralen Zugangs.....	89
10.2	Ergebnisse der Untersuchung der Regeneration der Hüftmomente	96
11	DANKSAGUNG	104
12	LEBENS LAUF	105
13	EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG.....	106
14	EINVERSTÄNDNISERKLÄRUNG ZUR PLAGIATSPRÜFUNG	107

1 Einleitung

Nach Angaben der Gesundheitsberichterstattung des Bundes (GBE) wurden 2018 in Deutschland 239.204 primäre Hüfttotalendoprothesen (Hüft-TEP) implantiert. Die Operation gehört so zu den sechs am häufigsten durchgeführten chirurgischen Eingriffen (1). Die häufigste Indikation zur Implantation einer Hüft-TEP ist die primäre Koxarthrose (2). Die Koxarthrose ist ein weit verbreitetes Leiden, dessen Prävalenz stark mit steigendem Alter zunimmt (3,4). Aufgrund des demografischen Wandels ist in Zukunft mit einem weiterhin stark wachsenden Bedarf an Hüftendoprothetik zu rechnen (1,3,5). Gleichzeitig wird auch bei jüngeren Patienten mit teilweise sekundärer Koxarthrose immer häufiger die Indikation zum Einbau einer Hüftprothese gestellt. Aufgrund einer höheren Aktivität und besseren Lebenserwartung werden größere Ansprüche an Implantate und die Operationstechnik gestellt (6–8). Die Hüftendoprothetik blickt mittlerweile auf eine lange Geschichte zurück. Erste Versuche des Gelenkersatzes wurden bereits 1891 von Prof. Themistocles Glück durchgeführt (9). Prothesensysteme verbesserten sich im letzten Jahrhundert erheblich und kontinuierlich. Im Fokus der Forschung der letzten Jahre stehen folgende zwei Aspekte:

- Bei Anwendung minimalinvasiver Operationsverfahren sollen Muskeln und andere Weichteile intraoperativ besser geschont werden (10,11). Besonderes Interesse gilt der Schonung der kleinen Glutealmuskulatur (M. gluteus medius und minimus), da eine Verletzung dieser Muskeln mit vermehrtem Schmerz und Hinken verbunden ist. Eine erhaltene Muskelfunktion hingegen ist mit einer schnellen Rehabilitation assoziiert (12–14).

In zahlreichen Arbeiten konnten bereits Vorteile minimalinvasiver Techniken gezeigt werden. Dazu zählen schnellere Rehabilitation, geringerer Blutverlust, verminderte postoperative Schmerzen und eine größere Patientenzufriedenheit (5,10,15,16). Langfristige Vorteile konnten bisher nicht nachgewiesen werden (17). Für keinen Zugangsweg zum Hüftgelenk wurde bisher eine deutliche Überlegenheit gezeigt (18–22).

- Außerdem wurden neue Prothesensysteme erforscht. Viel Aufmerksamkeit kommt den Kurzschafthprothesen zu, da sie bisher in kurzfristigen, mittelfristigen und teilweise auch schon langfristigen Studien mit guten klinischen Ergebnissen überzeugen konnten (23–26). Sie ermöglichen eine physiologischere Krafteinleitung in den Femur und einen verminderten Knochenverlust bei der Implantation, da die Osteotomie des Oberschenkelhalses proximaler erfolgt (2,23,25). Davon profitieren besonders junge Patienten, da sie aufgrund ihrer hohen Lebenserwartung ein erhöhtes Risiko für die Notwendigkeit von Wechseloperationen haben. Wechseloperationen werden durch eine Erhaltung von mehr Knochen erleichtert. Durch die Verminderung des Stress-Shielding-Effekts erhofft man sich ein besseres Langzeitimplantatüberleben (27). Kurzschafthprothesen werden mittlerweile häufig verwendet (28).

Das primäre Ziel der dieser Dissertation zugrunde liegenden Studie ist der Vergleich des minimalinvasiven anterolateralen Zugangsweges (ALMIS) und des herkömmlichen transglutealen Zugang (TG) zum Hüftgelenk im Rahmen der Implantation einer Hüft-TEP mittels klinischer Parameter und instrumenteller Ganganalysen.

Für das Verständnis funktioneller Ergebnisse ist die Betrachtung klinischer Parameter teilweise nicht ausreichend. Instrumentelle Ganganalysen können Veränderungen im Gangbild sehr sensitiv erkennen und auch auf Gelenke wirkende Drehmomente abbilden. Sie werden zunehmend in der Literatur verwendet, um verschiedene Zugangswege zu vergleichen (29).

In zu diesem Thema bereits durchgeführten Studien wurden meist ausschließlich Geradschaftprothesen oder allenfalls gemischt Geradschaft- und Kurzschaftprothesen verwendet. Aufgrund der bei Kurzschaftprothesen veränderten Biomechanik (2,24,25,30) und der verbesserten Möglichkeit zur Schonung der Muskulatur (31) erwarten wir, erstmals eine langfristige Überlegenheit des minimalinvasiven Zugangsweges zeigen zu können. Diese Dissertation beschränkt sich auf die Auswertung der Hüftmomente in der Frontal- und Sagittalebene der Ganganalysen.

Die in den Ganganalysen gewonnenen Daten eignen sich hervorragend zur Untersuchung postoperativer Veränderung des Gangbildes nach Implantation von Hüft-TEPs. Diese Veränderungen wurden zwar bereits teilweise untersucht, die Ergebnisse sind allerdings widersprüchlich. Besonders die Veränderung der Hüftmomente im Vergleich zum präoperativen Zustand ist nicht ausreichend verstanden (3,32). Der zweite Teil dieser Dissertation widmet sich dieser Fragestellung.

1.1 Krankheitsbild Koxarthrose

Koxarthrose bezeichnet den Verschleiß des Hüftgelenkes. Es kommt zur chronisch progredienten Knorpeldestruktion, die mit einer schmerzhaften Funktionseinschränkung einhergeht (4,33).

Die Begriffe „Osteoarthritis des Hüftgelenks“ oder „Hüftgelenksarthrose“ können synonym zu Koxarthrose verwendet werden (4).

Die Leitsymptome der Koxarthrose sind Bewegungseinschränkung, Gangstörungen und Leistenschmerzen. Von manchen Patienten werden die Schmerzen auch gluteal, an der Oberschenkelinnenseite oder bis ins Knie ausstrahlend angegeben. Schmerzen äußern sich typischerweise als Anlauf- und



Abbildung 1: Röntgenaufnahme der linken Hüfte mit typischen Zeichen der Koxarthrose

Belastungsschmerzen. In fortgeschrittenen Stadien der Erkrankung kommt es ebenfalls zu Ruheschmerzen (34–36).

Nach einer klinischen Untersuchung kann die Diagnose „Koxarthrose“ radiologisch bestätigt werden. Das diagnostische Mittel der Wahl ist das Röntgenbild. Es werden eine antero- posteriore Beckenübersichtsaufnahme und eine axiale Aufnahme nach Lauenstein angefertigt (34,37,38). Klassische Zeichen im Röntgenbild sind Gelenkspaltverschmälerung, Osteophytenbildung, subchondrale Sklerosierung und Geröllzysten (4,39). Radiologisch ist eine Einteilung nach Kellgren und Lawrence in vier Stadien möglich (40).

1.1.1 Epidemiologie

Die Inzidenz und Prävalenz der Koxarthrose nehmen stark mit steigendem Alter zu (34,41). Bei bis zu 25% der über 80- jährigen europäischen Bevölkerung können radiologisch Zeichen von Koxarthrose nachgewiesen werden. Allerdings zeigen nur etwa ein Drittel der Patienten mit radiologischen Zeichen auch Symptome (34). Laut der WHO leiden 10% aller Männer und 18% aller Frauen über 60 an einer symptomatischen Arthrose des Hüftgelenkes (42). Fünf Prozent der deutschen Bevölkerung muss im Laufe des Lebens aufgrund von Koxarthrose behandelt werden. 2012 wurden in Deutschland 287 Hüftprothesen pro 100 000 Einwohner implantiert (34).

Aufgrund des demografischen Wandels muss mit einem weiterhin steigenden Bedarf an Therapie der Koxarthrose gerechnet werden. Schätzungen gehen von einer Verdopplung der Patientenzahl mit muskuloskelettalen Beschwerden innerhalb der nächsten 20 Jahre aus (37,43).

Die wirtschaftliche Bedeutung der Koxarthrose für Deutschland ist enorm. 2015 wurden in Deutschland ca. 8,5 Mrd. Euro für die Behandlung von Arthrosen an verschiedenen Gelenken ausgegeben. Allein aufgrund von Koxarthrose kam es zusätzlich zu 2 853 823 Arbeitsunfähigkeitstagen (37).

1.1.2 Ätiologie

Man geht davon aus, dass die Ätiologie der Koxarthrose multifaktoriell ist. Durch ein Missverhältnis zwischen Gelenkbelastung und Tragfähigkeit kommt es zu einer Knorpeldegeneration. Es lassen sich Risikofaktoren definieren. Eine herausragende Stellung als Risikofaktor nimmt das Alter ein (4,33,34):

- Alter
- Mechanische Risikofaktoren: femoroacetabuläres Impingement, Hüftdysplasie, Fehlstellungen nach Frakturen,
- Entzündliche Gelenkveränderungen: rheumatische oder bakterielle Koxitis
- Durchblutungsstörungen des Hüftkopfes: Morbus Perthes, avaskuläre Nekrose, Zirkulationsstörungen nach Schenkelhalsfrakturen
- Adipositas
- Osteoporose
- Kardiovaskuläre Erkrankungen
- Stoffwechselerkrankungen: Gelenkchondromatose, Hämophilie, Chondrokalzinose
- Positive Familienanamnese: Unterschiedliche Gene spielen für die Prädisposition eine Rolle.

Etwa 25% der Koxarthrosen entstehen primär, 75% sind sekundär auf Vorerkrankungen zurückzuführen (4).

1.1.3 Pathogenese

Im Zentrum der Pathogenese steht die Knorpeldegeneration. Es spielen sowohl mechanische Überbelastung, Inkongruenz der Gelenkflächen, als auch niedriggradige Entzündungsprozesse eine Rolle (4,33,43).

Die Gelenkflächen der Hüfte sind mit hyalinem Knorpel überzogen. Dieser erfüllt wichtige Funktionen in der Gelenkmechanik und ist für eine Dämpfung von auf das Hüftgelenk wirkenden Kräften verantwortlich. Knorpel besteht aus Chondrozyten und einer extrazellulären Matrix, welche von den Chondrozyten selbst produziert wird. Proteoglykane binden als Matrixproteine Wasser und sorgen so für die Viskoelastizität (44).

Für einen Funktionserhalt müssen Matrixproteine ständig abgebaut und erneuert werden. Dieser Prozess wird von Wachstumsfaktoren, Zytokinen und Matrixmetalloproteasen gesteuert. Dabei stehen anabole und katabole Prozesse physiologisch in einem ausgewogenen Verhältnis (45).

Besondere Bedeutung für den Abbau von Knorpel haben die Zytokine IL-1 und TNF- α . Sie induzieren die Sekretion von proteolytischen Enzymen aus den Chondrozyten und Synovialzellen. Außerdem inhibieren sie die Sekretion von Kollagenen und Proteoglykanen durch die Chondrozyten (45,46).

Anabole Prozesse des Knorpelaufbaus werden besonders durch die Wachstumsfaktoren TGF β , PDGF und IFG induziert. Allerdings werden diese Wachstumsfaktoren im fortgeschrittenen Alter vermindert ausgeschüttet (45).

Bei der Arthrose kommt es zu einem Missverhältnis zwischen knorpelaufbauenden und -abbauenden Prozessen. Knorpelmatrixfragmente gelangen in die Gelenkhöhle und stimulieren Makrophagen und Fibroblasten der Synovia. Diese sezernieren proinflammatorische Zytokine (47). In der Knorpelmatrix geht zunächst das knorpeltypische Kollagen Typ II verloren. Die Chondrozyten reagieren mit einer vermehrten Produktion von knorpeluntypischen Kollagenen (Prokollagen IIa, Kollagen Typ I, III und IV). Diese Kollagene führen zu einer vermehrten Wassereinlagerung in den Knorpel. Das bedingt in der Folge eine Auflockerung des Knorpelgewebes und anschließend vermehrten mechanischen Abrieb. Die Chondrozyten dedifferenzieren sich. Mikroskopisch zeigen sie sich als sogenannte Cluster. Makroskopisch lassen sich Knorpeldegeneration und Knorpelschäden erkennen (45). Außerdem kommt es zu einem Umbau benachbarter knöcherner Strukturen (33).

Die Pathogenese der Arthrose ist noch nicht vollständig verstanden und bleibt Gegenstand aktueller Forschung. Aus der Pathogenese leiten sich verschiedene Möglichkeiten für neuartige Therapien ab (48–51). Die hier beschriebene, auf IL-1 und TNF- α basierende Theorie wird dabei aktuell von manchen Autoren hinterfragt (52).

1.1.4 Therapie

Oft besteht nur eine geringe Korrelation zwischen klinischen Beschwerden und Zeichen der Arthrose im Röntgenbild. Starke Schmerzen können mit nur geringfügig ausgeprägten radiologischen Zeichen einhergehen. Andersherum können Patienten mit schweren Arthrosezeichen in der Bildgebung beschwerdefrei sein. Die Therapie sollte sich an den klinischen Beschwerden der Patienten orientieren (33,34).

1.1.4.1 Konservative, nicht pharmakologische Therapie

Evidenz zur konservativen Therapie der Koxarthrose ist limitiert. Viele Studien betrachten nur einen einzelnen Therapieansatz und haben kurze Laufzeiten. Multimodale Therapieansätze müssen noch besser untersucht werden (33). Konservative und nicht pharmakologische Therapien sind:

- Übergewichtigen Patienten wird eine Gewichtsreduktion und körperliche Aktivität empfohlen (37,53). Einige Autoren kritisieren jedoch eine nicht ausreichende Studienlage zu diesem Thema (54).
- Physiotherapie ist das wichtigste Element der konservativen, nicht- pharmakologischen Therapie. Die Wirksamkeit konnte in zahlreichen Studien belegt werden. Patienten wird Krafttraining, Ausdauertraining und Funktionstraining empfohlen. Physiotherapie trägt zu einer Schmerzreduktion, Besserung der Lebensqualität und der Gelenkfunktion bei (26,37,55).
- Physikalische Therapie umfasst Hydrotherapie, Elektrotherapie, Ultraschalltherapie, Wärme- und Kälteapplikation und Massagen. Sie führt zu einer Funktionsverbesserung des Gelenkes und zu einer Schmerzlinderung (37,56,57).
- Es besteht ein starker Konsens für einen positiven Effekt von Gehhilfen. Durch ihren Einsatz kann die Belastung des erkrankten Gelenks reduziert, das Gleichgewicht verbessert und eine schiefe Wirbelsäulenhaltung ausgeglichen werden (33,37).
- Akkupunktur in Kombination mit weiteren konservativen Therapiekomponenten hat einen andauernden positiven Einfluss auf Hüftfunktion und Lebensqualität (58,59).

1.1.4.2 Konservative, pharmakologische Therapie

Sollte eine konservative, nicht- pharmakologische Therapie nicht ausreichend sein, kann diese durch Schmerzmittel ersetzt bzw. ergänzt werden. NSAR und Coxibe sind Mittel der ersten Wahl. Die Auswahl sollte individuell unter Berücksichtigung des Nebenwirkungsprofils an den Patienten angepasst werden. NSAR haben den Vorteil einer gleichzeitig antiphlogistischen Wirkung. Unter Berücksichtigung der entzündlichen Pathogenese ist dies besonders vorteilhaft. Durch ihren Einsatz kann eine Schmerz- und Funktionsverbesserung erreicht werden. Aufgrund schwerwiegender unerwünschter Wirkungen sollten NSAR und Coxibe in möglichst niedriger Dosierung und für einen möglichst kurzen Zeitraum angewendet werden (37,60–62).

Bei Unverträglichkeiten oder anderen Kontraindikationen kann ein kurzfristiger Einsatz von Metamizol oder schwachen Opioiden erwogen werden. Diese Medikamente gehören jedoch nicht zur Standardtherapie der Koxarthrose (37).

1.1.4.3 Operative Therapie

In präarthrotischen Stadien beziehungsweise sehr frühen Stadien der Koxarthrose werden gelenkerhaltende operative Verfahren angestrebt. Bei pathologischen Anatomien ist es das Ziel die Deformitäten zu beseitigen, um die Ausbildung einer sekundären Koxarthrose zu verhindern oder zu verlangsamen. Folgende Verfahren kommen zum Einsatz (34,37):

- Verschiedene operative Verfahren zur Behandlung des femoroacetabulären Impingement (FAI) inklusive Refixation des Labrums. Dies kann per alleinige Arthroskopie, Mini-open Arthrotomie arthroskopisch-assistiert oder offene Hüftgelenksluxation durchgeführt werden.
- Periacetabuläre Beckenosteotomie (PAO) nach Ganz oder Tönnis zur Behandlung einer Hüftdysplasie oder Retroversion des Acetabulums.
- Inter- oder subtrocantäre Osteotomie des Femurs bei Fehlrotationen des Schenkelhalses.

Bei fortgeschrittenen Koxarthrosen (Grad 3 und 4 nach Kellgren und Lawrence) und konservativ nicht beherrschbaren Schmerzen sollte ein Gelenkersatz mittels Hüft-TEP diskutiert werden. Ein dafür optimaler, klar definierter Zeitpunkt im Krankheitsverlauf existiert nicht. Die vollständige Einsteifung des Gelenkes sollte präoperativ jedoch nicht abgewartet werden. Da das Risiko für Implantatlockerung mit zunehmender Implantatliegedauer deutlich ansteigt, sind primäre ältere Patienten für diesen Eingriff geeignet (2,3,34,36).

Durch die Implantation einer Hüft- TEP wird eine Verbesserung der Gelenkfunktion und eine Schmerzbefreiung bzw. -linderung erreicht (36).

1.2 Hüfttotalendoprothese

Die Hüft-TEP ist ein künstlicher Gelenkersatz des Hüftgelenks. In einer zumeist elektiven Operation werden Hüftpfanne und Femurkopf durch Implantate ersetzt (34). Der Eingriff hat sich in den letzten Jahrzehnten zu einer Standardoperation entwickelt und gilt heute als eine der erfolgreichsten orthopädischen Operationen seiner Zeit, da Schmerzniveau und Lebensqualität der Patienten langfristig erheblich verbessert werden können (2,9,63,64) .

In Deutschland wurden 2018 239.204 primäre Hüftprothesen implantiert (1).

1.2.1 Indikationen

Neben der primären Koxarthrose stellen sekundäre Koxarthrose die Indikation zur Hüft-TEP dar (2):

- Dysplasiekoxarthrose

- Koxarthrose aufgrund eines FAIs
- Hüftkopfnekrose
- Gelenkinfektionen
- Entzündliche Arthritiden (z.B. rheumatische Arthritis, Morbus Bechterew)
- Mediale Schenkelhalsfraktur in Kombination mit arthrotischen Veränderungen der Hüftpfanne bei älteren Patienten.

1.2.2 *Geschichte*

Die ersten dokumentierten Versuche der Hüftendoprothetik wurden 1891 von Prof. Themistocles Glück in Deutschland durchgeführt. Er ersetzte damals durch Tuberkulose destruierte Hüftköpfe durch Elfenbein (9). Smith-Petersen aus Boston designte in den 1930er Jahren verschiedene Formen, die er zwischen Hüftkopf und Hüftpfanne platzierte und mit Bolzen oder Schrauben befestigte. Zunächst fertigte er seine Implantate aus Glas, diese gingen jedoch schnell zu Bruch. Später nutze Smith-Petersen die rostfreie Legierung Vitallium. Hier zeigten sich postoperativ erstmals gute Ergebnisse der Hüftprothetik (9,65,66). 1938 implantierte Philip Wiles in London die erste Hüft-TEP. Sie war aus Edelstahl gefertigt, die klinischen Ergebnisse waren jedoch nicht befriedigend (66).

In den folgenden Jahren wurden verschiedene neue Prothesensysteme entwickelt. Anfang der 1960er Jahre setzte John Charnley mit der Entwicklung seiner Hüft-TEP einen Meilenstein. Charnley entwickelte erstmals eine Prothese, die aus einem Edstahlschaft mit einem kleinen Kopf und einer mittels Knochenzement befestigten Hüftpfanne aus Polyethylen bestand. Die heutige moderne Hüftendoprothetik baut auf dieser Innovation auf. Durch die Verwendung des Knochenzements wurde erstmals eine zufriedenstellende Primärstabilität erreicht (9,65,67).

Auch die Prothese von Charnley konnte in den folgenden Jahrzehnten erheblich verbessert werden. Es wurden zementfreie Prothesensysteme entwickelt und die Primärstabilität der Prothesen wurde durch eine Oberflächenvergrößerung (raue, poröse Oberfläche) verbessert (68,69). Aufgrund des Stress-Shielding-Effekts wurden Kurzschaftprothesen mit einer metaphysären Verankerung und einer physiologischeren Krafteinleitung in den Femur entwickelt (siehe Kapitel 1.2.4.4) (2,23,70,71). Zur Weichteilschonung wurden minimalinvasive Zugangswege zum Hüftgelenk erforscht (siehe Kapitel 1.3) (11). Auch die computerassistierte Chirurgie wurde in der Hüftendoprothetik erprobt. Es findet sich allerdings kein zur Knieendoprothetik vergleichbarer Zusatznutzen (2,9).

1.2.3 *Komplikationen*

Es müssen allgemeine operative Komplikationen von für die Hüftendoprothetik speziellen Komplikationen abgegrenzt werden (36).

Zu den allgemeinen Risiken gehören Hämatombildung, Wundheilungsstörungen, Wundinfektionen, Thrombosen, Blutverlust, Narbenbildung, Gefäßverletzungen und Nervenverletzungen (36).

Typische Risiken bei der Implantation einer Hüft-TEP sind (2,36,72–74):

- Intraoperative Femurschaftfraktur
- Intraoperative Trochanterabsprengung
- Hüftgelenksluxation
- Heterotrope Ossifikation
- Aseptische und septische Früh- und Spätlockerung der Implantate
- Postoperative Beinlängendifferenz
- Postoperative Funktionseinschränkungen oder Hinken
- Implantatfehlagen
- Nervenschädigung des N. ischiadicus, N. femoralis oder N. peroneus
- Chronische Muskelatrophie.

In Schweden, Dänemark und Finnland konnte in einer großen Studie mit 280 000 Patienten und Daten von 1995 bis 2006 eine Implantat- Überlebensdauer ohne Revision innerhalb von 15 Jahren von 84%-88% gezeigt werden. In der Studie wurden verschieden Prothesensysteme und Implantationstechniken gemischt eingeschlossen (75).

In kleineren monozentrischen Studien ließen sich teilweise bessere Langzeitergebnisse erzielen. Beispielsweise handelt es sich bei der BICONTACT- Prothese (Fa. Aescualap) um eine klassische Geradschaftprothese. Drobniowski et al. konnten 2014 in einer retrospektiven Studie mit 115 Patienten ein 10 Jahres Implantatüberleben für die BICONTACT- Prothese von 91,2% und für den Schaft alleine betrachtet von 97,6% zeigen (76).

1.2.4 Prothesensysteme

Schaft und Hüftpfanne können mit Hilfe von Polymethylmethacrylat (Knochenzement) oder zementfrei implantiert werden. Hybridprothesen kombinieren diese beiden Verfahren. Die Pfanne kann außerdem zusätzlich mit Schrauben im Becken verankert werden. Während bei jungen Patienten zementfreie Verfahren bevorzugt werden, wird bei älteren Patienten eine Fixierung mit Knochenzement angestrebt, da die Regenerationsfähigkeit und die Festigkeit des Knochens eingeschränkt sind (34).

In der zementfreien Implantationstechnik werden Schraubpfannen oder Press-Fit Pfannen eingebracht. Press-Fit Pfannen zeigen zwar bessere Langzeitergebnisse, sind allerdings auch mit einer erhöhten Rate an Frühlockerungen im Vergleich zu Schraubpfannen assoziiert (2).

Bei einer zementfreien Implantation kann durch eine Oberflächenvergrößerung der Prothese eine Osseointegration stattfinden, die für eine sekundäre Stabilisierung sorgt. Dies wird durch eine mikroporöse Oberflächenbeschaffenheit ermöglicht. Eine Verbesserung der Oberflächenstruktur und Beschichtung ist komplex und Gegenstand aktueller Forschung (77).

1.2.4.1 Gleitpaarung

Als Gleitpaarung bezeichnet man die Kombination aus Materialien des Hüftkopfes und des Inlays. Durch die langjährige und mechanisch intensive Nutzung dieser Komponenten kann es zur Entstehung von Abrieb kleinster Partikel kommen. Diese Fremdkörperpartikeln können ursächlich für eine späte aseptische Prothesenlockerung sein (64).

Sehr verbreitet ist heutzutage eine Kombination aus hochvernetztem Polyethylen und Keramik bzw. Metall.

Eine Keramik-Keramik Gleitpaarung ist mit einem besonders niedrigem Abrieb assoziiert und wird für junge und aktive Patienten teilweise empfohlen. Ein Nachteil dieser Gleitpaarung ist die Gefahr eines Materialbruchs. Daher ist ein hohes Patientengewicht eine Kontraindikation (2).

Eine Metall-Metall Gleitpaarung wie bei einer Hüftkopfkappe wird heute kaum noch verwendet, da Metallpartikel in die Blutstrombahn gelangen und dort beispielsweise zu Nierenschädigungen führen können (2,34). Die Verbesserung der Abriebeigenschaften ist Gegenstand aktueller Forschung (34).

1.2.4.2 Geradschaftprothese

Die klassische Hüft-TEP ist die Geradschaftprothese. Bei der Bicontact®- oder Zweymüller®-Prothese handelt es sich um einen häufig benutzten Vertreter dieser Gruppe. Da Geradschaftprothesen mit einem größeren femoralen Knochenverlust und dem Stress-Shielding-Effekt (siehe Kapitel 1.2.4.4) assoziiert sind, konzentriert sich die Forschung der letzten Jahrzehnte auf die Suche nach Verbesserungsmöglichkeiten dieses Systems (78).



Abbildung 2: Röntgenbild einer Bicontact-Prothese als Beispiel für eine Geradschaftprothese

1.2.4.3 Hüftkopfkappe

Bei der Hüftkopfkappe werden nur die Knorpelüberzüge des Femurkopfes und der Gelenkpfanne ersetzt. Dadurch kann der Schenkelhals erhalten werden und bietet so Knochensubstanz für mögliche Wechseloperationen. Es erfolgt eine Gleitpaarung von Metall auf Metall. Aufgrund erhöhter Metallionenkonzentration von Kobalt und Chrom im Blut wird dieses Prothesensystem heute kaum noch eingesetzt (2,64,79).

1.2.4.4 Kurzschaftprothese

Auf dem Markt gibt es verschiedene Kurzschaftprothesensystemen, die einen unterschiedlichen Aufbau aufweisen. Sie unterscheiden sich nicht nur in der Geometrie, sondern auch in der Biomechanik. Man unterscheidet(23,24,80–82):

- Schenkelhals erhaltende Schäfte (z.B. CUT-Prothese)
- Metaphysär verankerte Schäfte (z.B. METHA®-Prothese)
- Meta- Diaphysär verankerte Schäfte (z.B. Nanos-Prothese)
- Gekürzte Langschäfte.

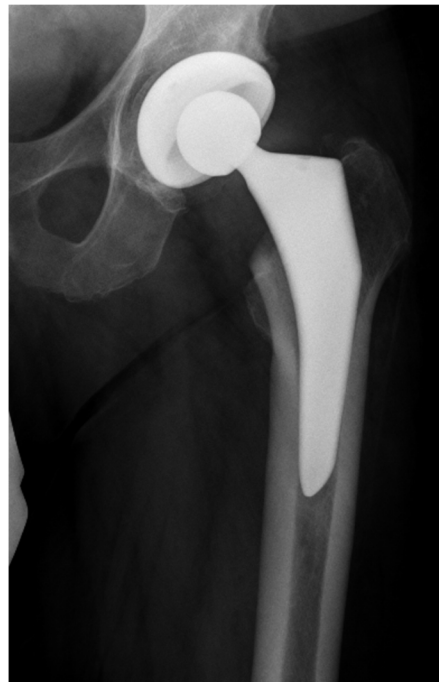


Abbildung 3: Röntgenbild einer Metha®-Prothese als Beispiel für eine Kurzschaftprothese

Um bessere Implantat- Überlebenszeiten zu erreichen wurde versucht die Kraftübertragung der Kurzschaftprothese auf die Metaphyse beziehungsweise auf den proximalen Femur zu

limitieren. So soll eine physiologischere Krafteinleitung in den Femur gewährleistet werden (2,25).

Der Stress-Shielding-Effekt beschreibt einen vermehrten metaphysären Knochenabbau. Er ist teilweise bei Geradschaftprothesen zu beobachten. Aufgrund der diaphysären Verankerung findet nur eine sehr geringfügige Belastung der Metaphysen statt. Nach dem Wolff'schen Transformationsgesetz kommt es zur Osteopenie in den nicht belasteten Zonen. Dies kann bei Patienten zu Schmerzen, zu einer aseptischen Lockerung oder periprothetischen Frakturen führen (27,70,83–85).

Man erhofft sich, dass durch die Kraftübertragung der Kurzschaftprothesen auf metaphysäre Anteile des Femurs dieser Effekt weniger ausgeprägt ist. Eine verminderte metaphysäre Knochendichteabnahme konnte beispielsweise von Ercan et al. gezeigt werden (25,64,86). Auch durch Einsatz von Kurzschaftprothesen lässt sich der Stress- Shielding-Effekt jedoch nicht vollständig verhindern (87).

In verschiedenen Studien konnte eine verbesserte dreidimensionale Stabilität des Implantats und eine bessere Rekonstruktion der physiologischen Gelenkbiomechanik und Geometrie gezeigt werden (24,25,30).

Ein weiterer Vorteil der Kurzschaftprothese ist ein geringerer femoraler Knochenverlust. Besonders bei jungen Patienten ist eine Wechseloperation wahrscheinlich. Durch die Knocheneinsparung kann hier oft ein Wechsel auf eine übliche Geradschaftprothesen vorgenommen werden. Die Implantation eines Revisionsschaftes ist so oft nicht erforderlich (23,25,71,88).

Durch die geringere Größe der Kurzschaftprothese und der Implantation entlang des Schenkelhalses ist der bei der Implantation verursachte Muskel und Weichteilschaden geringer (31).

Ein weiterer Vorteil der Kurzschaftprothese zeigt sich bei diaphysär sehr engen Markräumen. Hier können proximal ausreichend große Kurzschaftprothesen implantiert werden (71).

Aufgrund der kleineren Oberfläche der Kurzschaftprothesen befürchten manche Autoren eine geringe Primärstabilität der Prothese, die zu einer schlechteren ossären Verankerung führen kann. Eine mit konventionellen Geradschaftprothesen vergleichbare Primärstabilität konnte jedoch bereits beispielsweise von Bieger et al. oder Kruppa et al. beobachtet werden (87,89).

Bisher wurden gegenüber herkömmlichen Geradschaftprothesen noch keine verbesserten Implantat-Überlebenszeiten nachgewiesen. Kurz- und mittelfristige zeigen vielversprechende klinische Resultate mit geringen Revisionsraten und gutem klinischen Outcome. Langzeitstudien, die Implantat- Verhalten, Knochenumbauprozesse und Implantat- Überleben untersuchen, stehen größtenteils noch aus (23–25). Langzeitergebnisse einer sehr frühen Kurzschaftprothese (Mayo- Prothese) sind mit Geradschaftprothesen vergleichbar (2).

Bei jungen Patienten unter 60 Jahren werden Kurzschaftprothesen aufgrund der oben aufgelisteten Vorteile häufig implantiert. Kontraindikationen sind schlechte Knochenqualität aufgrund von Osteoporose, Adipositas per magna, hohes Alter und strukturelle Deformitäten des Schenkelhalses (2,25).

1.2.4.4.1 Metha®- Prothese

In der dieser Dissertation zugrunde liegenden Studie wurde ausschließlich die Metha®- Prothese implantiert.

Bei der Metha®- Prothese handelt es sich um eine Kurzschaftprothese der Firma Aesculap AG (Tuttingen, Deutschland). Sie wird zementfrei in der Press-Fit Technik implantiert. Die Prothese befindet sich seit 2004 auf dem Markt. Sie wurde mit dem Ziel entwickelt, einen größeren Teil des Oberschenkelhalses zu erhalten (24).

Die Metha®- Prothese basiert auf einem modularen System. Den Prothesenschaft gibt es in 8 verschiedenen Größen, die Prothesenpfanne (Plasmacore®) gibt es in 13 verschiedenen Größen. Auf den Schaft lassen sich verschiedene Konusadapter aufgesetzt. So können sowohl der CCD Winkel (120°, 130°, 135°, 140°) als auch Ante- und Retroversion (+7,5, 0°, -7,5°) individuell an den Patienten angepasst werden. Die Schäfte mit 0° Ante-/ Retroversion sind als Monoblock- Prothesen erhältlich. Der Hüftkopf ist in verschiedenen Größen aus Keramik oder einer Kobalt- Chrom- Legierung verfügbar, um Gelenkspannung und Beinlänge anpassen zu können. Schaft und Pfanne werden aus Titan gefertigt. Das Inlay besteht aus Polyethylen (90).

Die Hüftpfanne und proximale Teile des Prothesenschaftes sind mit der mikroporösen Plasmapore® Oberfläche aus Titan beschichtet, um eine bessere Osseointegration zu ermöglichen. Zusätzlich sorgt

eine sehr dünne Schicht Dikalziumphosphatschicht durch ihre osteokonduktiven Eigenschaften für eine Beschleunigung dieses Prozesses (91).

Die primäre Verankerung des Schaftes erfolgt proximal metaphysär am geschlossenen Ring des Oberschenkelhalses. Zusätzlich stützt sich die Prothese an der dorsolateralen Kortikalis des Femurs ab (24,90).

Kurz- und mittelfristige Studien zeigen gute klinische Ergebnisse bei der Metha®- Prothese, die mit Geradschaftprothesen vergleichbar sind. Langzeitergebnisse stehen noch aus. Lerch et al. beobachteten zwei Jahre postoperativ einen Stress-Shielding- Effekt in der Region des Trochanter major. Dieses kann somit trotz der proximalen Krafteinleitung der Metha®- Prothese nicht vollständig verhindert werden (24,78,88).

1.3 Zugangswege in der Hüftendoprothetik

Eine Hüft-TEP kann über verschiedene Zugangswege zum Hüftgelenk eingebaut werden. Der direkte laterale Zugang (nach Bauer oder Hardinge) und der posteriore Zugang (nach Moore oder Southern) sind klassische Zugänge. Der anteriore Zugang (nach Smith-Peterson) und der anterolaterale Zugang (nach Watson- Jones) sind minimalinvasive Verfahren. Alle Zugänge werden heutzutage regelmäßig benutzt (92). Bei der Anwendung der beiden klassischen Zugangswege kommt es zu einer vermehrten Muskelschädigung. Minimalinvasive Verfahren sind dafür technisch anspruchsvoller (5,14,93).

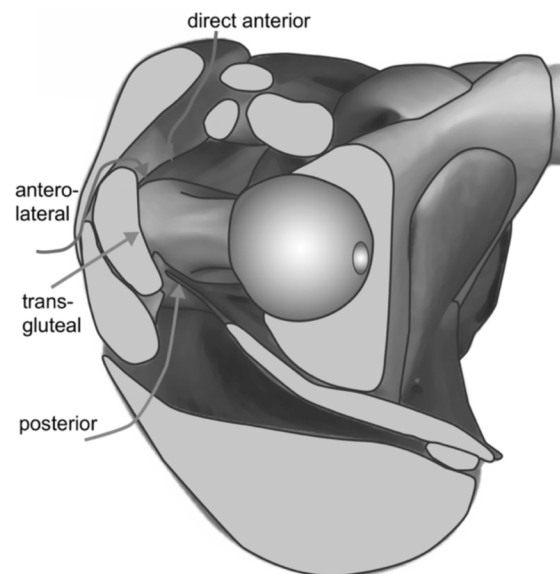


Abbildung 4: Überblick über Operationszugänge zum Hüftgelenk

Zahlreiche Autoren beschäftigten sich in den letzten Jahren mit der Suche nach einem optimalen, minimalinvasiven Zugang. Für „minimalinvasiv“ gibt es dabei keine einheitliche Definition. Während manche Autoren schon einen verkürzten Hautschnitt als minimalinvasiv bezeichnen, definieren viele andere Autoren die Muskel- und Weichteilschonung als minimalinvasiv und wegweisend (93–95).

Kürzere Hautinzisionen, Weichteilschonung und geringes Muskeltrauma sind mit einem besseren Outcome und höherer Patientenzufriedenheit assoziiert. Viele Studien verglichen die verschiedenen Zugangswege und ihre Variationen. Für minimalinvasive Verfahren konnten frühzeitige und mittelfristige Vorteile wie geringere postoperative Schmerzen, ein geringerer Bedarf an Schmerzmitteln, schnellere Rehabilitation, höhere Patientenzufriedenheit, verkürzte Hospitalisationszeit, ein geringerer perioperativer Blutverlust und ein verminderter Bedarf an Bluttransfusionen in einigen Studien gezeigt werden. Manche dieser Aspekte werden in der Literatur kontrovers diskutiert (5,15,16). Langfristige

Vorteile konnten bisher nicht nachgewiesen werden (17). Eine entscheidende Überlegenheit konnte bis heute für keinen der minimalinvasiven Zugänge herausgearbeitet werden (18–22). Es besteht Konsens, dass vor allem das einwandfreie Beherrschen und die Erfahrung des Operateurs mit dem jeweiligen Zugang wichtiger sind als die Wahl des Zugangs (17,96).

1.3.1 Posteriorer Zugang

Zur Darstellung des Hüftgelenks muss beim posterioren Zugang der Musculus gluteus maximus in Faserrichtung gespalten und Teil des Muskels vom Femur abgelöst werden (97). Dieser Zugang ist mit einem erhöhten Muskeltrauma assoziiert (2). Außerdem werden in der Literatur erhöhte Luxationsraten beschrieben (2,15,93). Ein Vorteil dieses Zugangs zeigt sich in der vollständigen Schonung von Musculus gluteus medius und minimus (2).

1.3.2 Direkter lateraler Zugang (Bauer)

Beim direkten lateralem Zugang nach Bauer werden zur Darstellung der Kapsel Musculus gluteus medius und minimus (teilweise auch Musculus vastus lateralis) zwischen dem vorderen und mittleren Drittel longitudinal in Faserverlaufsrichtung eingeschnitten. Außerdem erfolgt ein Ablösen der Sehnenansätze vom ventralen Drittel des Trochanter major (98). Ein Vorteil dieses Zugangs ist die gute Darstellbarkeit des Hüftgelenks (2). Muskelschädigung kann bei Nutzung dieses Zugangs nicht verhindert werden (14). In 12-20% der Fälle nach Primärimplantation über den Bauerzugang kommt es zu einer fettigen Muskeldegeneration (12). Es existiert eine hohe Korrelation zwischen klinischen Beschwerden und dem radiologischen Nachweis der Muskeldegeneration (13).

Postoperativ werden nach Nutzung des Bauerzugangs verlängerte Rehabilitationszeiten und vermehrt Schwächungen der Abduktoren des Hüftgelenks (M. gluteus medius und minimus) beobachtet. Die Abduktorenschwäche kann in ausgeprägten Fällen zu einem Duchenne-Hinken führen (2,5,15,93). Schädigung der kleinen Glutealmuskulatur ist mit Schmerz, Hinken, verlängerten Rehabilitationszeiten und eingeschränkter Lebensqualität verbunden und sollte somit verhindert werden (12).

1.3.3 Anterolateraler Zugang (Watson- Jones)

Ziel des anterolateralen Zugangs ist eine Schädigung der Glutealmuskulatur zu verhindern, indem das natürlich muskelfreie Intervall zwischen den Glutealmuskeln (dorsal) und dem Musculus tensor fasciae latae (ventral) für den Zugang zum Hüftgelenk genutzt wird (15,95). Da dieser Zugang eine gute Übersicht über das Hüftgelenk und eine Muskel- und Leitungsbahnen schonende Präparation ermöglicht, wird er in der Hüftendoprothetik oft verwendet (95). Aufgrund der topografischen Nähe gibt es allerdings ein Risiko für die Verletzung des Nervus femoralis und Nervus gluteus superior (2). Klinisch sind gute postoperative Ergebnisse zu beobachten. Die Mehrheit aktueller Studien zeigt bezüglich Operationszeit und Komplikationsrate keine Unterlegenheit gegenüber anderen Zugängen. Im Vergleich zu den klassischen Zugängen konnten ein geringerer Muskelschaden, ein verminderter

Blutverlust und geringe postoperative Schmerzen nachgewiesen werden (16). Während manche Autoren vermehrt perioperative Komplikationen (Frakturen, Fissuren, Pfannendislokationen) beobachteten, argumentieren andere Autoren, dass dies aufgrund mangelnder operativer Erfahrung im Rahmen eines Lernprozesses zu beobachten sei (16). Eine Verbesserung des Harris-Hip-Scores im Vergleich zu herkömmlichen Zugängen konnte in einigen Studien gezeigt werden (99), in anderen Arbeiten war dies nicht zu beobachten (100).

Manche Autoren kritisieren mangelnde Schonungsmöglichkeiten der Abduktoren während der Präparation des Femurschaftes. Bei manchen Patienten seien Einkerbungen oder Ablösungen der Abduktorenmuskulatur notwendig (22,95). Röttinger et al. beschreiben einen modifizierten anterolateralen Zugang in Seitenlagerung, der eine bessere Muskelschonung der Abduktoren während der Implantation des Femurschaftes ermöglichen soll (95).

1.3.4 Anteriorer Zugang (Smith- Peterson)

Beim anterioren Zugang handelt es sich um einen minimalinvasiven Zugang, der den direktesten Weg zum Hüftgelenk bietet. Hier wird ein muskelfreies Intervall zwischen Musculus sartorius und Musculus tensor fasciae latae genutzt. Die Hüftabduktoren werden somit nicht geschädigt (92,94).

Im Vergleich zu klassischen Zugängen konnten auch für den anterioren Zugang kürzere Operationszeiten, geringerer Blutverlust, kürzere Rehabilitationszeiten, ein geringes Schmerzniveau, erhöhte Patientenzufriedenheit und eine bessere Implantatplatzierung nachgewiesen werden (92,94).

Nachteile dieses Zugangs sind eine mögliche Schädigung des Nervus cutaneus femoris lateralis und eine schwierige Präparation des Femurs (101).

1.4 Ganganalyse

Eine Ganganalyse kann zur Diagnosesicherung, Prognoseabschätzung, Therapieplanung oder Forschung eingesetzt werden. Darüber hinaus können Größe von Beanspruchung und Ursachen von Fehlbelastung oder Überlastung bestimmt werden. Die Ganganalyse bietet somit ein sehr breites Anwendungsspektrum, welches die klinischen Untersuchungen und die Röntgenuntersuchungen ergänzt (102–104).

In der Ganganalyse wird die „*Diagnostische Bewegungsinspektion*“ von der „*Instrumentellen Ganganalyse*“ unterschieden (105). Bei der diagnostischen Bewegungsinspektion findet eine subjektive Beobachtung des Gangbildes durch einen erfahrenen Untersucher statt. Daher ist diese Methode sehr einfach, schnell, kostengünstig und problemorientiert durchführbar (105). Es ergeben sich allerdings auch Nachteile. Durch die Geschwindigkeit der Ausführung und den Facettenreichtum des menschlichen Gangbildes entsteht eine Informationsflut in kürzester Zeit, die der Mensch nicht in vollem Umfang aufnehmen und analysieren kann (102). Durch die Subjektivität kommt es zu einer mangelnden Übereinstimmung zwischen Beobachtern (105). Außerdem können durch einen Beobachter nicht die biomechanischen Hintergründe für ein abnormales Gangbild erfasst werden (106).

Für eine bessere Vergleichbarkeit ist somit eine objektive, instrumentelle Ganganalyse notwendig (102). Bei der instrumentellen Ganganalyse kommen hochauflösende Mehrkamerasysteme, Kraftmessplattformen, die Bodenreaktionskräfte in drei Ebenen detektieren, und die Elektromyographie zum Einsatz (29).

Bei der rechnergestützten Bewegungsanalyse werden auf dem Körper an verschiedenen anatomischen Landmarken Reflektoren angebracht. Dabei können sowohl aktive als auch passive Reflektoren verwendet werden (105). Sofern ein Reflektor von mindestens zwei Kameras gleichzeitig erfasst wird, kann seine Position bestimmt und in ein globales, dreidimensionales Bezugskordinatensystem gesetzt werden. Diese Koordinaten können dann wiederum von spezieller Software in ein lokales Koordinatensystem des Körpers umgerechnet und in Beziehung zu anderen Reflektoren gesetzt werden (102,105).

Die untere Extremität wird in vier Segmente eingeteilt (Fuß, Unterschenkel, Oberschenkel und Becken). Die Position jedes Segmentes wird von mindestens drei Reflektoren repräsentiert. Zwischen den Segmenten befinden sich die Gelenke. Die Bewegung in den Gelenken wird abschließend in Zeit-Winkel oder Winkel-Winkel Diagrammen dargestellt (102).

In der Ganganalyse werden raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter voneinander abgegrenzt.

Raumzeitliche Parameter sind Gehgeschwindigkeit, Kadenz (Schrittfrequenz), Schrittlänge, Stride Length (Länge von zwei aufeinander folgenden Schritten) und das Standzeitverhältnis (105,106).

In der **Kinematik** werden Gelenkwinkel, dynamische Range of motion (ROM), Beschleunigung von Körpersegmenten und Winkelgeschwindigkeit analysiert. Diese Messgrößen können dreidimensional erfasst werden. So lässt sich beispielsweise der Hüftwinkel in drei Ebenen (Frontalebene, Sagittalebene und Transversalebene) bestimmen (105,106).

In der **Kinetik** werden Kraft-Zeit-Parameter ausgewertet. Dazu gehören Gelenkkräfte und Drehmomente. Diese können durch Körpersegmentmodellberechnung mittels inverser Dynamik nach der Messung von Bodenreaktionskräften berechnet werden. Aufgrund dieser Art der Berechnung lassen sich die kinetischen Daten nur für die Standbeinphase bestimmen (105,106). Durch die Bestimmung von Drehmomenten, die auf ein Gelenk wirken, kann auf die Muskelaktivität rückgeschlossen werden, die dieses Gelenk in der jeweiligen Ebene stabilisiert (29).

Es ist zu beachten, dass durch die Komplexität des menschlichen Ganges bei der Ganganalyse keine festen Referenzwerte für einzelne Messgrößen bestehen (102).

1.4.1 Physiologisches Gangbild

Das Verständnis des physiologischen Gangbildes ist die Grundlage zur Interpretation von Ganganalysen (107). Daher wird das physiologische Gangbild hier kurz vorgestellt. Das Gangbild ist von Mensch zu Mensch sehr unterschiedlich, es lassen sich jedoch 8 Gangphasen fest definieren, die bei jedem

Individuum zu beobachten sind (108,109).

Das Gehen ist eine Abfolge von Gangzyklen. Ein Gangzyklus umfasst einen „Doppelschritt“. Er startet und endet mit dem Aufsetzen desselben Fußes. Diese Zeitspanne wird als 100% des Gangzyklus definiert. Zeitpunkte und Zeitspannen innerhalb eines Gangzyklus werden in Prozentwerten des vollendeten Gangzyklus angegeben (109).

Ein Gangzyklus wird in die Standphase und Schwungphase unterteilt.

Die Standphase beginnt mit dem **Initial Contact** bei 0% und bezeichnet das Aufsetzen des Fußes mit der Ferse. An den Initial Contact schließt sich die Phase **Loading Response** (0-12%) an. Durch die Gangdynamik entstehen beim Aufsetzen der Ferse hohe Bodenreaktionskräfte, die eine Stoßdämpfung durch die großen Gelenke erfordern. Diese Stoßdämpfung erfolgt maßgeblich durch den Heel Rocker (Abrollen des Vorfußes über die Ferse) und die kontrollierte Flexion des Kniegelenks. Gleichzeitig wirken durch die Bodenreaktionskräfte große Drehmomente auf die Gelenke der unteren Extremität, die von den Muskeln gehalten werden müssen (102,106,107,109).

In der **Mid Stance** Phase (12-31%) lastet nun das gesamte Körpergewicht auf dem Standbein. Der Körper bewegt sich von dorsal nach ventral über den auf den Boden stehenden Fuß. Diese Bewegung wird maßgeblich durch eine exzentrische Kontraktion der Wadenmuskulatur kontrolliert gestützt. Die im Sprunggelenk stattfindende Dorsalextension wird als Ankle Rocker bezeichnet. Das kontralaterale Bein befindet sich in den Phasen Initial Swing und Mid Swing (102,106,107,109).

In der sich anschließenden Phase **Terminal Stance** (31-50%) trägt das Standbein weiterhin das gesamte Körpergewicht, während der Körperschwerpunkt sich nun deutlich ventral des Standbeinfußes befindet. In einer Abrollbewegung verlagert sich das Gewicht immer weiter Richtung Vorfuß und die Ferse hebt sich gegen Ende der Terminal Stance vom Boden ab. In der Hüfte findet eine Hyperextension statt, die auch als Trailing limb bezeichnet wird. Die Körperbewegung nach vorne entsteht während der Terminal Stance hauptsächlich durch das Kippen des Körpers mit der Schwerkraft nach ventral, da sich der Körperschwerpunkt vor dem Standbein befindet. Ein zusätzlicher Impuls nach vorne entsteht durch das nach vorne schwingende kontralaterale Bein (102,106,107,109).

Während der **Pre Swing** (50-62%) Phase haben beide Beine Bodenkontakt und befinden sich somit beide in der Standphase. Durch eine aktive Flexion im Hüftgelenk findet im Rahmen einer intersegmentaler Dynamik eine passive Flexion im Kniegelenk von bis zu 40° statt. Dadurch wird das Bein im Pre Swing entlastet und das Körpergewicht mehr und mehr vom kontralateralen Bein in der Loading Response übernommen. Im Sprunggelenk findet eine aktive, konzentrische Plantarflexion statt, durch die das Bein eine Beschleunigung nach ventral erfährt (102,106,107,109).

Mit der **Initial Swing** (62-75%) beginnt die Schwungphase des Beines, in der es seine Beschleunigung

nach ventral erfährt. Besonders durch die Kontraktion der Muskeln M. iliacus, M. adductor longus, M. sartorios, M. gracilis und M. biceps femoris findet eine Flexion im Hüftgelenk bis 15° und eine Flexion im Kniegelenk bis ca. 60° statt (102,106,107,109).

In der **Mid Swing** Phase (75- 87%) erfolgen eine weitere Flexion des Hüftgelenks bis ca. 25°, eine nahezu passive Extension des Kniegelenks und eine Dorsalextension des Sprunggelenks, während das Bein weiter nach vorne schwingt (102,106,107,109).

Während **Terminal Swing** (87-100%) wird das Bein auf die folgende Standphase vorbereitet. Durch Aktivität der ischiokruralen Muskulatur wird die Vorwärtsbewegung des Oberschenkels gebremst. Im Kniegelenk findet eine Extension statt. Das kontralaterale Bein ist nun in der Terminal Stance Phase (102,106,107,109).

Bezeichnung	Zuordnung	Zeitintervall
Initial Contact	Standphase	0%
Loading Response	Standphase	0%-12%
Mid Stance	Standphase	12%- 31%
Terminal Stance	Standphase	31% - 50%
Pre Swing	Standphase	50% - 62%
Initial Swing	Schwungphase	62% - 75%
Mid Swing	Schwungphase	75% -87%
Terminal Swing	Schwungphase	87%-100%

Tabelle 1: Gangphasen des physiologischen Gangs; Quelle: (107)

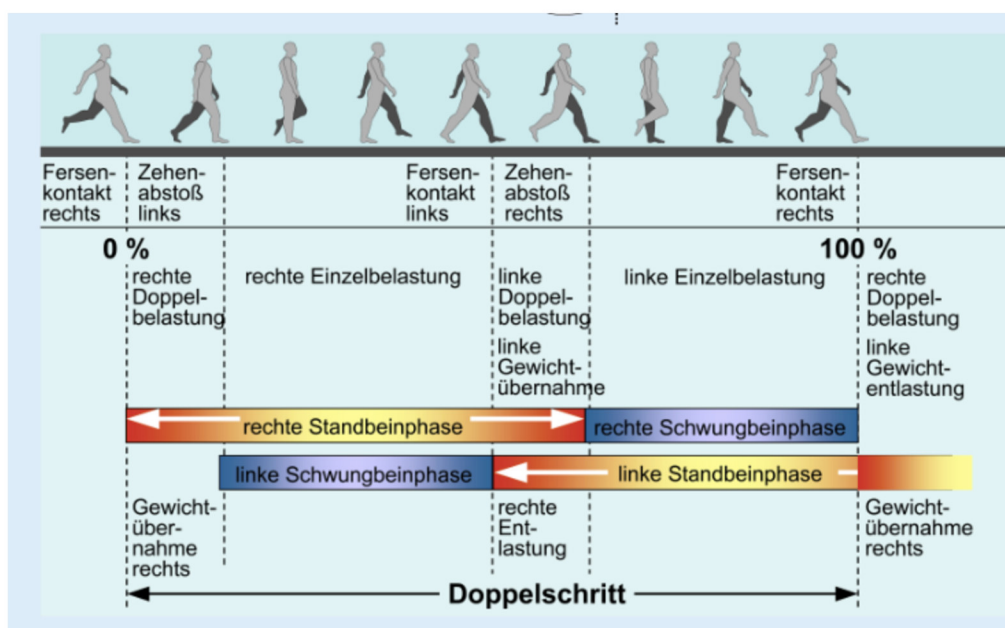


Abbildung 5: Graphische Darstellung der Gangphasen; Quelle: (102)

1.4.2 Funktion von Musculus gluteus medius und minimus

In den Phasen Mid Stance und Terminal Stance wird das gesamte Körpergewicht von nur einem Bein getragen, während der Körperschwerpunkt median über der Symphyse liegt. Das Abkippen des Beckens nach lateral zum Schwungbein hin wird durch die Abduktoren der Hüfte mittels einer exzentrischen Aktivität verhindert (109). Die kleinen Glutealmuskeln (M. gluteus medius und minimus) sind hierfür am wichtigsten (110). In der Hüftendoprothetik ist eine Schädigung dieser Muskeln eine häufige Komplikation (5,12). Eine intraoperative Schonung der kleinen Glutealmuskeln ist wichtig für eine schnelle Rehabilitation, während eine Verletzung mit einer degenerativen Muskelverfettung und einem schlechteren Outcome assoziiert ist (12,13). Bei einer massiven Schädigung der Hüftabduktoren kann es zu einem Abkippen des Beckens im Rahmen eines Duchenne -Hinkens kommen (110). Auch schon bei weniger umfangreichen Schädigungen treten postoperativ vermehrte Schmerzen, Hinken und eine signifikant eingeschränkten Lebensqualität auf (12).

1.4.3 Betrachtung kinetischer Parameter der Hüfte in der instrumentellen Ganganalyse

In dieser Dissertation stehen von den aus den Ganganalysen hervorgehenden Messwerten besonders die kinetischen Parameter der Hüfte im Fokus.

Die folgenden Diagramme zeigen charakteristische Verläufe der Hüftmomente in Abhängigkeit von der Zeit. Diese ist auf der x-Achse aufgetragen; die Einheit ist Prozent. 100 Prozent bilden einen Gangzyklus ab. Bei 0% findet der Initial Contact statt. Zwischen 0% und etwa 62% zeigt sich die Standphase, zwischen etwa 62% und 100% ist die Schwungphase abgebildet.

Auf der y- Achse ist das auf die Hüfte in der jeweiligen Ebene wirkende Drehmoment aufgetragen. Da das Bein in der Schwungphase keinen Kontakt zu den Kraftmessplatten hat, können für diese Phase keine sinnhaften Messwerte bestimmt werden. Bei den von der Software ausgegebenen Messwerten handelt es sich somit um nicht interpretierbare Daten. Diese Werte sind in den folgenden Diagrammen grün markiert.

Hüftmomente können aus unterschiedlicher Sichtweise betrachtet werden und die Terminologie unterscheidet sich in der Literatur: An einem Beispiel soll das Hüftmoment der Frontalebene erläutert werden. Durch die Wirkung der Schwerkraft in der Einbeinstandphase auf das Becken entsteht ein Drehmoment auf die Hüfte in der Frontalebene in Richtung der Hüftadduktion. Daher wird dieses Drehmoment von einigen Autoren als Hüftadduktionsmoment bezeichnet. Um ein Duchenne-Hinken zu verhindern, wirken Abduktoren diesem Drehmoment entgegen. Daher kann das in die gleiche Richtung wirkende Moment auch als Abduktionsmoment bezeichnet werden.

In dieser Dissertation werden die Drehmomente aus muskulärer Sicht betrachtet und somit folgende Terminologie verwendet:

- Hüftabduktionsmoment: Auf das Skelett wirkt ein äußeres Adduktionsmoment, welches von den Hüftabduktoren stabilisiert wird.

- Hüftadduktionsmoment: Auf das Skelett wirkt ein äußeres Abduktionsmoment, welches von den Hüftadduktoren stabilisiert wird.
- Hüftextensionsmoment: Auf das Skelett wirkt ein äußeres Flexionsmoment, welches von den Hüftextensoren stabilisiert wird.
- Hüftflexionsmoment: Auf das Skelett wirkt ein äußeres Extensionsmoment, welches von den Hüftflexoren stabilisiert wird.

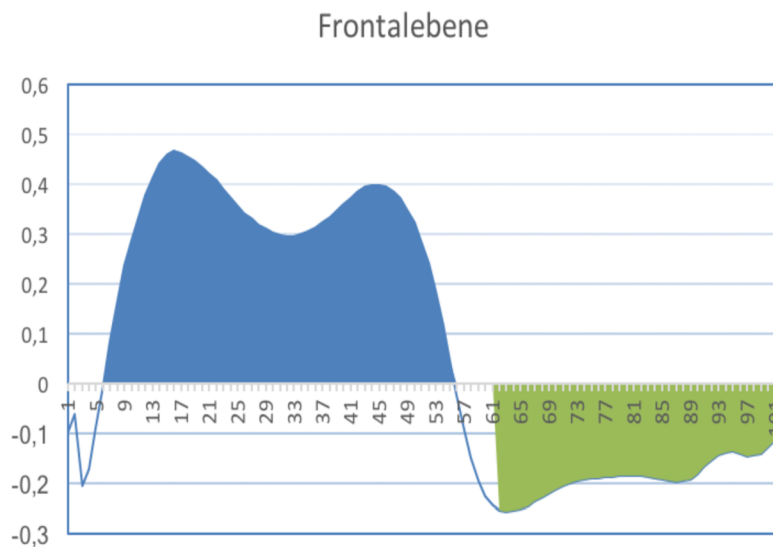


Abbildung 6: Hüftmomente der Frontalebene im Gangzyklus

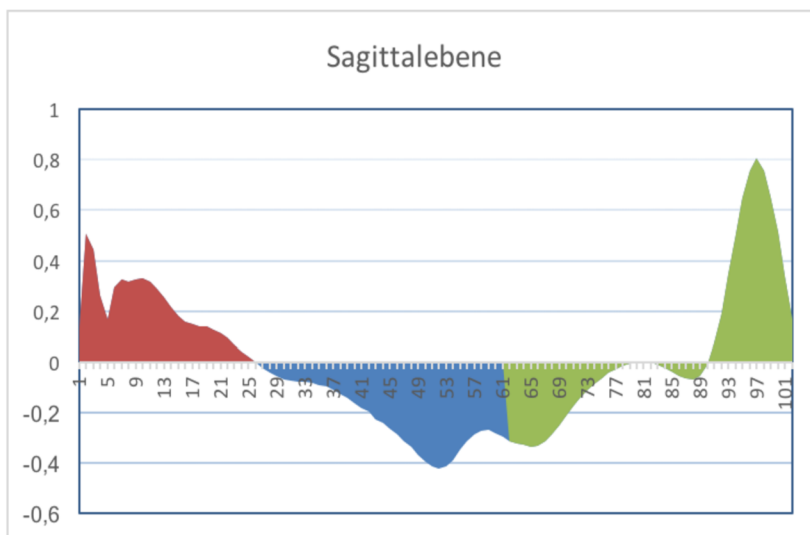


Abbildung 7: Hüftmomente der Sagittalebene im Gangzyklus

In der Frontalebene ist in der Hüfte eine Abduktion oder Adduktion möglich. Während großer Teile der Standphase sind die Abduktoren der Hüfte aktiv, um einem seitlichen Abkippen des Beckens zum Schwungbein hin entgegenzuwirken (107). Dieses Hüftabduktionsmoment ist im Diagramm blau dargestellt.

In der Sagittalebene ist eine Flexion oder einer Extension in der Hüfte möglich. Während der Loading Response Phase sind die Extensoren des Hüftgelenks aktiv (im Diagramm rot dargestelltes Hüftextensionsmoment). In den Phasen Mid Stance und Terminal Stance findet sich kaum auf die Hüfte wirkende Muskelaktivität. In der Phase Pre Swing ist besonders der

Musculus adductor longus aktiv, der eine Flexion im Hüftgelenk bewirkt (im Diagramm blau dargestelltes Hüftflexionsmoment) (107).

2 Zielsetzung

In der vorliegenden Dissertation wird zunächst der Einfluss des operativen Zugangsweges auf kinetische Parameter der instrumentellen Ganganalyse untersucht. Hüftmomente werden nach Implantation einer Hüft-TEP über den direkten lateralen oder auch transglutealen Zugang (TG-Zugang) und den minimal-invasiven anterolateralen Zugang (ALMIS-Zugang) verglichen.

In bisherigen Studien konnten bereits kurzfristig postoperative Vorteile bei minimalinvasiven Zugangswegen gezeigt werden (5,10,15,16). Ein langfristiger Vorteil durch einen muskelschonenden Zugang wurde bisher noch nicht belegt (17). In anderen Studien, die Hüftmomente und deren langfristige Entwicklung untersuchten, wurden hauptsächlich Geradschaftprothesen oder gemischt Geradschaft- und Kurzschaftprothesen implantiert.

In dieser Studie wird ausschließlich die Metha®- Kurzschaftprothese verwendet. Kurzschaftprothesen zeigen eine physiologischere Biomechanik, Weichteilspannung und Krafteinleitung in den Femur (2,24,25,30). Durch die Verwendung von Kurzschaftprothesen wird ein besonders muskelschonendes OP-Verfahren ermöglicht (31).

Aufgrund der dargestellten Unterschiede zwischen Kurzschaft- und Geradschaftprothesen können Ergebnisse aus bisherigen Studien nicht einfach für die Kurzschaftendoprothetik übernommen werden. Bei in den letzten Jahren steigenden Implantationszahlen der Kurzschaftprothesen (28) ist die Untersuchung des am besten geeigneten Zugangsweges wichtig. Aufgrund von jährlichen Implantationszahlen von über 200.000 Hüftprothesen allein in Deutschland (1) profitiert ein sehr großes Patientenkollektiv von der Verbesserung der Hüftendoprothetik.

Da unter Nutzung des anterolateralen Zugangs die Glutealmuskulatur geschont wird (15,95), erwarten wir weniger Atrophien und Muskeldegenerationen in der minimalinvasiv operierten Patientengruppe. Es wird vermutet, dass sich dies durch ein langfristig signifikant erhöhtes Hüftdrehmoment in der Frontalebene der instrumentellen Ganganalyse zeigt.

Im zweiten Teil dieser Dissertation wird der postoperative Verlauf der Hüftmomente, auch im Vergleich zum präoperativen Zustand, analysiert. Bisherige Studien zu diesem Thema zeigen widersprüchliche Ergebnisse. Besonders der Vergleich vom präoperativen Ausgangszustand mit dem postoperativen Ergebnis und den Resultaten nach Rehabilitation ist unzureichend erforscht (3). Aufgrund einer Schmerzbefreiung erwarten wir eine Steigerung der Hüftmomente in allen Ebenen für den ALMIS Zugang. Eine ausbleibende Steigerung des Hüftabduktionsmoments in der TG-Gruppe wäre mit einer intraoperativen Muskelschädigung erklärbar.

3 Material und Methoden

Die in der Zielsetzung beschriebene Fragestellung soll auf der Grundlage der Studie „Minimal-invasiver vs. Standardzugang in der Hüft-Totalendoprothetik: Ein Vergleich des postoperativen Verlaufs und Rehabilitationsprozesses“ untersucht werden. In dieser Untersuchung wurden Daten in den dreidimensionalen Ganganalysen zu vier verschiedenen Zeitpunkten innerhalb eines Jahres postoperativ erhoben.

Die Operationen im minimalinvasiven OP-Verfahren erfolgten über einen ALMIS Zugangsweg zum Hüftgelenk. Für die Operationen im herkömmlichen, nicht-minimalinvasiven OP-Verfahren wurden ein TG Zugangsweg verwendet.

3.1 Studiendesign

Die Studie „Minimal-invasiver vs. Standardzugang in der Hüft-Totalendoprothetik: Ein Vergleich des postoperativen Verlaufs und Rehabilitationsprozesses“ wurde als randomisierte prospektive Therapie-Vergleichsstudie in der orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover im Annastift (Hannover, Deutschland) in Kooperation mit dem OrthoGo Ganglabor der Orthopädischen Klinik der MHH (Hannover, Deutschland) durchgeführt.

Das primäre Ziel der Studie war der Vergleich des Rehabilitationsprozesses nach Implantation einer Metha® Kurzschaftprothese über einen TG- und ALMIS-Operationszugang. Dabei sollten besonders Erkenntnisse über die Möglichkeiten des Funktionserhaltes der Muskulatur und des Band- und Sehnenapparates gewonnen werden.

In Kooperation mit dem Institut für Biometrie erfolgte vor Studienbeginn eine Fallzahlabeschätzung. Die Grundlage der Fallzahlabeschätzung bildete der Merle d'Aubigné-Score mit den in der Literatur beschriebenen Durchschnittswerten und Standardabweichungen. Die Berechnungen ergaben unter Voraussetzung eines Signifikanzniveaus $\alpha=0,05$ und einer Power von 80% eine Fallzahl von $n=30$ für jede der beiden Gruppen ALMIS und TG.

Am 17.04.2007 genehmigte die Ethikkommission der MHH diese Studie unter der Nummer 4565.

3.1.1 Ein- und Ausschlusskriterien

Vor Beginn der Studie wurden folgende Ein- und Ausschlusskriterien festgelegt:

Einschlusskriterien:

- Patienten mit Alter am Operationstag von 30 bis einschließlich 75 Jahre,
- Im Röntgen nachgewiesene Koxarthrose (Kellgren III oder IV),
- Normale motorische Funktion der unteren Extremitäten, dokumentiert durch klinische Untersuchung und Fehlen anamnestischer Hinweise auf eine neurologische Erkrankung mit Änderung der motorischen Funktion.

Ausschlusskriterien:

- Erkrankungen des Herz-Kreislaufsystems, die eine hochgradig verminderte Belastungsfähigkeit im Alltag zur Folge haben und als Kontraindikation einer körperlichen Belastung gelten (z.B. Herzinsuffizienz NYHA Stadium IV),
- Einnahme von Medikamenten mit Einfluss auf die Gleichgewichtsfähigkeit,
- Personen mit Veränderungen der Gleichgewichtsfähigkeit und Sensibilitätsstörungen im Bereich der unteren Extremität durch Erkrankungen wie M. Menière, Erblindung, Polyneuropathie, Multiple Sklerose et cetera.
- Neurologische Erkrankung mit veränderter motorischer Funktion der unteren Extremitäten, insbesondere Parese mit Kraftgrad schlechter als 4/5 oder klinisch feststellbare Tonuserhöhung bzw. Spastik,
- Knöcheloperation am betroffenen proximalen Femur (z. B. Varisierungsosteotomie) → nicht zum Ausschluss aus der Studie führten dagegen Weichteiloperationen wie eine Exstirpation der Bursa trochanterica oder eine Hüftgelenksarthroskopie,
- Allergie gegen Bestandteile der implantierten Prothese.

Nachträglicher Ausschluss aus der Studie:

- Intraoperative Fraktur des proximalen Femurs oder der Pfanne mit Folge einer zusätzlichen Osteosynthese und postoperativ erforderlicher Teilbelastung,
- Fraktur des proximalen Femurs oder des Azetabulums während der Laufzeit der Studie,
- Revisionsoperation wegen Protheseninfekt, Lockerung oder Fraktur während der Laufzeit der Studie (ein reiner Weichteilinfekt innerhalb der ersten sechs Wochen nach Implantation führte dagegen nicht zum Ausschluss),
- Intraoperative Wahl eines anderen Zugangsweges wegen intraoperativer Komplikationen,
- Höhergradige Lähmung des betroffenen Beines als Operationskomplikation (bei einem Kraftgrad schlechter als 4/5),
- Im Studienverlauf eintretende Erkrankungen, welche die Gleichgewichtsfähigkeit beeinträchtigen (s. Ausschlusskriterien),
- Patient widerruft seine Einverständniserklärung,
- In den RSA Röntgenbildpaaren verdeckt z.B. das Implantat die im umgebenden Femur eingebrachten Knochenmarker, sodass keine ausreichende Anzahl auswertbarer Tantalmarker identifiziert werden kann,
- Die in der ersten RSA-Auswertung berechnete Verteilung (sog. *Condition Number*) der eingebrachten Tantal-Marker im Knochen ist außerhalb des erlaubten Wertebereichs. Dies lässt eine weitere Auswertung nicht zu.

3.2 Studienablauf

Bei allen Probanden wurde zunächst eine Anamnese erhoben, eine klinische Untersuchung und eine Röntgenuntersuchung nach Standard der Orthopädischen Klinik der MHH veranlasst (tiefe Beckenübersichtsaufnahme und axiale Aufnahme nach Lauenstein mit proximalem Femur). Sofern gemäß der Ein- und Ausschlusskriterien keine Argumente gegen die Aufnahme des Patienten in die Studie vorlagen, wurde dieser ausführlich über die Studie informiert und aufgeklärt. Im Falle einer schriftlichen Einwilligung zur Studienteilnahme erfolgte am Tag der Operation eine Randomisierung mittels einer Randomisierungsliste. Diese generierte das Programm SPSS 14.0.

Anschließend führten Fachkräfte des OrthoGo Ganglabors präoperativ eine instrumentelle dreidimensionale Ganganalyse mit Erfassung raumzeitlicher, kinematischer und kinetischer Daten durch. Zusätzlich waren weitere präoperativ Untersuchungen Bestandteil der Studie:

- Blutuntersuchung (Hämoglobin, Hämatokrit; Myoglobin, Gesamt-Creatininkinase, Creatininkinase-MB und CRP)
- Harris Hip Score (HHS)
- Merle d`Aubigné-Score
- SF-12-Fragebogen
- Visual Analoge Schmerzskala (VAS)
- Elektromyographie der Hüftabduktoren
- Untersuchungen zu propriozeptiven Fähigkeiten.

3.2.1 Operation

Bei allen Probanden bestand die Indikation zur Implantation einer Hüft- TEP. Die Operationen erfolgte in Allgemeinanästhesie oder Rückenmarksanästhesie in Rückenlage. 30 Minuten vor der Operation bekamen die Patienten eine Infektionsprophylaxe mit einer gewichtsadaptieren Dosis Cefuroxim verabreicht.

Prof. Dr. med. H. Windhagen und zwei Oberärzte der orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover operierten die Probanden gemäß der Randomisierungsliste über einen ALMIS oder TG Zugang. Bei allen Patienten implantierten sie die Metha® Kurzschaftprothese in Kombination mit einer Schraubpfanne (Screw Cup SC®, Aesculap, Tuttlingen, Deutschland) oder einer Pressfitpfanne (Plasmacup®, Aesculap). Angepasst an Alter, BMI und Aktivitätslevel verbauten sie zusätzlich ein Keramikinlay (Plasmacup ceramic liner, Aesculap) oder ein Polyethyleninlay (Plasmacup SC liner, Aesculap). Bei allen Probanden wurde ein Keramikkopf verwendet (BioloX®, Ceramic prosthesis head, Aesculap).

Alle Operateure waren in der Anwendung beider Zugänge sehr erfahren.

Die Operationen fanden im Zeitraum von Februar 2010 bis Juni 2013 statt.

Minimalinvasiver anterolateraler Zugang

Nach dem Hautschnitt und der Präparation des subkutanen Fettgewebes wurde die Fascia lata dargestellt und in Faserverlaufsrichtung gespalten. Anschließend erfolgte die Darstellung der Lücke zwischen dem Musculus tensor fasciae latae (anterior) und dem Musculus gluteus medius / minimus (posterior) in der unter der Faszie liegenden Schicht. Mittels spezieller Haken wurden diese Muskeln stumpf zur Seite gedrängt. Musculus gluteus medius und minimus wurden weder abgetrennt noch eingeschnitten. Die nun sichtbare anteriore Kapsel des Hüftgelenks wurde reseziert, um danach den Hüftkopf aus der Hüftpfanne auszukugeln. Anschließend wurde der Femurhals mit einer Knochensäge ca. 5 mm proximal der Fossa piriformis durchtrennt. Zur metaphysären Fixierung der Kurzschaftprothese wurde dabei ein kortikaler Ring des Femurhalses stehen gelassen. Die restlichen Anteile der Hüftkapsel und das Labrum wurden entfernt. Mittels größer werdender Fräsen wurden das Acetabulum und daraufhin die Hüftpfanne und das Inlay implantiert. Danach wurde das Femur mittels größer werdenden Raspeln aufgeraspelt und eine Probereposition durchgeführt. Die Größe der Komponenten wurde mittels Röntgenbild durch einen C-Bogen kontrolliert. Der originale Schaft und Kopf wurden unter Berücksichtigung der Spannung im Gelenk, der Beinlänge, des femoralen Off-Set und der präoperativen Planung zementfrei implantiert. Nach der Reposition des Hüftkopfes in die Hüftpfanne wurde eine Drainage eingebracht und die Wunde schichtweise verschlossen.

Transglutealer Zugang nach Bauer

Nach dem Hautschnitt sowie der Darstellung und der longitudinalen Inzision der Faszie wurden die Mm. gluteus medius und minimus sichtbar. Diese wurden zwischen dem vorderen und mittleren Drittel longitudinal in Faserrichtung eingeschnitten. Gegebenenfalls war zusätzlich eine Inzision des Musculus vastus lateralis notwendig. Die Sehnenansätze dieser Muskeln wurden vom ventralen Drittel des Trochanter major abgelöst (98). Nun stellte sich auch hier die anteriore Hüftkapsel dar. Ab diesem Zeitpunkt wurde die Operation analog zum ALMIS-OP-Verfahren durchgeführt. Beim Wundverschluss wurden zusätzlich die abgetrennten Sehnen von Musculus gluteus medius und minimus mittels Nähten refixiert.

3.2.2 Nachbehandlung

Die Nachbehandlung erfolgte nach Standard der orthopädischen Klinik. Dabei fand ab dem ersten postoperativen Tag eine schmerzadaptierte Vollbelastung und krankengymnastische Mobilisation statt. Die während der OP eingebrachte Redon Drainage wurde am 1. Tag nach der OP gezogen, die Hautklammern wurden 12 - 14 Tage postoperativ entfernt. Sechs Wochen postoperativ vermieden Patienten eine Flexion der Hüfte über 90°, Adduktion und Außenrotation.

3.2.3 Nachuntersuchungen

Die für diese Dissertation grundlegenden Ganganalysen wurden erneut drei, sechs und zwölf Monate nach der OP durchgeführt. Zusätzlich erfolgten in anderen zeitlichen Abständen zur OP weitere Nachuntersuchungen:

- Blutuntersuchung (HB, Hkt; Myoglobin, Gesamt-CK, CK-MB und CRP)
- Harris Hip Score (HHS)
- Merle d`Aubigné-Score
- SF-12-Fragebogen
- Visual Analoge Schmerzskala (VAS)
- Elektromyographie der Hüftabduktoren
- Klinisch radiologische Kontrolluntersuchung einschließlich RSA-Untersuchung zur Detektion von Prothesenlockerung
- Untersuchungen zu propriozeptiven Fähigkeiten.

3.3 Erläuterungen zur Durchführung der Ganganalyse

Die instrumentelle dreidimensionale Ganganalyse führte das OrthoGo Labor Hannover (Haubergstraße 3, 30625 Hannover) mithilfe geschulter Fachkräfte durch. Acht um den Probanden herum fest platzierte Infrarotkameras (6x MXF 20 und 2x MXF40) zeichneten die Gangzyklen mit einer Bildfrequenz von 200 Hz auf. Sie detektierten 16 reflektierende Marker (Durchmesser: 14mm). Jeweils drei Marker definierten die Position eines Bewegungssegmentes im Raum. Zusätzlich fand eine Aufzeichnung durch zwei Hochgeschwindigkeitskameras statt, um Messergebnisse mit dem visuellen Gangbild abgleichen zu können.

Piezoelektronischen Kraftmessplatten (Type BP400600, AMTI Inc., Größe: 400mm x 600mm, Watertown, USA) detektierten Bodenreaktionskräfte mit der Frequenz 1000 Hz.

Die von den Kameras gewonnenen Daten verarbeitete die Software Nexus (Version 1.8.5, Vicon®, Oxford Metrics, England). Dabei ordnete sie den einzelnen Markern für jeden Zeitpunkt der Messung Koordinaten in einem globalen, dreidimensionalen Referenzkoordinatensystem zu. Diese Koordinaten wurden zusammen mit den Messergebnissen der Kraftmessplatten durch die Software Matlab (Version R2011b, The MathWorks, Natick, NA, USA) zu den raum-zeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern der Ganganalyse verarbeitet. Folgende Messgrößen wurden bestimmt:

- Ganggeschwindigkeit
- Schrittfrequenz (Kadenz)
- Schrittlänge
- Standzeitverhältnis: Verhältnis zwischen Standphase und Schwungphase
- Zeit-Winkel-Diagramme für Beckenkipfung, Hüfte, Knie und Sprunggelenk in drei Ebenen

- Zeit-Drehmoment-Diagramm für Beckenkipfung, Hüfte, Knie und Sprunggelenk in drei Ebenen.

3.3.1 Beschreibung der Durchführung eines Messdurchlaufs

Nach dem Entkleiden der unteren Extremität wurden die 16 Reflektoren gemäß dem Helen-Hayes-Marker-Set von Kadaba et al. anatomischen Landmarken fest platziert (111).

Anschließend absolvierte der Proband mehrere Probemessläufe auf der 16 m langen Teststrecke. Die Testperson lief barfuß und mit selbst gewählter Geschwindigkeit. In den Probemessläufen wurde

der Startpunkt der Teststrecke so verschoben, dass der Proband die Bodenreaktionsplatten in zwei

aufeinanderfolgenden Schritten mit den Füßen traf. Diese Bodenreaktionsplatten sollten unbewusst getroffen werden, um eine willkürliche Verfälschung der Messergebnisse auszuschließen. Zusätzlich

fand während der Probemessläufe eine Gewöhnung an die Testsituation statt. So wurde sichergestellt, dass der Proband ein möglichst unverfälschtes Gangbild zeigte. Fielen Fehlplatzierungen der Reflektoren auf wurden diese korrigiert.

Vor dem ersten Messdurchlauf wurde eine statische Aufnahme des Probanden durchgeführt.

Anschließend wurden mindestens 10 und maximal 20 Messdurchläufe auf der Teststrecke

vorgenommen. Der Datensatz für einen Patienten wurde aus zehn Messdurchläufen gebildet und gemittelt.



Abbildung 8: Das OrthoGo Ganglabor Hannover



Abbildung 9: MXF 20 Infrarotkamera des OrthoGo Ganglabores Hannover



Abbildung 10: Platzierung der reflektierenden Marker. Ansicht von ventral, dorsal und lateral

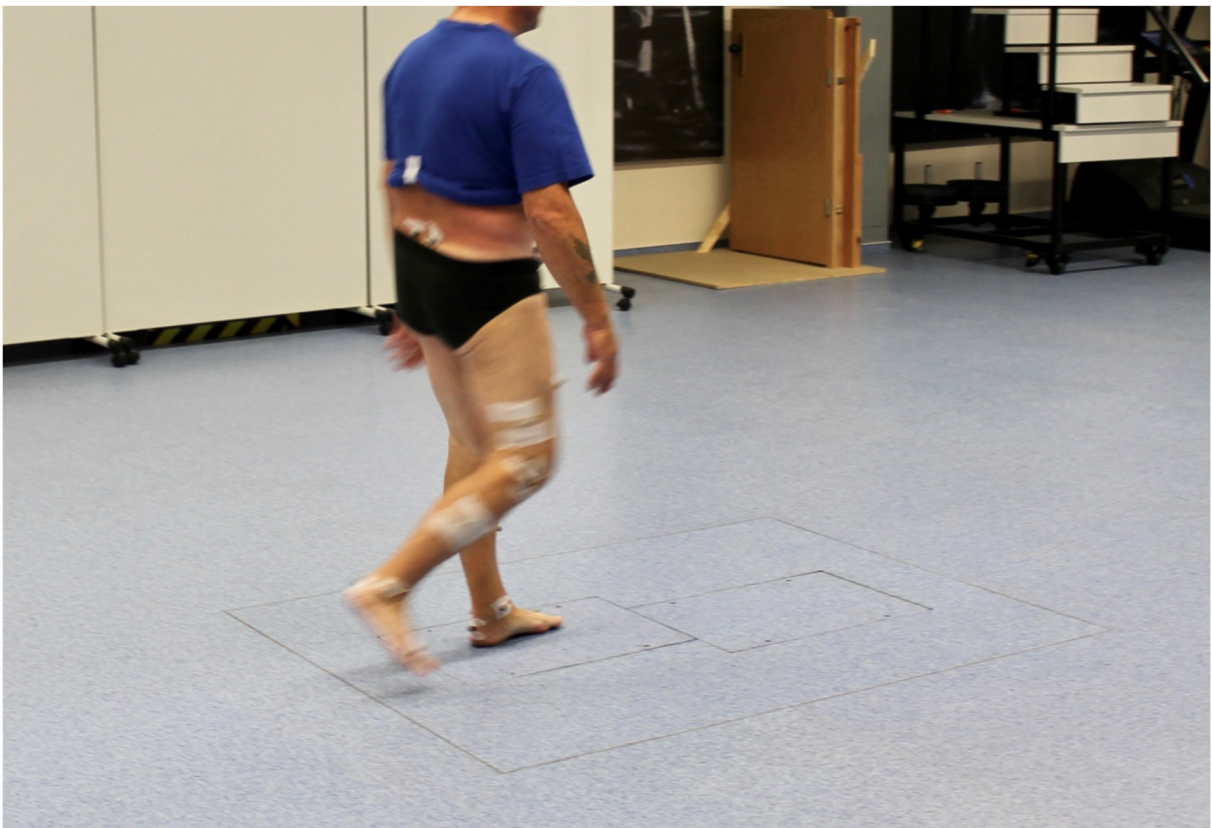


Abbildung 11: Durchführung einer Ganganalyse. Der Proband trifft auf die Kraftmessplatten.

3.4 Patientenkollektiv

Insgesamt wurden 60 Patienten operiert. Details zum Patientenkollektiv können der folgenden Tabelle entnommen werden:

Geschlechterverteilung	34 weibliche Probandinnen (56,66%) 26 männliche Probanden (43,33%)
Durchschnittsalter	58,13 Jahre am Operationstag
Durchschnittsgewicht	81,7 kg
Durchschnittliche Körpergröße	173 cm
Durchschnittlicher BMI	26,74 kg/m ²

Tabelle 2: Geschlechts-, Alters-, Körpergrößen- und BMI- Verteilung des Patientenkollektivs

3.5 Statistische Auswertung

Die Kurvenverläufe der Hüftmomente zeigten charakteristische Extrempunkte. Diese sind in den folgenden Abbildungen dargestellt:

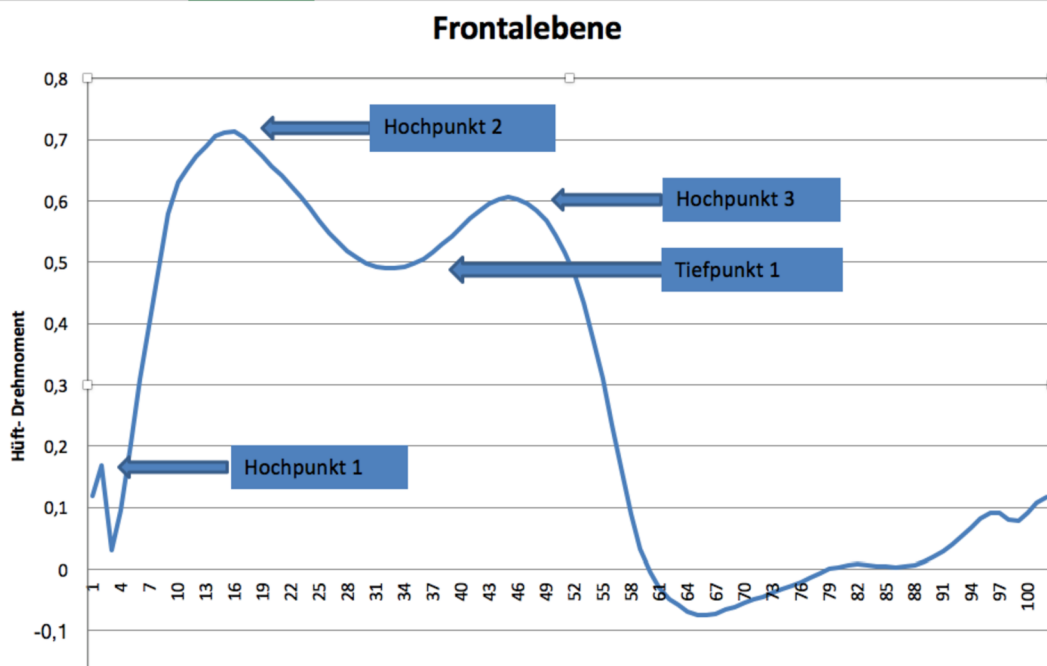


Abbildung 12: Extrempunkte des Hüftmoments in der Frontalebene

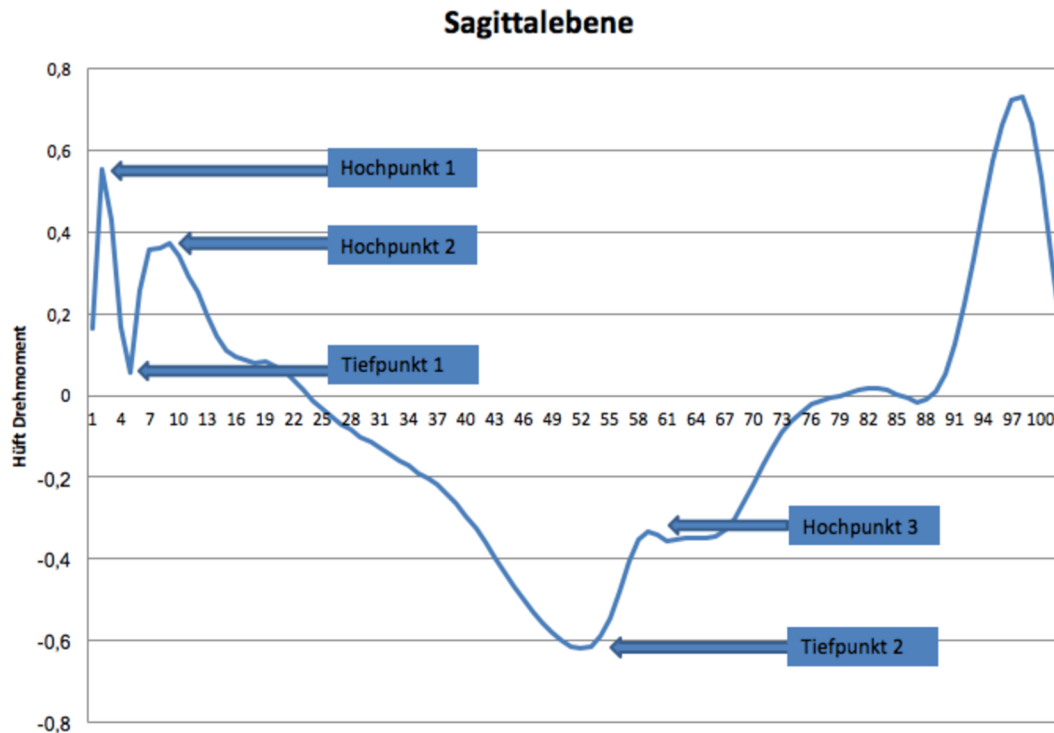


Abbildung 13: Extrempunkte des Hüftmoments in der Sagittalebene

Zur statistischen Auswertung wurden diese Extrempunkte bei jedem einzelnen Patienten erfasst und das jeweils zugehörige Hüftmoment, der Hüftwinkel sowie der Zeitpunkt in einer Exceltabelle gespeichert. In einigen Fällen zeigten die Kurvenverläufe keine Extrempunkte zu den erwarteten Zeitpunkten. Manchmal war eine deutliche Steigungsänderung sichtbar, die äquivalent zu einem Extrempunkt gewertet wurde. Waren kein Extrempunkt und keine deutliche Steigungsänderung zu finden, so wurde kein Punkt markiert. Unklare Extrempunkte wurden im Vier-Augen-Prinzip besprochen.

Die folgende Tabelle stellt Situationen mit Vorliegen unklarer Extrempunkte dar und zeigt, wie diese Fälle behandelt wurden:

In der Sagittalebene findet sich der Hochpunkt 1 zum Zeitpunkt 1%. Da es keinen Wert für das Drehmoment zum Zeitpunkt 0% gibt, kann nicht beurteilt werden, ob es sich wirklich um einen Hochpunkt handelt.	In diesen Fällen wurde Hochpunkt 1 in der Sagittalebene nicht markiert.
In der Sagittalebene findet sich Hochpunkt 3 zu einem Zeitpunkt nach Abheben des Beines von der Bodenreaktionsplatte. Nach Abheben des Beines können Bodenreaktionskräfte und somit auch Drehmomente nicht mehr erfasst werden.	In diesen Fällen wurde Hochpunkt 3 in der Sagittalebene nicht markiert.

<p>In der Sagittalebene verschieben sich die Extrempunkte Hochpunkt 1, Tiefpunkt 1 und Hochpunkt 2 deutlich nach rechts. Zu den erwarteten Zeitpunkten ist kein Hochpunkt zu finden. Bei den nach hinten verschobenen Extrempunkten handelt es sich nicht mehr um die charakteristischen Extrempunkte, ein Vergleich der Drehmomente mit den sonst markierten Punkten erscheint somit nicht sinnvoll.</p>	<p>In diesen Fällen wurden die deutlich nach rechts verschobenen Extrempunkte nicht markiert. Konkret wurde Hochpunkt 1 bis zum Zeitpunkt $t=7\%$, Tiefpunkt 1 bis zum Zeitpunkt $t=11\%$ und Hochpunkt 3 bis zum Zeitpunkt $t=15\%$ markiert.</p>
---	---

Tabelle 3: Beschreibung der Vorgangsweise bei Vorliegen unklarer Extrempunkte

Die Markierung der Extrempunkte und Speicherung der Extremwerte wurde mit der Software Microsoft Excel Excel 15.33 unter Anwendung von VBA (Visual Basic für Applikationen) durchgeführt.

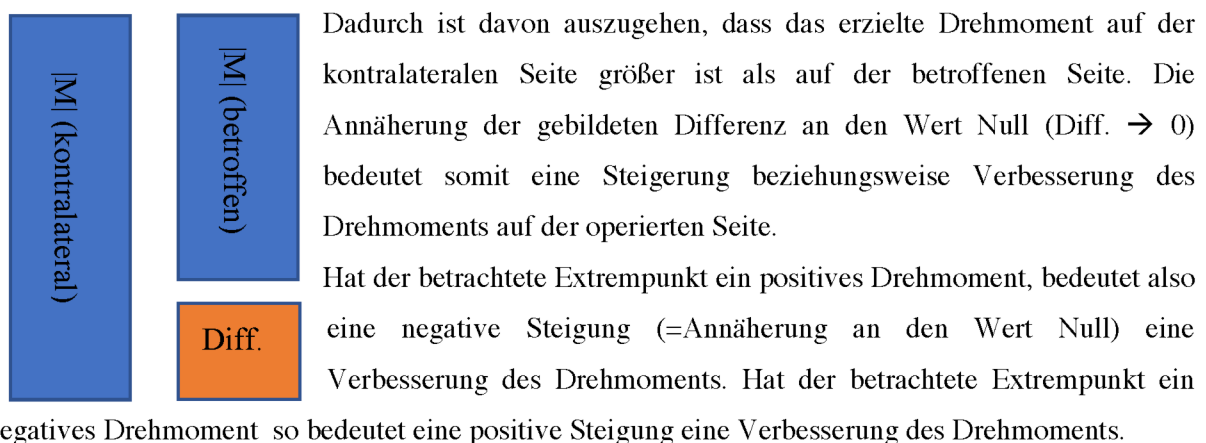
3.5.1 Berücksichtigung des Hüftmoments der Gegenseite

Zur Berücksichtigung des Hüftmoments der gesunden Gegenseite wurden Differenzen nachfolgender Formel berechnet:

$$Diff. = M(kontralateral) - M(betroffeneSeite)$$

Formel 1: Berechnung der Differenz der Hüftmomente zur kontralateralen Seite; M: Hüftmoment

Für die Interpretation der Ergebnisse ist folgende Überlegung Voraussetzung: Sowohl durch das Krankheitsbild der Koxarthrose als auch durch die Operation findet eine Schwächung beziehungsweise Schonung der Muskulatur auf der betroffenen (operierten) Seite statt.



3.5.2 Area under Curve (AUC)-Analyse

Zusätzlich führten wir eine Betrachtung der Area under Curve (AUC) durch. Die Berechnung der AUC basiert auf folgenden Grundüberlegungen:

1. Das primäre Ziel dieser Arbeit war die Darstellung eines Unterschiedes zwischen dem ALMIS- und TG-OP-Zugang zum Hüftgelenk. Beim TG-Zugang wurde im Unterschied zum ALMIS-Zugang der M. gluteus medius gespalten. Deshalb sollten besonders Drehmomente untersucht werden, auf die der M. gluteus medius auch einen Einfluss hat. In der Sagittalebene ist der M. gluteus medius sowohl an der Flexion als auch an der Extension der Hüfte beteiligt (44). Daher wurden bei der Berechnung der AUC in der Sagittalebene alle Drehmomente der Standphase berücksichtigt.

In der Frontalebene ist der M. gluteus medius lediglich an der Abduktion, nicht jedoch an der Adduktion der Hüfte beteiligt (44). Somit wurden bei der Berechnung der AUC der Frontalebene nur Hüftabduktionsmomente (positive Werte) berücksichtigt.

2. Die Länge der Standphasen variierten bei den einzelnen Probanden. Es zeigten sich Zeitintervalle von 0% - 55% bis 0% - 65%. Um diese Störvariable auszublenden, erfolgte die Bildung eines Quotienten. Dabei war die Anzahl der Summanden im Zähler gleich dem Nenner.

Die AUC wurde nach folgenden Formeln berechnet:

- a) Berechnung der AUC sagittal:

$$AUC(Sagittal) = \frac{\left| \sum_{t=1}^{off} M(t) \right|}{off}$$

Formel 2: Berechnung der AUC (Sagittal) t : Zeitpunkt in % (Skalierung der x-Achse); off : Zeitpunkt in %, an dem der Fuß von der Bodenreaktionsplatte abgehoben wird; $M(t)$: Hüftmoment zum Zeitpunkt t

- b) Berechnung der AUC Frontal:

$$AUC(Frontal) = \frac{\sum_{t=1}^{off} M(t): \text{ falls } M(t) > 0}{\text{Anzahl der Summanden}}$$

Formel 3: Berechnung der AUC (Frontal) t : Zeitpunkt in % (Skalierung der x-Achse); off : Zeitpunkt in %, an dem der Fuß von der Bodenreaktionsplatte abgehoben wird; $M(t)$: Hüftmoment zum Zeitpunkt t

Die folgenden Grafiken veranschaulichen die durch die Formeln berechnete Fläche:

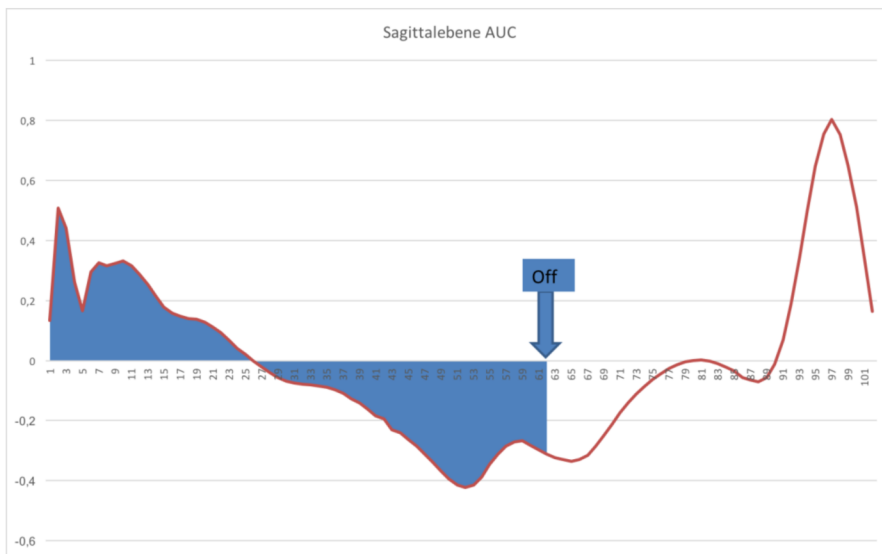


Abbildung 14: Graphische Darstellung der AUC der Hüftmomente der Sagittalebene

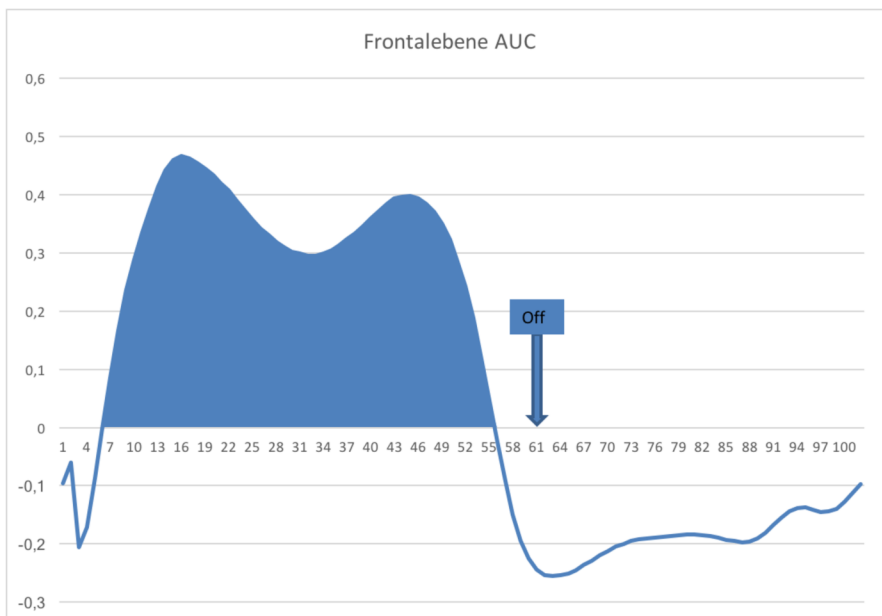


Abbildung 15: Graphische Darstellung der Hüftmomente der Frontalebene

Die Auswertung der gewonnenen Daten erfolgte mit dem Programm IBM SPSS Statistics 25 (8. August 2017).

Es wurden folgende Auswertungen vorgenommen:

- a) Vergleich der Drehmomente beim ALMIS- und TG-OP-Verfahren
- b) Analyse der Regeneration der Hüftmomente postoperativ im Vergleich zum präoperativen Zustand.

Die Normalverteilung wurde mit dem Shapiro-Wilk-Test getestet.

Gruppenunterschiede zwischen ALMIS und TG untersuchten wir mit Hilfe zweiseitiger, unabhängiger t-Tests ($\alpha = 0,05$). Die Visualisierung der Daten erfolgte mit Boxplots und Liniendiagrammen.

Die Analyse der Regeneration der Drehmomente über die Zeit nach der OP wurde mit Hilfe einer ANOVA mit Messwiederholung durchgeführt. In die Auswertung wurden nur Patienten eingeschlossen, die zu allen vier Zeitpunkten untersucht wurden (37/60). Aufgrund der niedrigen Fallzahl wurden ALMIS und TG in einer Gruppe gemeinsam ausgewertet. Fehlende Daten wurden nicht ersetzt.

4 Ergebnisse

In diesem Kapitel werden zunächst fehlende Messwerte dargestellt.

Anschließend werden die auf die Hüfte wirkenden Drehmomente nach Operation über einen ALMIS Zugang und TG Zugang verglichen.

Am Ende dieses Kapitels erfolgt eine Analyse der Entwicklung der Hüftmomente in Abhängigkeit der Zeit innerhalb des Follow-ups von einem Jahr.

4.1 Fehlende Messwerte

Messwerte dieser Arbeit fehlen aufgrund folgender Ursachen:

Entweder wurden die Nachuntersuchungen nicht durchgeführt oder trotz vorliegender Nachuntersuchung konnte keine Markierung des Extrempunktes vorgenommen werden. Gründe für die Nicht-Durchführung von Nachuntersuchungen waren:

- Bei einem Probanden der ALMIS Gruppe kam es zu einem frühen tiefen Wundinfekt, sodass eine Revision durchgeführt werden musste. Dies führte gemäß der nachträglichen Ausschlusskriterien zum Ausschluss des Probanden aus der Studie.
- Bei einem Probanden der TG Gruppe wurde eine späte septische Lockerung beobachtet. Bei einem Probanden der ALMIS wurde eine aseptische Lockerung beobachtet. Bei beiden Patienten wurde eine Revision durchgeführt und der Prothesenschaft gegen einen Standardschaft Typ Bicontact ausgetauscht. Auch diese beiden Patienten wurden von weiteren Nachuntersuchungen ausgeschlossen.
- Ein Patient wurde nachträglich nach einer Revision bei persistierenden Schmerzen durch eine Bursitis iliopectinea ebenfalls ausgeschlossen.
- Aufgrund schlechter Knochenqualität mussten zwei Patienten postoperativ für 6 Wochen eine Teilbelastung durchführen. Auch sie wurden von der Studie ausgeschlossen.
- Bei einem Probanden wurde aufgrund einer Lumboischialgie ein unphysiologisches Gangbild beobachtet. Auch hier wurden Nachuntersuchungen aus der Auswertung ausgeschlossen.

- Bei drei der 60 Patienten musste schmerzbedingt noch während des Follow-ups eine Hüft- TEP auf der Gegenseite implantiert werden. Auch dies führte zum Ausschluss der Probanden aus der Studie.
- Aus unterschiedlichen Gründen (teilweise von Seiten der Klinik als von Seiten der Patienten) konnten einzelne Nachuntersuchungen nicht durchgeführt werden.

Gründe für die fehlende Markierbarkeit von Extrempunkten sind im Kapitel 3.5 „Statistische Auswertung“ ausführlich beschrieben.

Die folgende Tabelle zeigt die Anzahl der Patienten, die an den jeweiligen Nachuntersuchungen teilgenommen haben:

Zeitpunkt	Gesamt	ALMIS	TG
Prä OP	60	30	30
3 Monate Post OP	50	25	25
6 Monate Post OP	48	25	23
12 Monate Post OP	48	24	24
Teilnahme an allen 4 Untersuchungen	37	19	18

Tabelle 4: Übersicht zur Teilnahme der Probanden an Nachuntersuchungen

4.1.1 Ausschluss von Extrempunkten aus der Auswertung

Viele fehlende Werte erschweren zum einem die statistische Auswertung der Daten und reduzieren gleichzeitig die Power der statistischen Tests. Zum anderen zeigt sich durch eine Vielzahl fehlender Markierungen eine hohe Inkonsistenz der betrachteten Extrempunkte. In Rücksprache mit dem Institut für Biometrie der MHH wurden daher Extrempunkte, die nur unregelmäßig markiert werden konnten, von der weiteren Auswertung ausgeschlossen.

Unter Berücksichtigung der Anzahl der durchgeführten Nachuntersuchungen wären insgesamt 412 Markierungen für jeden Extrempunkt möglich gewesen. Die folgende Tabelle zeigt die absoluten und relativen Häufigkeiten der durchgeführten Markierungen:

Punkt	Markierungsanzahl absolut	Markierungsanzahl relativ
Frontal HP1	331	80,3%
Frontal HP2	410	99,5%
Frontal TP1	404	98,1%
Frontal HP3	406	98,5%
Sagittal HP1	402	97,6%
Sagittal TP1	383	93,0%
Sagittal HP2	380	92,2%
Sagittal TP2	404	98,1%
Sagittal HP3	390	94,7%

Tabelle 5: Absolute und relative Häufigkeiten, in denen die Extrempunkte der Hüftmomente markiert werden konnten

Die Bildung der Differenz wäre insgesamt in 206 Fällen möglich gewesen. Die folgende Tabelle zeigt die absoluten und relativen Häufigkeiten, in denen beide für die Differenzbildung notwendigen Werte vorlagen:

Punkt	Markierungsanzahl absolut	Markierungsanzahl relativ
Frontal HP1 Differenz	148	71,8%
Frontal HP2 Differenz	204	99,0%
Frontal TP1 Differenz	199	96,6%
Frontal HP3 Differenz	201	97,5%
Sagittal HP1 Differenz	198	96,1%
Sagittal TP1 Differenz	184	89,3%
Sagittal HP2 Differenz	185	89,8%
Sagittal TP2 Differenz	199	96,6%
Sagittal HP3 Differenz	188	91,3%

Tabelle 6: Absolute und relative Häufigkeiten, in denen die Differenzen der Hüftmomente berechnet werden konnten

Die AUC konnte in 100% der Fälle berechnet werden.

Aufgrund der vielen fehlenden Werte wurden folgende Variablen von der Auswertung ausgeschlossen:

- Frontal Hochpunkt 1
- Sagittal Tiefpunkt 1
- Sagittal Hochpunkt 2
- Differenz Frontal Hochpunkt 1
- Differenz Frontal Hochpunkt 2
- Differenz Frontal Tiefpunkt 1.

4.2 Test auf Normalverteilung

Vor der statistischen Auswertung wurde mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Tests die Normalverteilung überprüft. Für die Mehrzahl der Variablen (79 von 124) konnte die Normalverteilung gezeigt werden. Da der t-Test auch bei Verletzung der Normalverteilung sehr robust ist, entschieden wir uns zusammen mit dem Institut für Biometrie der MHH dennoch die Auswertung aller Variablen mit dem t-Test durchzuführen.

4.3 Vergleich des minimal-invasiven anterolateralen und transglutealen Zugangs

Zunächst verglichen wir die auf die Hüfte wirkenden Drehmomente nach ALMIS Zugang und TG Zugang. Im Kapitel „Anhang“ in Tabelle 14 sind arithmetische Mittelwerte (M), Standardabweichungen (SD) und die Ergebnisse der unabhängigen t-Tests - angegeben als p- Wert - dargestellt. Die Grafiken Abbildung 16 bis Abbildung 23 (Kapitel „Anhang“) zeigen den Vergleich des ALMIS- und TG-Zugangs in Boxplots exemplarisch für einige Variablen.

Die Nullhypothese kann auf dem Signifikanzniveau $\alpha = 5\%$ nicht verworfen werden. Die Daten zeigen für keine Variable einen signifikanten Unterschied im Hüftmoment der beiden Gruppen ALMIS und TG. Die einzige Ausnahme ist die Variable „Frontalebene AUC“. Sechs Monate postoperativ ist hier ein signifikant größeres Drehmoment im ALMIS OP-Verfahren gegenüber dem TG OP-Verfahren zu beobachten ($p = 0,032$). Bei Betrachtung der Boxplots fällt auf, dass schon präoperativ ein Gruppenunterschied zwischen ALMIS und TG in der AUC der Frontalebene bestand.

Das Hüft-Drehmoment der kontralateralen Seite wurde durch die Bildung der Differenzen [Diff. = $M(\text{Kontralateral}) - M(\text{betroffene Seite})$] als Kovariate berücksichtigt. Auch bei der Auswertung dieser Variablen können mit zweiseitigen, unabhängigen t-Tests keine signifikanten Gruppenunterschiede gezeigt werden.

Da die t-Tests nahezu ausschließlich nicht signifikante Testergebnisse zeigen, wurde von der Durchführung weiterer statistischer Tests abgesehen.

Die Boxplots veranschaulichen die zuvor beschriebenen Ergebnisse gut: Auch in den Grafiken sind keine eindeutigen Gruppenunterschiede zwischen ALMIS und TG erkennbar. Ebenso ist keine Tendenz eines Vorteiles des ALMIS oder TG Operationsverfahrens erkennbar.

4.4 Postoperative Regeneration der Hüft-Drehmomente

Im Folgenden werden die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) mit Messwiederholung betrachtet (Tabelle 15 im Kapitel „Anhang“). Das Hüft-Drehmoment der Gegenseite findet erneut Berücksichtigung durch die Bildung der Differenzen [Diff. = $M(\text{Kontralateral}) - M(\text{betroffene Seite})$]. Bei den meisten Variablen kann nach Durchführung des Mauchly-Tests Sphärizität angenommen werden. Sofern keine Sphärizität gegeben ist, erfolgt der Test der

Innersubjektfaktoren mit Korrektur nach Greenhouse- Geisser. Dies ist in Tabelle 15 durch die Abkürzung „GG“ in der Spalte Signifikanz kenntlich gemacht.

Veranschaulicht werden die Daten durch Liniendiagramme (Abbildung 24 bis Abbildung 37; Kapitel: „Anhang“). Die Antennen in den Liniendiagrammen stellen jeweils das 95%- Konfidenzintervall dar.

In diese Auswertung einbezogen wurden nur Messdaten von Probanden, die an allen Nachuntersuchungsterminen untersucht wurden. Aufgrund der niedrigen Fallzahl (37) werden ALMIS und TG in einer Gruppe ausgewertet

4.4.1 Hüftmomente in der Frontalebene

Die Nullhypothese kann auf dem Signifikanzniveau $\alpha=5\%$ nicht verworfen werden. In der Frontalebene zeigt der Test der Innersubjektfaktoren in der ANOVA keine signifikante Abhängigkeit der Hüft-Drehmomente vom Zeitpunkt der Untersuchung. Die Hüftmomente verändern sich postoperativ nicht signifikant zum präoperativen Zustand. Dies ist anschaulich auch an den Liniendiagrammen erkennbar. Abbildung 28, Abbildung 29 und Abbildung 30 stellen die Differenz [Diff.= M(kontralateral)-M(betroffene Seite)] dar. Bei der Betrachtung fällt auf, dass präoperativ bei Hochpunkt 2 und Hochpunkt 3 auf der betroffenen Seite niedrigere Drehmomente in der Hüftabduktion erzielt werden als auf der gesunden kontralateralen Seite. An Tiefpunkt 1 ist dies nicht zu beobachten. Bei Untersuchungen drei, sechs und zwölf Monate postoperativ werden an Hochpunkt 2, Hochpunkt 3 und Tiefpunkt 2 jeweils lediglich schlechtere Hüftabduktionsmomente auf der operierten Seite beobachtet. Da das Augenmerk dieser Dissertation auf der zeitlichen Entwicklung der Drehmomente und nicht auf der Untersuchung von Asymmetrien zwischen der betroffenen Seite und der Gegenseite liegt, wurden hier keine weiteren statistischen Tests durchgeführt, um die Signifikanz zu untersuchen.

4.4.2 Hüftmomente in der Sagittalebene

In der Sagittalebene zeigt die ANOVA eine signifikante Abhängigkeit des Hüft-Drehmoments von dem Untersuchungszeitpunkt. Die Nullhypothese kann auf einem Signifikanzniveau $\alpha=5\%$ abgelehnt werden. Die Variable „Diff. HP1“ ist die einzige untersuchte Variable, die keine signifikante Abhängigkeit des Drehmoments vom Messzeitpunkt zeigt.

Die Liniendiagramme veranschaulichen eine Verbesserung des Hüft-Drehmoments bei Betrachtung aller Variablen in der Sagittalebene. Dies gilt auch für die Variable „Diff. HP1“, obwohl in der ANOVA keine signifikante Abhängigkeit vom Messzeitpunkt gezeigt werden konnte.

Zu beobachten ist jeweils, dass der Betrag des Drehmoments (|M|) sich postoperativ im Vergleich zum präoperativen Zustand kontinuierlich über den Zeitraum von zwölf Monaten verbessert.

Zu Beginn der Standphase sind die Extensoren des Hüftgelenks aktiv. In der Darstellung der Ganganalyse zeigt sich dies durch ein positives Drehmoment (vgl. Abbildung 7). Eine Verbesserung des Drehmoments bedeutet also eine positive Steigung. Diese ist in Abbildung 32 zu beobachten.

Am Ende der Standphase sind die Flexoren des Hüftgelenks aktiv. Dies zeigt sich in der Ganganalyse durch ein negatives Drehmoment (vgl. Abbildung 7). Eine Verbesserung des Drehmoments zeigt sich hier durch eine negative Steigung, da dann der Betrag $|M|$ zunimmt. Abbildung 33 und Abbildung 34 zeigen die Verbesserung des Drehmoments zum Ende der Standphase.

Analog dazu und in Kombination der in Material und Methoden ausführlich erläuterten Überlegungen können die Differenzen $[Diff.= M(\text{kontralateral})-M(\text{betroffene Seite})]$ ausgewertet werden. An Hochpunkt 1 bedeutet eine negative Steigung eine Verbesserung des Drehmoments, an Tiefpunkt 2 und Hochpunkt 3 bedeutet eine positive Steigung eine Verbesserung des Drehmoments. Diese Effekte sind in Abbildung 35, Abbildung 36 und Abbildung 37 zu beobachten.

Da für die Berechnung der AUC die Beträge $|M|$ genutzt wurden, lässt hier die positive Steigung auf die Besserung des Hüft- Drehmoments schließen.

Weiterhin fällt bei der Betrachtung der Diagramme in Abbildung 35, Abbildung 36 und Abbildung 37 auf, dass präoperativ ein Defizit in den Hüftmomenten der Sagittalebene besteht. An Hochpunkt 1 ergibt die Differenz $M(\text{kontralateral})-M(\text{betroffene Seite})$ einen positiven Wert. Da die Messwerte an Hochpunkt 1 positiv sind, bedeutet dies ein besseres Drehmoment auf der gesunden kontralateralen Seite. An Tiefpunkt 2 und Hochpunkt 3 ergibt die Differenz $M(\text{kontralateral})-M(\text{betroffene Seite})$ einen negativen Wert. Da die Messwerte an Tiefpunkt 2 und Hochpunkt 3 negativ sind, bedeutet dies auch hier ein besseres Drehmoment auf der gesunden kontralateralen Seite. Diese präoperativ bestehenden Defizite können postoperativ vollständig ausgeglichen werden. An Tiefpunkt 2 und Hochpunkt 3 ist zwölf Monate postoperativ sogar ein marginal besseres Drehmoment in der Hüftextension zu beobachten. Wie auch bei der Frontalebene wurden hier keine weiteren statistischen Tests durchgeführt, um Signifikanz der Asymmetrien zu beurteilen.

Nicht jeder signifikante Unterschied ist auch relevant. Bei sehr großen Stichproben können sehr kleine Gruppenunterschiede bereits zu signifikanten Ergebnissen führen. Ein Maß, um die Relevanz zu beurteilen ist die Effektstärke. Die Effektstärke kann als partielles Eta-Quadrat angegeben werden (112,113). Tabelle 15 zeigt das partielles Eta-Quadrat für die untersuchten Variablen.

Das partielle Eta-Quadrat lässt sich gemäß Cohen (1988) nach folgender Tabelle beurteilen (abgewandelt durch Ellis) (114):

Interpretation	Partielles Eta- Quadrat
Kein Effekt	0,00-0,01
Kleiner Effekt	0,01-0,06
Moderater Effekt	0,06-0,14
Großer Effekt	>0,14

Tabelle 7: Interpretation der Effektstärke nach Cohen, abgewandelt durch Ellis.

Das partielle Eta-Quadrat der Variablen, die das Hüftflexionsmoment repräsentieren, zeigt Werte von 0,176 bis 0,352. Somit sind sie gemäß der Einteilung nach Cohen als große Effekte einzustufen. Das partielle Eta-Quadrat der Variablen, die das Hüftextensionsmoment repräsentieren, zeigt kleinere Werte. In der Einteilung nach Cohen zeigen sich kleine bis moderate Effekte.

5 Diskussion

5.1 Zusammenfassung der Studiendurchführung und der Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit werden Unterschiede im auf die Hüfte wirkenden Drehmoment nach Implantation einer Metha® Kurzschaftprothese in Abhängigkeit der Zugänge - minimal- invasiven anterolateralen Zugang (ALMIS) gegenüber einem herkömmlichen, transglutealen (TG) Zugang - verglichen. Im Rahmen einer prospektive, randomisierte Therapie-Vergleichsstudie wurden jeweils 30 Patienten über einen ALMIS- bzw. TG-Zugang operiert. Präoperativ sowie 3, 6 und 12 Monate postoperativ wurden dreidimensionale instrumentelle Ganganalysen durchgeführt, in denen raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter erfasst wurden.

Die Ergebnisse zeigen weder für Hüftmomente in der Frontalebene noch für Hüftmomente in der Sagittalebene signifikante Unterschiede im Vergleich der beiden Operationsverfahren. Anschließend wurde die postoperative Entwicklung der Hüft-Drehmomente im Vergleich zum präoperativen Zustand durch eine ANOVA mit Messwiederholung untersucht. Für Hüftmomente in der Frontalebene kann keine signifikante Änderung der Drehmomente über den Untersuchungszeitraum von 12 Monaten beobachtet werden. Die Drehmomente in der Sagittalebene verbessern sich statistisch signifikant im Vergleich zum präoperativen Zustand kontinuierlich über den Nachuntersuchungszeitraum. Dies ist sowohl in Drehmomenten zu Beginn (Hüftextensionsmomente) als auch in Drehmomenten zum Ende der Standphase (Hüftflexionsmomente) zu beobachten. Die Analyse der Effektstärke nach Cohen zeigt meist einen großen Effekt der Variable „Nachuntersuchungszeitpunkt“ auf das Hüftmoment.

5.2 Diskussion des Vergleichs des minimal-invasiven anterolateralen und des transglutealen Zugangs

Aus Umfanggründen konzentriert sich diese Arbeit auf den Vergleich der Hüftmomente in Frontalebene und Sagittalebene. Raumzeitliche Parameter, kinematische Größen und kinetische Parameter für die Transversalebene oder andere Gelenke werden in dieser Arbeit bewusst nicht analysiert.

Der Vergleich des Hüft- Drehmoments zeigte in unserer Untersuchung nach Implantation der Metha®- Kurzschaftprothese in der Frontalebene und Sagittalebene keinen statistisch signifikanten Gruppenunterschied zwischen dem ALMIS- und TG-Operationsverfahren. Der statistisch signifikante Unterschied von ALMIS und TG in der AUC-Analyse sechs Monate postoperativ ist bei Betrachtung

der Boxplots (Abbildung 16) am ehesten als ein bereits präoperativ bestehender Gruppenunterschied zu werten.

Gemäß unserer Untersuchungshypothese (vgl. 2. Zielsetzung) erwarteten wir in der ALMIS Gruppe ein höheres Hüftmoment besonders in der Frontalebene, da durch Implantation über diesen Zugang die Muskeln M. gluteus medius und minimus besser geschont werden können. Aufgrund unserer Ergebnisse muss diese Untersuchungshypothese verworfen werden.

In der Vergangenheit haben sich bereits einige Autoren mit dem Vergleich verschiedener Zugangswege in der Hüftendoprothetik mittels Ganganalysen beschäftigt. In den folgenden Tabellen sind Ergebnisse wichtiger und aktueller Arbeiten von verschiedenen Autoren aufgeführt. In Tabelle 8 finden sich Übersichtsarbeiten. In Tabelle 9 finden sich prospektive Studien, die den ALMIS Zugang mit dem TG Zugang vergleichen. In Tabelle 10 finden sich prospektive Studien, die ALMIS oder TG mit weiteren Zugängen zum Hüftgelenk vergleichen:

Autor	Jahr	Titel	Journal	Studientyp	Material und Methoden	UZ	MP	PS	Ergebnisse
<i>J. Yoo et al. (115)</i>	2019	Gait analysis after total hip arthroplasty using direct anterior approach versus anterolateral approach: a systematic review and meta-analysis	BMC Musculoskeletal Disorders	Systematisches Review und Metaanalyse	Vergleich von ALMIS und anteriorem Zugang. - 7 RCT - 5 prospektive Therapievergleichsstudien	verschieden	idG	kA	- 3 Monate postoperativ statistisch signifikant höhere Ganggeschwindigkeit und größere Hüftflexion des anterioren Zugangs in drei Studien. - Fragestellung, ob diese Ergebnisse klinisch relevant sind, bleibt unbeantwortet.
<i>R. Moyer et al. (116)</i>	2018	Postoperative Gait Mechanics After Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis	JBJS reviews	Systematisches Review und Metaanalyse	- Vergleich von posteriorem, ALMIS, TG und anteriorem Zugangsweg. - 19 Studien mit 757 Patienten wurden eingeschlossen. - Vier Kohortenstudien und drei RCT vergleichen ALMIS mit TG.	kA	kA	kA	- Starke Evidenz für eine größere Schrittlänge bei TG 6 Wochen postoperativ im Vergleich zu ALMIS. - 12 Wochen postoperativ kann dieser Gruppenunterschied zwischen ALMIS und TG in nicht mehr signifikant gezeigt werden. - Es werden keine weiteren Gruppenunterschiede zwischen ALMIS und TG in Ganganalysen gefunden. - Das Hüft- Abduktionsmoment ist sechs Wochen postoperativ bei posteriorem Zugang signifikant größer als bei ALMIS in den Kohortenstudien. Dies kann in RCTs nicht gezeigt werden.
<i>G. Meersman et al. (22)</i>	2017	The direct anterior approach in total hip arthroplasty	The Bone & Joint Journal	Systemische Übersichtsarbeit	42 RCT, Therapievergleichsstudien und Kohortenstudien wurden eingeschlossen. In sechs dieser Studien wurden Ganganalysen durchgeführt.	kA	kA	kA	- Kein signifikanter Unterschied zwischen direkt anteriorem Zugang, ALMIS und posteriorem Zugang in der Ganganalyse.
<i>I. Reininga et al. (10)</i>	2010	Minimally invasive and computer-navigated total hip arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature	BMC Musculoskeletal Disorders	Systemische Übersichtsarbeit	18 RCT und kontrollierte klinische Studien wurden eingeschlossen. Vier dieser Studien beschäftigten sich mit Ganganalysen (davon 2 hochqualitative Studien und 2 mittelqualitative Studien). Es wurden ALMIS und TG miteinander verglichen.	6 Wochen postoperativ, in einer Studie zusätzlich 3 Monate postoperativ	kA	kA	- Es gibt starke Evidenz dafür, dass es keinen signifikanten Unterschied in Ganganalysen in Abhängigkeit vom operativen Zugangsweg (ALMIS oder TG) gibt. - Alle vier Studien zeigen keinen Gruppenunterschied zwischen ALMIS und TG.

Tabelle 8: Literaturübersicht Übersichtsarbeiten zum Vergleich ALMIS und TG in Ganganalysen. kA: keine Angabe; UZ: Untersuchungszeitpunkte; MP: Messparameter; PS: Prothesensystem; TG: transglutealer Zugang; ALMIS: anterolateraler, minimalinvasiver Zugang; RCT: randomisierte, kontrollierte Studie; idG: raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter einer instrumentellen, dreidimensionalen Ganganalyse, die unter Anwendung von reflektierenden Markern, einem Mehrkamerasystem und Bodenreaktionskraftmessung durchgeführt wurde.

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
<i>M. Nishimura et al. (117)</i>	2016	Comparison of Gait Motion Including Postoperative Trunk Deflection Between Direct Lateral and Anterolateral Approaches in Supine	The Journal of Arthroplasty	pkT	- ALMIS: 7 Patienten. - TG: 8 Patienten. - fwG	Präoperativ; 9 und 28 Wochen postoperativ	- idG - Ausgewertet wurden Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, raumzeitliche Parameter, ROM der Sagittalebene, Beckenabkippung der Frontalebene und Bewegungen der Wirbelsäule.	zementfreie Komponenten, Schaftfixierung proximal oder distal -keine weiteren Angaben	Für keinen Parameter zu keinem Zeitpunkt können signifikante Unterschiede zwischen ALMIS und TG gezeigt werden.
<i>R. M. Queen et al. (96)</i>	2014	Total Hip Arthroplasty Surgical Approach Does Not Alter Postoperative Gait Mechanics One Year After Surgery	PM & R: the journal of injury, function, and rehabilitation	pkT	- ALMIS: 11 Patienten - TG: 12 Patienten - posteriorer Zugang 18 Patienten. - Keine präoperative Untersuchung - fwG	12 Monate postoperativ	- idG - Ausgewertet wurden Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Einbeinstandzeiten, Schwungphasendauer, Hüftflexionswinkel beim Heel Strike, Hüftflexions- und Hüftextensionswinkel, Hüftabduktionswinkel, Hüftmomente in Sagittal- und Frontalebene und vertikale Bodenreaktionskräfte.	kA	- Während beim posterioren Zugang und TG ein im Vergleich zu Gegenseite schwächeres Abduktionsmoment beobachtet wird, zeigt sich beim ALMIS auf der operierten Seite ein größeres Abduktionsmoment. Die Unterschiede sind signifikant. - Es werden keine weiteren Gruppenunterschiede in den Ganganalysen beobachtet. - Aufgrund der Ganganalysen lässt sich keine deutliche Überlegenheit für einen der Operationszugangswege feststellen.
<i>R. M. Queen et al. (118)</i>	2013	Does Surgical Approach During Total Hip Arthroplasty Alter Gait Recovery During the First Year Following Surgery?	The Journal of Arthroplasty	pkT	- ALMIS: 10 Patienten. - TG: 10 Patienten. - posteriorer Zugang 10 Patienten. - fwG	Präoperativ, 6 Wochen, 1 Jahr postoperativ	- idG - Ausgewertet wurden Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Einbeinstandzeiten, Schwungphasendauer, Hüftflexionswinkel beim Heel Strike, Hüftflexions- und Hüftextensionswinkel, Hüftabduktionswinkel, Hüftmomente in Sagittal- und Frontalebene und vertikale Bodenreaktionskräfte.	kA	In Ganganalysen können keine Unterschiede zwischen den drei Zugängen gezeigt werden.

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
<i>M. Müller et al. (119)</i>	2012	The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach	Arch Orthop Trauma Surg	RCT	- ALMIS: 15 Patienten - TG: 15 Patienten - fwG	Präoperativ; 3 Monate postoperativ	In den instrumentellen dreidimensionalen Ganganalysen wurden Schrittlänge, Schrittdauer, Kadenz, Foot- Progression- Angle (FPA) und Ganggeschwindigkeit bestimmt und miteinander verglichen. Kinetische Parameter und Hüftwinkel wurden nicht verglichen.	- Hüftschaft: Alloclassic-Zweymüller (GLSP) - Hüftpfanne: Allofit - beides zementfrei	- Keine signifikanten Unterschiede zwischen TG und ALMIS bei Ganganalysen in Schrittlänge, Schrittdauer, Kadenz, Foot- Progression- Angle (FPA) und Gehgeschwindigkeit.
<i>R. M. Kiss et al.(120)</i>	2012	Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or anterolateral surgical approach	Human Movement Science	RCT	- ALMIS: 40 Patienten - TG: 40 Patienten - gesunde Kontrollgruppe: 40 Probanden - Gehgeschwindigkeit wurde auf einem Laufband vorgegeben und betrug 2 m/s	Präoperativ; 3,6,12 Monate postoperativ	- instrumentelle, dreidimensionale Ganganalyse (Zebris CMS-HS) (Medizintechnik GmbH, Deutschland) mit Messung der Bodenreaktionskraft. - Ultraschallbasierte Ganganalyse - keine reflektierenden Marker - Durchführung auf einem Laufband - Bestimmung von raumzeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern - Hüftmomente werden in der Veröffentlichung nicht diskutiert, lediglich vertikale Bodenreaktionskräfte finden Erwähnung.	- Hüftschaft: Exeter (zementiert (GLSP) (Stryker USA).	- 3 Monate postoperativ signifikant bessere Schrittlänge, Bewegung der betroffenen Hüfte und Beckenbewegung nach Implantation über ALMIS. - 6 Monate postoperativ signifikante Unterschiede in der Hüft-ROM und Schrittlänge zugunsten ALMIS. - 12 Monate postoperativ signifikant bessere Hüft- ROM und Becken- Rotation zugunsten ALMIS. - Im Vergleich der gesunden Kontrollgruppe gegenüber ALMIS oder TG zeigen sich in der ALMIS weniger Defizite als in der TG Gruppe. - 12 Monate postoperativ zeigen sich in der ALMIS- Gruppe keine Nachteile gegenüber der gesunden Kontrollgruppe in raumzeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern. In der TG Gruppe zeigen sich jedoch Defizite in den kinematischen und kinetischen Hüftparametern. - Keine signifikanten Unterschiede in kinetischen Parametern zwischen ALMIS und TG - Kiss et al. bewerten aufgrund der Ergebnisse ALMIS als überlegen gegenüber TG.

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
<i>K. Sander et al. (29)</i>	2012	Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation	Der Orthopäde	pkT	- ALMIS (modifiziert nach Watson- Jones): 48 Patienten - TG: 10 Patienten - gesunde Vergleichsgruppe (n=58) - fwG - Keine präoperative Untersuchung, präoperative Gruppenunterschiede können nicht evaluiert werden.	5 Wochen postoperativ (n=30); 6 Monate postoperativ (n=33); 12 Monate postoperativ (n=28)	- idG für Hüfte, Knie und Sprunggelenk - Zusätzlich Oberflächen-elektromyographie - Ausgewertet wurden Raumzeitparameter, Gelenkwinkel (Hüfte, Knie und Sprunggelenk) in drei Ebenen, Bodenreaktionskräfte in drei Achsen, Gelenkmomente (Hüfte, Knie, Sprunggelenk) in drei Ebenen	- TG: 10 GLSP - ALMIS: 19 KSP und 29 GLSP	- Für keinen Parameter und zu keinem Messzeitpunkt signifikanten Unterschiede zwischen TG und ALMIS. - 5 Wochen postoperativ werden signifikante Asymmetrien in den frontalen Hüftmomenten nur in der TG Gruppe beobachtet. 6 Monate postoperativ sind diese nicht mehr nachzuweisen. Auch ein Defizit der frontalen Hüftmomente gegenüber der gesunden Kontrollgruppe besteht 6 Monate postoperativ für keine der beiden Gruppen.
<i>R. Martin et al. (121)</i>	2011	Anterolateral minimally invasive total hip arthroplasty: a prospective randomized controlled study with a follow-up of 1 year	The Journal of Arthroplasty	RCT	- ALMIS (nach Röttinger et al.(95)): 42 Patienten - TG: 41 Patienten - fwG - Keine präoperative Untersuchung	1 Jahr postoperativ	- Bodenreaktionskraftmessung, ein zweidimensionales Kamerasystem detektierte reflektierende Marker. - Schrittlänge, Schrittgeschwindigkeit, Kadenz, Standphasendauer, Foot Progression Angle (FPA), Fersen Intervall Hüftabduktionswinkel, Wirbelsäulen-inklinationswinkel und Beckenschiefstellung wurden über die Kameras in der Mitte der Standphase bestimmt. - Einbeinstandtest auf der Kraftmessplattform für 15 Sekunden zur Beurteilung der Abduktorenkraft. - keine idG.	- Hüftschaft: Versys; (Zimmer Inc) (GLSP) - Hüftpfanne: Allofit (Zimmer Inc) - Pressfit oder zementiert.	- In der Ganganalyse kann für keinen Parameter ein Gruppenunterschied zwischen ALMIS und TG gefunden werden. Einzige Ausnahme ist das Fersen Intervall, welches in der ALMIS Gruppe größer ist. - Kein signifikanter Unterschied im Einbeinstandtest in der Abduktorenkraft.

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
<i>R. M. Queen et al. (122)</i>	2011	The Effect of Total Hip Arthroplasty Surgical Approach on Postoperative Gait Mechanics	The Journal of Arthroplasty	pkT	- ALMIS: 15 Patienten. - TG: 8 Patienten. - posteriorer Zugang 12 Patienten. - fwG	Präoperativ, 6 Wochen postoperativ	- idG - Ausgewertet wurden Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Einbeinstandzeiten, Schwungphasendauer, Hüftflexionswinkel beim Heel Strike, Hüftflexions- und Hüftextensionswinkel, Hüftabduktionswinkel und vertikale Bodenreaktionskräfte.	kA	In Ganganalysen können keine Unterschiede zwischen den drei Zugängen gezeigt werden.
<i>G. Palieri et al. (123)</i>	2011	Surgical access and damage extent after total hip arthroplasty influence early gait pattern and guide rehabilitation treatment	European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine	RCT	- ALMIS: 15 Patienten. - TG: 15 Patienten. - fwG - Keine präoperative Untersuchung	30 und 90 Tage postoperativ	- idG - Zusätzlich Oberflächen-elektromyographie - Raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter (Hüftmomente in drei Ebenen, Kniemomente in drei Ebenen); vertikale Bodenreaktionskräfte wurden ausgewertet.	zementfreie KSP „Proxima“ (DEPUY Italia SRL)	Folgende statistisch signifikanten Unterschiede zeigen sich zwischen den beiden Gruppen: - Ein Monat postoperativ ist in der ALMIS eine verlängerte Schwungphase des betroffenen Beins, eine größere Flexion des nicht betroffenen Beins und eine geringe Adduktion in der Standphase zu beobachten. - 3 Monate postoperativ zeigen sich in der ALMIS Gruppe in der Terminal Swing Phase für beide Beine größere Flexionen, jedoch eine geringere Extension während der Standphase. - 1 Monat postoperativ wird für beide Gruppen ein verstärktes Abkippen des Beckens während der Terminal Stance Phase beobachtet. 3 Monate postoperativ zeigt sich dies nur noch in der TG Gruppe. - Auswertungen der kinetischen Parameter zeigen keine Gruppenunterschiede. - Herausgearbeitete Unterschiede werden von den Autoren als Indiz für die Überlegenheit des ALMIS- Zugang interpretiert. Der Gruppenunterschied wird von den Autoren durch die Schonung der Hüftabduktoren im ALMIS- Verfahren erklärt.

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>ST</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>Messparameter</i>	<i>Prothesensystem</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>M. Pospischill et al. (124)</i>	2010	Minimally Invasive Compared with Traditional Transgluteal Approach for Total Hip Arthroplasty	THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY	RCT	- ALMIS: 20 Patienten - TG: 20 Patienten - fwG	Präoperativ, 10 Tage, 12 Wochen postoperativ	-idG -Elektromyographie zusätzlich -Kinetische Parameter wurden in der Auswertung nicht diskutiert.	Alloclassic Variall System (GLSP)	In den Ganganalysen können keine Gruppenunterschiede zwischen ALMIS und TG in kinematischen oder raumzeitlichen Parametern gefunden werden.
<i>S. Leuchte et al. (125)</i>	2009	Immediate post-operative advantages of minimally invasive hip replacement - results of symmetry and load from the measurement of ground reaction force	Z Orthop Unfall	RCT	- ALMIS: 21 Patienten - TG: 20 Patienten - Zusätzlich fand ein Vergleich mit einer altersadäquaten, gesunden Kontrollgruppe (n=20) statt. - In den Ganganalysen wurde mit einem Metronom eine Schrittgeschwindigkeit von 70, 90 und 110 Schritten pro Minute vorgegeben. - Zusätzlich fwG.	Präoperativ, 6 und 13 Wochen postoperativ	Bodenreaktions-kraftmessung in der Longitudinalachse und Sagittalachse. - keine dreidimensionale Ganganalyse. - Bestimmung von Symmetrieindices.	- Hüftpfanne: Trilogy®-Pfanne - Hüftschaft: Mayo® (KSP) - jeweils zementfrei	- Messungen der Bodenreaktionskräfte sind nur mit vorgegebenen Schrittfrequenzen miteinander vergleichbar. - Die frei wählbare Schrittfrequenz unterscheidet sich zu allen Untersuchungszeitpunkten hoch signifikant zwischen gesunden und erkrankten Probanden. - Frühfunktionelle Vorteile von ALMIS können in der Ganganalyse in den Symmetrieindices der Standzeiten, Lastübernahme und der Bewältigung der Last in Einbeinstandphase 6 Wochen postoperativ gezeigt werden. In der ALMIS Gruppe findet besonders bezüglich der Lastübernahme eine frühere Verbesserung der Symmetrieindices statt. Während in der ALMIS Gruppe eine signifikante Verbesserung der Asymmetrie innerhalb der ersten sechs Wochen postoperativ erfolgt, kann dies erst zwischen der 6. und 13. Woche postoperativ in der TG Gruppe beobachtet werden. Innerhalb der ersten 6 Wochen postoperativ vergrößert sich die Asymmetrie der Lastübernahme der TG Gruppe. - 13 Wochen postoperativ sind keine Gruppenunterschiede zwischen ALMIS und TG mehr zu beobachten. - ALMIS Patienten zeigen 6 Wochen postoperativ eine statistisch signifikant erhöhte frei wählbare Ganggeschwindigkeit im Vergleich zu TG. - ALMIS bietet frühfunktionelle Vorteile mit einer schnelleren Verbesserung der mechanischen Lastübernahme und der Wiederherstellung von Symmetrie.

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
<i>S. Leuchte et al. (126)</i>	2007	Ergebnisse aus Messungen der Bodenreaktionskraft vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese bei unterschiedlichen Operationszugängen	Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete	pkT	- ALMIS: 16 Patienten. - TG: 16 Patienten. - Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe (n=30) - fwG	Präoperativ; 8,14, 28 Wochen postoperativ	- Bodenreaktionskraftmessung in der Longitudinalachse und Sagittalachse. - keine idG - Bestimmung von Symmetrieindices und Ganggeschwindigkeit	- Hüftpfanne: Trilogy® - Hüftschaff: Mayo® (KSP) (n = 29) - oder Hüftpfanne: T.O.P.® Hüftschaff: C.F.P.® (n = 3) (LINK) (KSP) - jeweils zementfrei	- Für keinen Parameter und zu keinem Messzeitpunkt signifikanten Unterschiede zwischen TG und ALMIS. - Nicht signifikante Tendenzen zeigen frühfunktionelle Vorteile für ALMIS in der Ganggeschwindigkeit und den Bodenreaktionskräften.

Tabelle 9: Literaturübersicht prospektiver Studien zum Vergleich ALMIS und TG in Ganganalysen. UZ: Untersuchungszeitpunkte; MP: Messparameter; PS: Prothesensystem; ST: Studientyp; kA: keine Angabe; TG: transglutealer Zugang; ALMIS: anterolateraler, minimal-invasiver Zugang; RCT: randomisierte, kontrollierte Studie (hier Therapievergleichsstudie); pkT: prospektive, kontrollierte Therapievergleichsstudie; idG: raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter einer instrumentellen, dreidimensionalen Ganganalyse, die unter Anwendung von reflektierenden Markern, einem Mehrkamerasystem und Bodenreaktionskraftmessung durchgeführt wurde. fwG: frei wählbare Ganggeschwindigkeit; GSP: Geradschaftprothese; KSP: Kurzschaftprothese

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesen-system	Ergebnisse
<i>H. Böhm et al. (127)</i>	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	pkT	- Yale- Zwei-Inzisionszugang: 19 Patienten - TG: 16 Patienten - Keine präoperative Ganganalyse - fwG	3 Tage, 3 und 12 Monate postoperativ	- idG - Zusätzlich Oberflächen-elektromyographie	Hüftschaft: Corail (GLSP) - Hüftpfanne: Pinnacle (De Puy- Synthes) - zementfrei	- 3 Tage postoperativ zeigt sich eine signifikant bessere Kraftübernahme des operierten Beins und signifikant größere Hüftabduktionsmomente in der Yale-Gruppe. - Eine Verbesserung der Ganggeschwindigkeit in der Yale-Gruppe ist im Zeitraum 3 Tage bis 3 Monate postoperativ zu beobachten, eine äquivalente Verbesserung der Ganggeschwindigkeit ist in der TG-Gruppe im Zeitraum 3 Monate bis 12 Monate postoperativ zu beobachten. - Drei Monate postoperativ zeigen sich keine signifikanten Unterschiede mehr im Hüftabduktionsmoment. - Die Autoren werten dies als deutlichen Vorteil des Yale-Zugangs gegenüber dem transglutealen Zugang in Ganganalysen, der auf eine bessere Muskelschonung während der Operation zurückzuführen ist.
<i>K. Foucher et al. (128)</i>	2011	Time course and extent of functional recovery during the first postoperative year after minimally invasive total hip arthroplasty with two different surgical approaches--a randomized controlled trial	J Biomech	RCT	-ALMIS (Bertin und Rottinger, 2004): 16 Patienten - Zwei-Inzisions- Zugang (Berger und Duwelius, 2004) (ein kleiner anteriorer Zugang und eine kleine posteriore Inzision im Gesäß): 16 Patienten - 13 Patienten je Gruppe nahmen an den Nachuntersuchungen teil. - Ergebnisse wurden mit einer gesunden Kontrollgruppe (n=25) verglichen. - fwG	Präoperativ, 3 Wochen und 3,6,12 Monate postoperativ	- idG	- Hüftpfanne: Trilogy® - Hüftschaft: Versys; (Zimmer Inc) (GLSP) - alle zementfrei	- Kein Gruppenunterschied zwischen den beiden Operationszugangswegen

Autor	Jahr	Titel	Journal	ST	Material und Methoden	UZ	Messparameter	Prothesensystem	Ergebnisse
V. Klausmeier et al. (129)	2010	Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA?	Clinical Orthopaedics and Related Research	pkT	- ALMIS: 11 Patienten - Anteriorer Zugang: 12 Patienten. - gesunde Kontrollgruppe: 10 Probanden - fwG	Präoperativ, 6 und 16 Wochen postoperativ	-idG	- Hüftpfanne: Trilogy® - Hüftschafft: Alloclassic SL (Zimmer) (GLSP) - beides zementfrei	- Zu allen Untersuchungszeitpunkten zeigt sich eine Schwäche der Hüftabduktoren bei erkrankten (und operierten) Patienten im Vergleich zu gesunden Probanden. - In Ganganalysen werden keine signifikanten Unterschiede im Vergleich von ALMIS zu anteriorem Zugang sichtbar. - Keiner der beiden Zugänge weist in der Ganganalyse eine schnellere Rehabilitation als der andere auf. - 6 Wochen postoperativ zeigt sich ein frühfunktioneller Vorteil der Patientengruppe mit anteriorem Zugang gegenüber der Patientengruppe mit ALMIS in einer isometrischen Kraftmessung der Hüftabduktoren (keine Ganganalyse). - Auch in den Ganganalysen können Hinweise für eine Überlegenheit des anterioren Zugangs gegenüber dem ALMIS in Bezug auf die Hüftabduktionsmomente gezeigt werden. Diese Hinweise sind jedoch nicht signifikant.
S. Ward et al. (130)	2008	Functional recovery of muscles after minimally invasive total hip arthroplasty	Instructional Course Lectures	pkT	- 69 Patienten wurden eingeschlossen. - ALMIS: 11 Patienten - Anteriorer Zugang: 10 Patienten - posteriorer Zugang (Mini-Inzision): 30 Patienten - klassischer posteriorer Zugang: 18 Patienten - Ganganalysen bei fwG und bei "schneller" Ganggeschwindigkeit	Präoperativ, 6 Wochen und 3 Monate postoperativ	- Instrumentelle Ganganalyse mit einem batteriebetriebenen Gerät, welches am Fuß befestigt wurde (IDEEA, MiniSun)(keine Kameras). - Bestimmung von Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Kadenz, Einbein- und Zweibeinstandphasen - Kinetische Parameter und Zeit—Winkel-Parameter wurden nicht bestimmt.	kA	- Keine Überlegenheit für einen der Zugangswege.

Tabelle 10: Literaturübersicht zum Vergleich des ALMIS Zugangs mit weiteren Zugangswegen. UZ: Untersuchungszeitpunkte; MP: Messparameter; PS: Prothesensystem; ST: Studientyp; kA: keine Angabe; TG: transglutealer Zugang; ALMIS: anterolateraler, minimalinvasiver Zugang; RCT: randomisierte, kontrollierte Studie (hier Therapievergleichsstudie); pkT: prospektive, kontrollierte Therapievergleichsstudie; idG: raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter einer instrumentellen, dreidimensionalen Ganganalyse, die unter Anwendung von reflektierenden Markern, einem Mehrkamerasystem und Bodenreaktionskraftmessung durchgeführt wurde. fwG: frei wählbare Ganggeschwindigkeit; GSP: Geradschaftprothese; KSP: Kurzschaftprothese

5.2.1 Diskussion der Methodik

Die hier aufgeführten Studien unterscheiden sich methodisch erheblich. Ein wichtiger Grund dafür ist sicherlich die unterschiedliche Zielsetzung der verschiedenen Autoren. Während beispielsweise Leuchte et al. (125) oder Palieri et al. (123) frühfunktionelle Vorteile von minimalinvasiven Zugängen zeigen wollten, untersuchten Martin et al. (121) langfristige Unterschiede zwischen den Zugangswegen. Die oben aufgeführten Studien unterscheiden sich jedoch auch qualitativ.

Zunächst sind die verschieden großen Studienpopulationen zu nennen. Aufgrund des hohen Arbeitsaufwandes, der mit der Durchführung von Ganganalysen verbunden ist, wurden in einige Studien nur kleine Patientengruppen eingeschlossen. Nishimura et al. schlossen beispielsweise in ihre Studie nur 15 Patienten ein (117). Kleine Studienpopulationen gehen mit einem erhöhten Risiko für einen Beta-Fehler und mit einer geringeren statistischen Power einher. An anderen Studien hingegen nahmen deutlich mehr Probanden teil. Martin et al. operierten im Rahmen ihrer Untersuchungen 83 Patienten (121), Sander et al. operierten 58 Patienten. Hier unterschieden sich die Größen der Interventionsgruppe (ALMIS= 48) und der Kontrollgruppe (TG=19) erheblich (29). Im Rahmen der dieser Dissertation zugrundeliegenden Studie wurden 30 Patienten über einen minimalinvasiven und 30 Patienten über einen konventionellen Zugang operiert. Trotz teilweise fehlender Nachuntersuchungen ist unsere Studienpopulation (und somit auch die statistische Power) vergleichsweise groß.

Ein weiteres Gütekriterium für klinische Studien ist die Randomisierung. Durch eine Randomisierung sollen Studienteilnehmer homogen auf die Studiengruppen aufgeteilt werden. So können auch unbekannte Störgrößen möglichst gleichmäßig auf die verschiedenen Gruppen verteilt werden. Eine Randomisierung wurde zwar von einigen, jedoch nicht allen oben aufgeführten Autoren durchgeführt.

Die folgende Tabelle zeigt Alters-, Geschlechts- und BMI-Verteilung in den beiden Gruppen ALMIS und TG in unserer Studie:

	ALMIS	TG
Durchschnittsalter	59,07 Jahre	58,10 Jahre
Anteil weiblicher Patienten	63,3%	46,7%
Durchschnittlicher BMI	27,0 kg/m ²	26,5 kg/m ²

Tabelle 11: Durchschnittsalter, Anteil weiblicher Probanden und BMI in den Gruppen ALMIS und TG

Die beiden Gruppen unterscheiden sich kaum im Durchschnittsalter und BMI der Patienten. In der ALMIS-Gruppe finden sich jedoch mehr Frauen als in der TG-Gruppe.

Präoperativ wurden alle Variablen in einem t-Test auf Gruppenunterschiede der Hüftmomente getestet. Hier zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Auch aufgrund der Randomisierung ist in unserer Studie somit insgesamt von homogenen Gruppen auszugehen.

Ein weiterer Unterschied zwischen den einzelnen Studien besteht in der Anzahl und den Zeitpunkten der Nachuntersuchungen. Beispielsweise führten Martin et al. nur eine Ganganalyse 1 Jahr postoperativ durch (121). Durch den Verzicht auf eine präoperative Ganganalyse können bereits präoperativ bestehende Gruppenunterschiede nicht erkannt werden. In unserer Studie wurden Ganganalysen präoperativ sowie drei, sechs und zwölf Monate postoperativ durchgeführt. Durch dieses Studiendesign lassen sich Veränderungen während des ersten postoperativen Jahres gut verfolgen und auch langfristige Vorteile eines Zugangsweges darstellen. Im Vergleich zu anderen Studien wurden in der von uns durchgeführten Untersuchung viele Nachuntersuchungen vorgenommen. Frühfunktionelle Vorteile konnten in unserer Studie nicht gezeigt werden. In vielen anderen Studien wurde zur Untersuchung frühfunktioneller Vorteile eine zusätzliche Nachuntersuchung ca. 4-6 Wochen postoperativ durchgeführt. Böhm et al. führten sogar nur drei Tage postoperativ eine Ganganalyse durch (127).

Auch die durchgeführten Ganganalysen zeigen große Qualitätsunterschiede. Zum einen wurden unterschiedlich moderne Kameras und Software verwendet. Auch die Anzahl der Kameras und reflektierenden Marker variierte erheblich. Zum anderen unterscheiden sich die Studien in den angewendeten Messverfahren und in den ausgewerteten Messparametern. Müller et al. (119) führten eine instrumentelle Ganganalyse mit einem Mehrkamarasystem und reflektierenden Markern durch, verzichteten jedoch auf die Messung von Bodenreaktionskräften. Kinetische Parameter konnten somit nicht ausgewertet werden (119). Leuchte et al. (125,126) und Martin et al. (121) hingegen führten nur eine Messung der Bodenreaktionskräfte durch, verzichteten jedoch auf den Einsatz reflektierender Marker und konnten so kinematische Parameter schlechter bewerten. Ward et al. verwendeten das Gerät IDEEA von Minisun anstelle von reflektierenden Markern und Kraftmessplatten (130). In dieser Methode konnten nur raumzeitliche Parameter analysiert werden.

In unserer Studie wurde ein aus 8 Kameras bestehendes Mehrkamarasystem zusammen mit 16 reflektierenden Markern, Kraftmessplatten und moderner Software eingesetzt. Unser Messverfahren war somit Stand aktueller Technik und steht keinem Messverfahren anderer Studien nach. In unserer Studie verwendeten wir im Vergleich zu Studien von Leuchte et al. (125,126), Martin et al. (121) und Ward et al. (130) ein überlegenes Messverfahren.

Der Fokus dieser Monografie liegt auf den Hüftmomenten der Frontal- und Sagittalebene. Schon allein aufgrund der unterschiedlichen Messverfahren konnten diese nicht von allen Autoren untersucht werden. Manche Autoren führten zwar die zur Berechnung der Hüftmomente notwendigen Messungen durch, diskutierten sie allerdings nicht in ihren Veröffentlichungen. Sander et al., Queen et al. und Palieri et al. schenken den Hüftmomenten in ihren Arbeiten mehr Beachtung (29,96,123).

Zusätzlich unterscheiden sich die Studien in der Anzahl der untersuchten Zugangswege. Während wir uns nur mit dem ALMIS- und TG-Zugang beschäftigten, verglichen Queen et al. (96,118,122) diese

beiden Zugänge zusätzlich mit dem posterioren Zugang. Dies muss als Limitation unserer Studie betrachtet werden.

Außerdem führten einige der Autoren einen Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe durch, um Defizite gegenüber gesunden Probanden beurteilen zu können (29,125). Auch dies wurde in unserer Studie nicht geleistet.

Wie auch wir ließen die meisten Autoren ihre Patienten in den Ganganalysen mit einer frei wählbaren Geschwindigkeit gehen. Leuchte et al. (125) hingegen gaben den Patienten mithilfe eines Metronoms unterschiedliche Schrittfrequenzen vor. Nur so seien Defizite ihrer Patienten im Gangbild signifikant nachweisbar (125). Kiss et al. (120) gaben Probanden auf einem Laufband eine Ganggeschwindigkeit von 2 m/s vor.

Letztlich ist ein wichtiger methodischer Unterschied das verwendete Prothesensystem. Prothesensysteme unterscheiden sich in ihrer Biomechanik, der Weichteilspannung und der Krafteinleitung in den Femur (2,24,25,30). Kurzschaftendoprothesen ermöglichen ein besonders muskelschonendes Operationsverfahren (31), da sie entlang des Schenkelhalses eingebracht werden und daher den Ansatz der Glutealmuskulatur schonen. Daher können Ergebnisse aus Studien, die Geradschaftprothesen implantierten, nicht 1-zu-1 auf Kurzschaftprothesen übertragen werden.

Wir verwendeten in unserer Studie ausschließlich die Metha®-Kurzschaftprothese (Fa. Aesculap). Insgesamt gibt es bislang nur wenige Ganganalysen mit Kurzschaftprothesen. Nach unserem Kenntnisstand wurde noch nie zuvor instrumentelle Ganganalysen mit Mehrkamerasystem und Bodenreaktionskraftmessung nach Implantation von Kurzschaftendoprothesen zur Untersuchung langfristiger Vorteile minimalinvasiver Zugänge durchgeführt. Die meisten der oben aufgeführten Studien implantieren Geradschaftprothesen oder allenfalls gemischt Geradschaft- und Kurzschaftprothesen (zum Beispiel Sander et al. (11)). Ausschließlich Kurzschaftprothesen wurden allein von Leuchte et al. (125) (Mayo- Prothese) und Palieri et al. (123) (Proxima- Prothese) verwendet. Leuchte et al. (125,126) führten lediglich Messungen der Bodenreaktionskräfte durch und konnten somit Hüftmomente oder kinematische Parameter nicht analysieren. Die letzte Messung wurde 13 Wochen postoperativ durchgeführt. Palieri et al. (123) führten zwar eine qualitativ hochwertige Ganganalyse durch, in ihrer Arbeit zeigten sich jedoch weitere Limitationen. Zum einen ist die Studie mit einer Studienpopulation von 30 Patienten relativ klein. Zum anderen wurde keine präoperative Ganganalyse durchgeführt, in der bereits präoperativ bestehende Gruppenunterschiede hätten erkannt werden können. Das letzte Follow-up wurde auch hier nur 90 Tage postoperativ durchgeführt, sodass sich langfristige Vorteile des ALMIS-Zugangs nicht erkennen ließen. 90 Tage postoperativ wurden von Palieri et al. (123) verschiedene Vorteile des ALMIS Zugangs festgestellt. Langfristige Vorteile des ALMIS-Zugangs scheinen daher möglich zu sein. Unsere Studie mit einem kontinuierlichen Follow-up von 12 Monaten erscheint somit besonders interessant.

5.2.2 *Diskussion der Ergebnisse*

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass in allen oben aufgeführten Studien kein signifikanter Gruppenunterschied zwischen ALMIS- und TG-Zugang in Hüftmomenten der Frontal- oder Sagittalebene gezeigt werden konnte. Somit stehen unsere Ergebnisse in einem Konsens mit der aktuellen Literatur. Da in unserer Studie ausschließlich die Metha®-Kurzschafthoprothese implantiert wurde, erwarteten wir, im Unterschied zu anderen Studien erstmals einen langfristigen Vorteil des ALMIS-Verfahrens zeigen zu können. Aufgrund unserer Ergebnisse ist anzunehmen, dass - zumindest die Hüftmomente der Frontal- und Sagittalebene betreffend - Ergebnisse nach Implantation von Geradschafthoprothesen auf Kurzschafthoprothesen übertragen werden können. Langfristige Vorteile vom ALMIS-Zugang gegenüber TG-Zugang wurden somit auch weiterhin kaum nachgewiesen (17). Lediglich Kiss et al. zeigten langfristige Vorteile von ALMIS in kinematischen Parametern der Hüfte und des Beckens, die allerdings nicht im Konsens mit anderen Arbeiten stehen (120).

Aufgrund aktueller Literatur erscheint dieses Ergebnis wenig einleuchtend:

Müller et al. beschreiben, dass zwar ein Muskelschaden sowohl bei ALMIS und TG nicht verhindert werden kann, der Muskelschaden jedoch bei minimalinvasiven Operationsverfahren deutlich geringer ist. Damit sei ein besseres Outcome der minimalinvasiv operierten Patienten zu begründen (131). Diese Hypothese wird von verschiedenen laborchemischen Studien und MRT- Studien gestützt. Sie zeigten, dass im Rahmen vom ALMIS signifikant weniger Muskelschaden und Muskelatrophie im Vergleich zu TG entsteht (16,132,133). Postoperativ zeigten sich außerdem signifikant weniger positive Trendelenburg- Zeichen und geringere Defizite der Hüftabduktoren in frühen EMG- Analysen nach ALMIS-Zugängen (16,131,134). Weber et al. analysierten in einer muskuloskeletaler Computersimulation Ganganalysen nach Hüftendoprothese über verschiedene Zugangswege. Die Muskelkraft von im Rahmen eines Zugangsweges verletzter Muskeln wurde in der Simulation als Null angenommen. In den Simulationen zeigten sich bei MIS Zugängen (minimalinvasiv anterolateral, anterior und posterior) im Vergleich zum transglutealen Zugang deutlich geringere Asymmetrie. Beim transglutealen Zugang wurden nach Exklusion der Muskeln M. tensor fasciae latae, M. gluteus medius und minimus und M. vastus lateralis auf der gesunden Gegenseite um 24% gesteigerte Hüftreaktionskräfte im Vergleich zur operierten Seite beobachtet (135).

Andererseits beobachteten Van Oldenriek et al. in einer Kadaverstudie gleichen Muskelschaden und eine Häufung von Schädigungen des Nervus gluteus superior im Rahmen von ALMIS (136). In einer groß angelegten Studie von Roth et al. zeigten trotz ALMIS Hüftendoprothetik 7 von 207 operierten Patienten ein positives Trendelenburgzeichen (137).

Nun ergeben sich unterschiedliche Erklärungen für unsere Messergebnisse, die mit Ergebnissen vieler weiterer Arbeitsgruppen übereinstimmen:

Zum einen könnten sich Unterschiede in Ganganalysen in bisher nicht untersuchten Messparametern zeigen. Zusätzlich ist denkbar, dass eine modifizierte Versuchsanordnung notwendig ist, um Unterschiede im Gangbild auch in Ganganalysen darstellen zu können. Leuchte et al. (2009) sind beispielsweise von der Notwendigkeit der Vorgabe einer Schrittfrequenz überzeugt (125). Queen et al. hingegen schlagen vor, in zukünftigen Ganganalysen das Treppensteigen der Probanden mit auszuwerten (122).

Eine weitere Erklärung wäre, dass sich die bei ALMIS- und TG-Zugang unterschiedlich großen Muskelschäden nicht auf das Gangbild beziehungsweise die Ganganalysen auswirken.

Vereinzelt wurden in Ganganalysen frühfunktionelle Vorteile des ALMIS Zugangs beobachtet: Leuchte et al. (125) zeigten 6 Wochen postoperativ frühfunktionelle Vorteile des ALMIS Zugangs in den Symmetrieindices der Standzeiten, der Lastübernahme und der Bewältigung der Last in der Einbeinstandphase. Diese Beobachtungen konnten der Erklärung der Autoren zufolge gemacht werden, da den Patienten während der Ganganalyse eine Schrittfrequenz mittels Metronom vorgegeben wurde. 13 Wochen postoperativ ließen sich Gruppenunterschiede nicht mehr feststellen. Hüftmomente wurden nicht berechnet (125). Palieri et al. (123) zeigten einen Monat postoperativ beim ALMIS Zugang eine verlängerte Schwungphase des betroffenen Beins, eine größere Flexion des kontralateralen Beins und eine geringe Adduktion in der Standphase. In beiden Gruppen wurde 1 Monat postoperativ ein vermehrtes Abkippen des Beckens in der Frontalebene beobachtet. Drei Monate postoperativ ließ sich dies nur noch in der TG Gruppe nachweisen. Ausgewertete kinetische Parameter zeigten auch hier keine Gruppenunterschiede. Die herausgearbeiteten Unterschiede werden von den Autoren mit der besseren Schonungsmöglichkeit der kleinen Glutealmuskulatur im Rahmen vom ALMIS Zugang erklärt. Sie interpretieren ihre Ergebnisse als Beweis für die funktionelle Überlegenheit des ALMIS Zugangs (123). Die Beobachtungen frühfunktioneller Vorteile durch Leuchte et al. (125) und Palieri et al. (123) scheinen zunächst nicht im Einklang mit Ergebnissen von Reininga et al. (10), Sander et al. (11), Müller et al. (119), Queen et al. (96,118,122) und weiteren Autoren zu stehen, die in ihren Arbeiten keine frühfunktionellen Vorteile des ALMIS Zugangs feststellen konnten. Bei genauerer Betrachtung fällt jedoch auf, dass nur Leuchte et al. (125) und Palieri et al. (123) im Unterschied zu den anderen Autoren Kurzschaftprothesen implantieren. Dies legt die Vermutung nahe, dass zumindest frühfunktionelle Vorteile durch minimalinvasive Zugänge nur bei Verwendung von Kurzschaftprothesen genossen und nachgewiesen werden können. Hier findet sich Raum für zukünftige Untersuchungen, in denen früh postoperativ durchgeführte Ganganalysen nach minimalinvasiver Implantation von Kurzschaft- und Geradschaftprothesen miteinander verglichen werden könnten.

Dies erscheint besonders interessant, da in bisher durchgeführten Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen Kurzschaft- und Geradschaftprothesen in Ganganalysen gezeigt wurden: Zügner

et al. untersuchten Unterschiede in Ganganalysen zwischen Kurzschaft- und Geradschaftprothesen bei Patienten, die bilateral jeweils ein Prothesensystem tragen. 22 Patienten wurden ein und zwei Jahre postoperativ nach Implantation der zweiten Hüfte untersucht. In Ganganalysen wurden keine Gruppenunterschiede festgestellt (132). Auch Wiik et al. konnten 2018 keinen Unterschied zwischen Kurzschaft- und Geradschaftprothesen in Ganganalysen feststellen (25).

Die Arbeiten von Leuchte et al. (125) und Palieri et al. (123) zeigen aus verschiedenen Gründen keinen Widerspruch zu unseren Ergebnissen: Zunächst wurden im Rahmen unserer Studie keine Ganganalysen von ca. 4-6 Wochen postoperativ durchgeführt. Frühfunktionelle Vorteile des ALMIS-Zugangs konnten somit in unserer Untersuchung nicht auffallen. Zum anderen definierten Leuchte et al. (125) und Palieri et al. (123) die herausgearbeiteten frühfunktionellen Vorteile nicht über die Hüftmomente der Frontal- und Sagittalebene, sondern über andere (oben genannte) Messparameter. Palieri et al. (123) arbeiteten zusätzlich Vorteile des ALMIS-Zugangs noch drei Monate postoperativ heraus. Die im Rahmen dieser Dissertation diskutierten Hüftmomente zeigten jedoch auch in der Arbeit von Palieri et al. keinen Gruppenunterschied zwischen ALMIS und TG.

In unserer Studie wurden lediglich der ALMIS- und der TG-Zugang miteinander verglichen. Auf der Suche nach dem optimalen Zugang für Hüftendoprothetik müssen weitere Zugänge berücksichtigt werden. In der Vergangenheit wurden neben Vorteilen des ALMIS-Zugangs auch Nachteile nachgewiesen. Meneghini et al. zeigten 2008 beispielsweise Nachteile des ALMIS-Zugangs gegenüber dem posterioren Zugang und einem Zwei- Inzisionszugang in den vertikalen Bodenreaktionskräften (138).

Der anteriore Zugangsweg ist ein ebenfalls oft verwendeter Zugang in der Hüftendoprothetik. Klausmeier et al. und Ward et al. konnten in ihren Studien in Ganganalysen jedoch keinen signifikanten Unterschied zwischen ALMIS und dem anterioren Zugang darstellen (129,130). Yoo et al. hingegen zeigte in einer Metaanalyse drei Monate postoperativ eine signifikant höhere Ganggeschwindigkeit im Rahmen des anterioren Zugangs gegenüber dem ALMIS Zugang, stellte jedoch die Frage nach der klinischen Relevanz dieses Ergebnisses (115).

Zusätzlich zu den klassischen minimalinvasiven Zugängen (anterolateral und anterior) gibt es zahlreiche Modifikationen verschiedener Zugangswege. Böhm et al. untersuchten beispielsweise in Ganganalysen den TG-Zugang im Vergleich zum Yale Zwei- Inzisionszugang. Über die Muskellücke zwischen Musculus sartorius und Musculus tensor fasciae latae wird bei diesem Zugang die Pfanne implantiert. Über einen zweiten dorsalen Zugang findet zunächst ein Release der externen Rotatoren mit Ausnahme des Musculus piriformis statt. Über diesen Zugang werden dann Hüftschaft und Hüftkopf implantiert. Ein Vorteil dieses Verfahrens ist, dass aufgrund einer guten Übersicht von der Durchführung einer Röntgenkontrolle abgesehen werden kann. In Ganganalysen wurde drei Tage postoperativ ein signifikant höheres Drehmoment der Hüftabduktoren in der Yale-Gruppe nachgewiesen. In

Zusammenschau mit weiteren Vorteilen in der Ganganalyse bewerten die Autoren dies als Überlegenheit des Yale-Zugangs gegenüber dem TG-Zugang (127).

5.3 Diskussion der postoperativen Regeneration der Hüftmomente

Auch mit der postoperativen Entwicklung der Ganganalyseparameter haben sich einige Autoren in vergangener Zeit beschäftigt:

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>SD</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>MP</i>	<i>PS und Zugang</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>J. S. Bahl et al. (3)</i>	2018	Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis	Osteo- arthritis and Cartilage	sÜ und Meta- analyse	-Eingeschlossen wurden 74 Studien mit 2477 Patienten. -28 Studien verglichen prä- und postoperativen Zustand. -Besonders die Veränderung vom präoperativen Ausgangszustand zu postoperativen Untersuchungen lag im Fokus der Untersuchung.	Präoperativ, 6 Wochen bis 1 Jahr postoperativ	Studien mit zwei- oder dreidimensionaler, instrumenteller Ganganalyse mit oder ohne Messung von Bodenreaktionskräften wurden eingeschlossen. Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, kinematische und kinetische Parameter wurden ausgewertet.	- kA. - Zugang: kA.	- 4 Studien zeigen mit moderater Evidenz, dass drei Monate postoperativ das Abduktionsmoment der Hüfte vergleichbar mit gesunden Probanden ist. - Die Datenlage ist unzureichend, um kinetische Parameter postoperativ mit dem präoperativen Zustand zu vergleichen. - 6 Wochen postoperativ verbessern sich Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge signifikant im Vergleich zum präoperativen Zustand. - 3 Monate postoperativ ist die Hüft-ROM in allen drei Ebenen im Vergleich zum präoperativen Zustand verbessert.
<i>K. Foucher et al. (139)</i>	2016	Identifying Clinically Meaningful Benchmarks for Gait Improvement After Total Hip Arthroplasty	Journal of Ortho-paedic Research	pFS	- 145 Patienten wurden mit einer Hüft TEP versorgt.	Präoperativ, 1 Jahr postoperativ	- idG. - Auswertung kinetischer und kinematischer Parameter.	- kA. - kA zum verwendeten Zugang.	- Das maximale Hüftabduktionsmoment ändert sich nicht signifikant. - Ganggeschwindigkeit und sagittale ROM verbessern sich statistisch signifikant über den Untersuchungszeitraum.
<i>G. Colgan et al. (140)</i>	2016	Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement	Journal of Ortho-paedics	pFS	- 10 Patienten. - Der Fokus der Untersuchung lag auf Veränderungen der kinetischen und kinematischen Parameter in der Sagittalebene.	Präoperativ, 8 Wochen postoperativ	- idG. - Hüftwinkel und Hüftmomente der Frontalebene wurden nicht betrachtet.	Zur Hälfte zementiert: Charnley (DePuyTM). Zur anderen Hälfte unzementiert: Plasma cup/Bicontact-Schaft (Braun AesculapTM). - Zugang: ALMIS	- Präoperativ eingeschränkte Hüftextension, die sich postoperativ signifikant verbessert. - Auch die ROM der Sagittalebene verbessert sich signifikant. - In den Hüftextensionsmomenten ist keine signifikante Verbesserung zu beobachten. Es zeigt sich ein nicht signifikanter Abfall der Hüftextensionsmomente postoperativ.

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>SD</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>MP</i>	<i>PS und Zugang</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>K. Foucher et al. (141)</i>	2015	Preoperative factors associated with postoperative gait kinematics and kinetics after total hip arthroplasty	Osteoarthr. Cartil.	rFS	- 145 Patienten, von denen mindestens eine präoperative und postoperative Ganganalyse vorliegt, wurden retrospektiv in diese Studie eingeschlossen.	Präoperativ, 6 Monate oder länger postoperativ (lagen mehrere postoperative Messungen vor, so wurde die Messung mit dem geringsten Abstand zu 1 Jahr postoperativ ausgewählt)	- idG. - Aufgenommen wurden ROM in der Sagittalebene für Hüfte, Knie und Sprunggelenk und Hüftmomente in drei Ebenen.	- kA. - Zugang: kA.	- Hüftmomente der Sagittalebene und Transversalebene verbessern sich signifikant. - Das maximale Hüftadduktionsmoment der frühen Standphase verbessert sich ebenfalls signifikant. - Effektgrößen sind mittel bis groß. - Das maximale Hüftabduktionsmoment ändert sich nicht in Abhängigkeit der Zeit. - Eine präoperativ bessere Abduktorenfunktion zeigt sich postoperativ durch größere Abduktions- und Außenrotationsmomente nach Adjustierung für Alter, Geschlecht, BMI und präoperatives Gangbild.
<i>S. Kolk et al. (32)</i>	2014	Gait and gait-related activities of daily living after total hip arthroplasty: a systematic review	Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)	sÜ	- 35 Studien wurden eingeschlossen. - Es wurde lediglich ein Vergleich der Gangparameter zur gesunden Kontrollgruppe durchgeführt. Der postoperative Verlauf der Hüftmomente wurde nicht betrachtet.	Mindestens 6 Monate postoperativ	Raumzeitliche oder kinetische oder kinematische Parameter mussten zum Einschluss der jeweiligen Studie betrachtet werden.	- kA. - Zugang: kA.	- Defizite der Hüftabduktionsmomente und der Kraftgeneration in der Sagittalebene beim normalen Gang gegenüber der gesunden Kontrollgruppe. - Hüftflexions- und Hüftextensionsmomente postoperativ im Vergleich zur Kontrollgruppe in den meisten Studien nicht erniedrigt. - Reduzierte Hüftmomente in allen drei Ebenen beim Treppensteigen.
<i>Rathod et al.(142)</i>	2014	Similar Improvement in Gait Parameters Following Direct Anterior & Posterior Approach Total Hip Arthroplasty	The Journal of Arthroplasty	pkT	- 22 Patienten. - Der Fokus der Studie lag auf dem Vergleich des direkten anterioren und posterioren Zugangs.	Präoperativ, 6 und 12 Monate postoperativ.	- idG. - Auswertung von raumzeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern.	- Hüftpfanne: Trident PSL (Stryker) - Hüftschaft: Accolade (Stryker) - Zugang: anterior oder posterior	- Signifikante Verbesserung der Hüftextensions- und Hüftflexionsmomente postoperativ. - Keine Änderung der Hüftmomente der Frontalebene in Abhängigkeit der Zeit.

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>SD</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>MP</i>	<i>PS und Zugang</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>R. M. Queen et al. (118)</i>	2013	Does Surgical Approach During Total Hip Arthroplasty Alter Gait Recovery During the First Year Following Surgery?	The Journal of Arthroplasty	pkT	- 30 Patienten. - primäres Studienziel: Vergleich der unterschiedlichen Zugänge	Präoperativ, 6 Wochen, 1 Jahr postoperativ	- idG. - Ausgewertet wurden Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Einbeinstandzeiten, Schwungphasendauer, Hüftflexionswinkel beim Heel Strike, Hüftflexions- und Hüftextensionswinkel, Hüftabduktionswinkel und vertikale Bodenreaktionskräfte, Hüftmomente der Frontalebene und das Hüftflexionsmoment. - Das Hüftextensionsmoment wurde nicht erwähnt.	- kA. - Zugang: ALMIS, TG und posterior	- Erstes und zweites Maximum des Hüftabduktionsmoments und das Hüftflexionsmoment verbessern sich signifikant vom präoperativen Zustand zu 6 Wochen postoperativ und 1 Jahr postoperativ. - Die ROM in der Frontalebene und in der Sagittalebene, die maximalen Extensions- und Adduktionswinkel, die Ganggeschwindigkeit und Schrittlänge verbessern sich im Vergleich zum präoperativen Zustand sowohl 6 Wochen als auch ein Jahr postoperativ.
<i>L. Zagra et al.(143)</i>	2013	No Difference in Gait Recovery After THA With Different Head Diameters: A Prospective Randomized Study	Clinical Orthopaedics and Related Research	RCT	- 60 Patienten. - Primäres Studienziel war die Untersuchung der Abhängigkeit von Ganganalysen von der implantierten Femurkopfgröße.	Präoperativ, 2 und 4 Monate postoperativ	- idG.	Hüftpfanne: Delta- PF (Lima Corp, Italien) Hüftschaft: Versys I ET (Zimmer, USA). - jeweils zementfrei. - Zugang: posterolateral	- Keine signifikante Änderung des Hüftabduktionsmoments und Hüftextensionsmoments im Vergleich zum präoperativen Zustand. - Das maximale Hüftadduktionsmoment bessert sich nur in der 42 mm Femurkopf- Gruppe im Vergleich zu prä OP. - Das maximale Hüftflexionsmoment bessert sich nur in der 28 mm Femurkopf- Gruppe im Vergleich zu prä OP.

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>SD</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>MP</i>	<i>PS und Zugang</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>T. Horstmann et al.(144)</i>	2013	Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six-month follow-up	Clinical Biomechanics	pFS	- 52 Patienten. - Vergleich mit gesunder Kontrollgruppe (n=24)	Präoperativ, 6 Monate postoperativ	- Ultraschall Ganganalyse System (CMS S50). - keine idG. - Erfassung von Hüftmomenten nicht möglich. - Zusätzlich EMG Analysen.	unzementierte Adaptiva Prothese bei 42 Patienten. - nicht näher bezeichnete Hybrid Prothese bei 10 Patienten. - Zugang: TG	- Prä- und postoperative EMG Intensitäten sind bei erkrankten Probanden zu allen Zeitpunkten größer als bei gesunden Probanden. - Postoperativ zeigt sich signifikant geringere EMG Intensität im Vergleich zum präoperativen Zustand über den Muskeln M. tensor fasciae latae, M. gluteus medius, M. gluteus maximus und weiteren Muskeln. - Eine Verbesserung der EMG Intensität findet über den Muskeln M. biceps femoris und M. semitendinosus statt.
<i>A. M. Ewen et al. (145)</i>	2012	Post-operative gait analysis in total hip replacement patients—A review of current literature and meta-analysis	Gait & Posture	sÜ und Meta-analyse	- 7 Studien wurden eingeschlossen. - Es wurde lediglich ein Vergleich der Parameter zur gesunden Kontrollgruppe durchgeführt. Der postoperative Verlauf der Hüftmomente wurde nicht betrachtet.	Mindestens 6 Monate postoperativ	Raumzeitliche Parameter und mindestens zusätzlich kinetische oder kinematische Parameter mussten für einen Einschluss der jeweiligen Studie betrachtet werden.	- kA. - Zugang: kA.	- Maximale Hüftabduktionsmomente sind gegenüber gesunden Probanden reduziert (untersucht in drei Studien). - Maximales Hüftextensions- und Flexionsmoment sind im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe gesteigert. - Operierte Patienten zeigen im Vergleich zu gesunden Probanden signifikante Defizite in Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und sagittaler Hüft- ROM.
<i>K. Sander et al.(29)</i>	2012	Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesen-implantation	Der Orthopäde	pkT	- 58 Patienten. - gesunde Kontrollgruppe (n=58). - primäres Studienziel: Vergleich der unterschiedlichen Zugänge.	5 Wochen postoperativ (30 Pat.); 6 Monate postoperativ (33 Pat.); 12 Monate postoperativ (28 Pat.)	- idG für Hüfte und Knie. - Zusätzlich Oberflächen-elektromyographie - Hüftmomente der Sagittalebene wurden nicht diskutiert.	TG: 10 Geradschaftprothesen; ALMIS: 19 Kurzschaftprothesen und 29 Geradschaftprothesen	- 6 Monate postoperativ zeigt sich eine signifikante Verbesserung der Bodenreaktionskraft mit einer Zunahme von ca. 10%. - 5 Wochen postoperativ zeigen sich statistisch signifikante Defizite des Hüftabduktionsmoments im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe. 6 Monate postoperativ sind diese Defizite ausgeglichen.

Autor	Jahr	Titel	Journal	SD	Material und Methoden	UZ	MP	PS und Zugang	Ergebnisse
<i>K. Foucher et al.(128)</i>	2011	Time course and extent of functional recovery during the first postoperative year after minimally invasive total hip arthroplasty with two different surgical approaches- a randomized controlled trial	J Biomech	RCT	- 26 Patienten. - Primäres Ziel der Studie war der Vergleich von ALMIS und einem Zwei-Inzisions- Zugang - Für die Auswertung der Gangparameter über die Zeit wurden die beiden Zugangsweggruppen gepoolt betrachtet.	Präoperativ, 3 Wochen und 3,6,12 Monate postoperativ	- idG. - Erhebung kinetischer und kinematischer Daten.	Hüftpfanne: Trilogy - Hüftschafft: VerSys 6 Beaded Full-Coat, Zimmer - alle zementfrei - Zugang: ALMIS und Zwei-Inzision-Zugang (anterior und posterior)	- Auch ein Jahr postoperativ bestehen Defizite der operierten Patienten gegenüber der Kontrollgruppe. - Besonders das Hüftabduktionsmoment zeigt eine Schwächung im Vergleich zur Kontrollgruppe von mehr als einer Standardabweichung. - Hüft-ROM und Hüftflexionsmoment verbessern sich kontinuierlich und statistisch signifikant. - Hüftextensionsmoment und Drehmomente der Frontalebene ändern sich nicht signifikant im Vergleich zum präoperativen Zustand.
<i>V. Klausmeier et al.(129)</i>	2009	Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA?	Clinical Orthopaedics and Related Research	pKT	- 23 Patienten. - gesunde Kontrollgruppe: 10 Probanden. - primäres Studienziel: Vergleich ALMIS und anteriorer Zugang	Präoperativ, 6 und 16 Wochen postoperativ	- idG. - Auswertung raumzeitlicher, kinematischer und kinetischer Parameter.	Hüftpfanne: Trilogy (Zimmer Inc, Warsaw, IN) Hüftschafft (Alloclassic SL, Zimmer Inc): - beides unzementiert - Zugang: ALMIS und anterior	- Bei allen Patienten findet eine Verbesserung der Schrittlänge, Ganggeschwindigkeit und Hüftextensionsmomente 16 Wochen postoperativ im Vergleich zum präoperativen Zustand statt. - Hüftabduktionsmomente und Hüftflexionsmomente verbessern sich bei anteriorem Zugang signifikant und kontinuierlich über den gesamten Nachuntersuchungszeitraum (Abduktionsmoment: dies kann signifikant nur für die late stance Phase gezeigt werden). - Nach ALMIS ist keine signifikante Änderung der Hüftabduktionsmomente oder Hüftflexionsmomente zu beobachten.
<i>S. Ajemian et al.(146)</i>	2004	Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty	Archives of Physical Medicine and Rehabilitation	pFS	- 11 Patienten. - Primäres Studienziel war der Vergleich des Gangs nach Hüft- TEP Implantation mit und ohne Gehstock.	Präoperativ, 4 und 8 Monate postoperativ	- idG. - Zusätzlich Elektromyographie.	- kA. - Zugang: kA.	- Keine Änderung des Hüftabduktionsmoments und Hüftextensionsmoments in Abhängigkeit der Zeit. - Signifikante Verbesserung des Hüftflexionsmoments im Vergleich zum präoperativen Zustand.

<i>Autor</i>	<i>Jahr</i>	<i>Titel</i>	<i>Journal</i>	<i>SD</i>	<i>Material und Methoden</i>	<i>UZ</i>	<i>MP</i>	<i>PS und Zugang</i>	<i>Ergebnisse</i>
<i>H. Miki et al. (147)</i>	2004	Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA	Journal of Biomechanics	pFS	- 17 Patienten. - Der Fokus der Untersuchung lag auf der postoperativen Entwicklung von Asymmetrien nach THA.	Präoperativ, 1, 3, 6 und 12 Monate postoperativ	- idG. - Auswertung von raumzeitlichen, kinematischen und kinetischen Parametern.	- 9 Patienten: BHR-System (MMT, England). - 4 Patienten: ANCA-Fit-System (Wright Cremascoli Ortho, Italy) - jeweils 1 Patient: VersysHip-System, Perfixsystem, SROMsystem, Partnershipsystem - Zugang: posterior	- Präoperativ bestehen signifikante Asymmetrien zwischen gesunder und erkrankter Seite im Hüftextensions- und Hüftabduktionsmoment. Diese Asymmetrien sind 6 Monate postoperativ ausgeglichen. - Im Hüftflexionsmoment bestehen weder präoperativ noch postoperativ signifikante Asymmetrien.

Tabelle 12: Literaturübersicht zur Regeneration von Ganganalyseparametern nach Hüftendoprothetik. UZ: Untersuchungszeitpunkte; MP: Messparameter; PS: Prothesensystem; ST: Studientyp; kA: keine Angabe; TG: transglutealer Zugang; ALMIS: anterolateraler, minimalinvasiver Zugang; RCT: randomisierte, kontrollierte Studie ; pkT: prospektive, kontrollierte Studie; sÜ: systematische Übersichtsarbeit; pFS: prospektive Fallserien Studie; rFS retrospektive Fallserienstudie; idG: raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter einer instrumentellen, dreidimensionalen Ganganalyse, die unter Anwendung von reflektierenden Markern, einem Mehrkamerasystem und Bodenreaktionskraftmessung durchgeführt wurde.

5.3.1 Diskussion der Methodik

Die in den Studien verwendete Methodik und damit verbundene Limitationen unterscheiden sich erheblich. In den meisten Untersuchungen war das primäre Studienziel nicht die Untersuchung der postoperativen Regeneration des Gangbildes nach Hüftendoprothetik. Ganganalysen wurden in vielen Fällen - wie auch in unserer Studie – durchgeführt, um verschiedene Zugangswege zum Hüftgelenk zu vergleichen. In anderen Arbeiten wurden primär Gangparameter mit dem Ziel erhoben, variierende Femurkopf- Implantatgrößen oder den Einsatz eines Gehstockes, zu evaluieren. Miki et al. legten den Fokus ihrer Untersuchung auf die postoperative Entwicklung von Asymmetrien zwischen beiden Beinen (147). Ewen et al. sowie Kolk et al. untersuchten in systematischen Übersichtsarbeiten primär Defizite nach Hüftendoprothetik gegenüber einer gesunden Kontrollgruppe (32,145). Lediglich Bahl et al., Foucher et al., Colgan et al. und Horstmann et al. definierten die Untersuchung der postoperativen Regeneration von Ganganalyseparametern im Vergleich zum präoperativen Zustand als primäres Studienziel (3,140,144,148). Nur in diesen Fällen konnte das Studiendesign optimal auf das Studienziel abgestimmt werden. Daraus ergibt sich für viele Arbeiten - wie auch für unsere Studie - der Nachteil, dass unterschiedliche Operationstechniken angewendet wurden und so weniger spezifische Ergebnisse entstehen. Da durch die unterschiedlichen Zugangswege zum Hüftgelenk auch jeweils unterschiedliche Muskeln gefährdet werden (135), findet sich hier Raum für Ungenauigkeiten. In unserer Studie wurden Probanden über einen ALMIS- oder TG-Zugang operiert. Signifikante Unterschiede zwischen den Operationsverfahren konnten wir nicht nachweisen. Klausmeier et al. hingegen verglichen den ALMIS- mit dem anterioren Zugang und zeigten unterschiedliche Ergebnisse für die Regeneration der Hüftabduktionsmomente (129).

Ein Vorteil unserer Studie ist die Verwendung eines einzigen Hüftprothesensystems (Metha®-Prothese). Miki et al. hingegen verwendeten 5 verschiedene Prothesen (147).

Die Studien unterscheiden sich weiterhin stark in der untersuchten Patientenzahl. Eine höhere Patientenzahl ist mit größerer statistischer Power assoziiert. Colgan et al. untersuchten lediglich eine kleine Patientengruppe von 10 Patienten (140), während in größeren prospektiven Studien von Zagra et al. 60 Patienten eingeschlossen wurden (143). Foucher et al. analysierten in einer retrospektiven Studie Ganganalysen von 145 Patienten (148). In der systematischen Übersichtsarbeit von Bahl et al. wurden Ganganalysen von 2477 Patienten berücksichtigt (3). In unserer Studie wurden 60 Patienten eingeschlossen. In der statistischen Auswertung der postoperativen Entwicklung der Hüftmomente wurden lediglich Fälle berücksichtigt, in denen Nachuntersuchungen zu allen Zeitpunkten durchgeführt wurden. Aufgrund vieler verpasster Nachuntersuchungen sind dies nur 37 Fälle. Die Verteilung zwischen ALMIS (n=19) und TG (n=18) ist homogen. Im Vergleich mit anderen prospektiven Untersuchungen betrachteten wir immer noch ein relativ großes Patientenkollektiv.

Auch die Zeitpunkte, zu denen die Nachuntersuchungen durchgeführt wurden, unterscheiden sich. Während manche Autoren nur sehr kurze Nachuntersuchungszeiträume von 8 Wochen nutzten (140), wurden in vielen Studien Nachuntersuchungen bis 1 Jahr postoperativ durchgeführt (128,142,147,148). Da in unserer Studie innerhalb eines Jahres insgesamt vier Ganganalysen durchgeführt wurden, ist in unseren Ergebnissen die zeitliche Entwicklung besonders gut zu beurteilen.

In einigen Studien wurde zusätzlich ein Vergleich mit einer gesunden Kontrollgruppe durchgeführt (11,125,144). Da in unserer Untersuchung der Fokus auf der postoperativen Entwicklung der Hüftmomente im Vergleich zum präoperativen Zustand liegt, war dies nicht notwendig.

Die unterschiedliche Qualität der durchgeführten Ganganalysen wurde bereits im Kapitel 5.2.1 erwähnt und diskutiert. In den meisten in diesem Kapitel genannten Studien wurden Ganganalysen unter Einsatz eines Mehrkamerasystems und Messung von Bodenreaktionskräften durchgeführt. Horstmann et al. hingegen verwendeten ein ultraschallbasiertes Ganganalysesystem ohne Messung von Bodenreaktionskräften, führten dafür zusätzlich EMG- Analysen durch (144). In den meisten Studien konnten Probanden ihre Ganggeschwindigkeit frei wählen, lediglich Horstmann et al. gaben Laufbandgeschwindigkeiten vor (144).

Ein Problem stellt die Vergleichbarkeit der Ganganalysen dar. Aufgrund der komplexen Methodik finden sich oft deutliche Unterschiede in der Durchführung, die somit die Vergleichbarkeit einschränken. Hinzu kommt der jeweils unterschiedliche Fokus der einzelnen Untersuchungen. In den verschiedenen Studien werden unterschiedliche Gangparameter betrachtet und analysiert (3). Diese Problematik wird in der Metaanalyse von Ewen et al. besonders deutlich. In sieben Studien wurden insgesamt 46 Gangparameter untersucht. 40 der 46 Parameter wurden in maximal drei Studien betrachtet (145). Zusätzlich bestand während der Literaturrecherche das Problem, dass kinetische Parameter in vielen Ganganalysen nicht erhoben wurden (z.B. Ward et al. (130)).

Auch durchgeführte statistische Tests unterscheiden sich erheblich in der Zielsetzung. Während in dieser Arbeit besonders der Vergleich zum präoperativen Zustand diskutiert werden soll, vergleichen andere Autoren hauptsächlich mit der gesunden Gegenseite (147) oder einer gesunden Kontrollgruppe (32,145). In einigen Studien wurden so kinetische Parameter zwar erhoben und publiziert, es erfolgte jedoch nicht die statistische Auswertung ihrer Änderung über der Zeitachse (z.B. Krych et al. (149,150)).

5.3.2 Diskussion der Ergebnisse

In der Literatur wurde in Ganganalysen besonders ausführlich der postoperative Verlauf von raumzeitlichen Parametern betrachtet und diskutiert. Es gibt gute Evidenz für eine Verbesserung der Ganggeschwindigkeit, der Schrittlänge und Beweglichkeit (ROM) der Hüfte in allen 3 Ebenen

postoperativ im Vergleich zum präoperativen Zustand. Auch 1 Jahr postoperativ zeigen sich weiterhin Defizite im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen. Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge und sagittale Hüft ROM sind im Vergleich zu Gesunden erniedrigt (3,145).

In dieser Arbeit sollen vorrangig kinetische Parameter mit Hüftmomenten der Frontal- und Sagittalebene betrachtet werden. Zu diesem Thema zeigt die Literatur eine widersprüchliche Datenlage:

- *Vergleich mit gesunder Kontrollgruppe:* Ewen et al. und Kolk et al. beobachteten in Metaanalysen ein reduziertes Hüftabduktionsmoment und mindestens gleichwertige Hüftmomente der Sagittalebene (Hüftflexionsmoment und Hüftextensionsmoment) bei operierten Patienten im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe (32,145). Foucher et al. bestätigten in ihrer Untersuchung eine signifikante Erniedrigung des Hüftabduktionsmoments gegenüber gesunden Probanden (128). Bahl et al. hingegen beschrieben in ihrer Metaanalyse ein gleichwertiges Hüftabduktionsmoment gegenüber gesunden Probanden drei Monate postoperativ (3). Sander et al. konnten diese Beobachtung sechs Monate postoperativ bestätigen (29). Da in unserer Studie keine gesunde Kontrollgruppe untersucht wurde, liefert unsere Untersuchung keine Ergebnisse zu dieser Fragestellung.

- *Vergleich mit gesunder Gegenseite:* Asymmetrien können zur Schädigung der Prothesenfixierung oder zur Degeneration weiterer Gelenke der unteren Extremität führen (32). Miki et al. (147) beschäftigten sich besonders ausführlich mit der Fragestellung nach Asymmetrien in Gelenkmomenten in ihrer prospektiven Kohortenstudie. Präoperativ zeigten sich signifikante Asymmetrien im Hüftabduktions- und Extensionsmoment. Diese waren 6 Monate postoperativ nicht mehr zu beobachten. Im Hüftflexionsmoment bestanden zu keinem Zeitpunkt signifikante Asymmetrien.

Asymmetrien wurden in dieser Arbeit nur qualitativ und nicht quantitativ betrachtet. Signifikanzen wurden nicht untersucht. Unsere Ergebnisse zeigen ähnlich zu den Ergebnissen von Miki et al. (147) bestehende Asymmetrien präoperativ in Hüftabduktions- und Extensionsmomenten. Auch im Hüftflexionsmoment beobachteten wir eine leichte Asymmetrie. Einen Ausgleich der Asymmetrie können wir für das Hüftextensions- und Flexionsmoment ab sechs Monaten postoperativ bestätigen. Widersprüchliche Ergebnisse hingegen zeigte unsere Studie für das Hüftabduktionsmoment. Im ersten und zweiten Maximum des Hüftabduktionsmoments blieben Asymmetrien bis ein Jahr postoperativ bestehen. Ein möglicher Grund für den Dissens der Ergebnisse ist der Operationszugang. Während in unserer Studie ALMIS und TG-Zugang mit (potentieller) Schädigung der kleinen Glutealmuskulatur verwendet wurde, verwendeten Miki et al. den posterioren Zugang.

- *Vergleich mit präoperativem Zustand:* Die folgende Tabelle fasst Ergebnisse oben aufgeführter Studien zusammen:

	In folgenden Studien konnte postoperativ eine signifikante Verbesserung des Drehmoments im Vergleich zum präoperativen festgestellt werden:	In folgenden Studien konnte postoperativ keine signifikante Verbesserung des Drehmoments im Vergleich zum präoperativen festgestellt werden:
Hüftabduktionsmoment	- Klausmeier et al. (129) (nur für den anterioren Zugang) - Queen et al. (118)	- Foucher et al. (2011) (128) - Klausmeier et al. (129) (für den ALMIS Zugang) - Foucher et al. (2016) (139) - Foucher et al. (2015) (141) - Ajemian et al. (146) - Rathod et al. (142) - Zagra et al. (143)
Hüftadduktionsmoment	- Foucher et al. (2015) (141) - Zagra et al. (143) (für 42mm Femurkopfgröße)	- Zagra et al. (143) (für < 42mm Femurkopfgröße)
Hüftextensionsmoment	- Klausmeier et al.(129) - Foucher et al. (141) - Rathod et al.(142)	- Foucher et al. (2011)(128) - Ajemian et al. (146) - Colgan et al. (140) - Zagra et al. (143)
Hüftflexionsmoment	- Foucher et al. (2011) (128) - Klausmeier et al. (129) (nur für den anterioren Zugang) - Foucher (2015) et al. (141) - Ajemian et al.(146) - Rathod et al.(142) - Zagra et al. (143) (für 28mm Femurkopfgröße)	- Klausmeier et al. (129) (für ALMIS Zugang) - Zagra et al.(143) (für >28mm Femurkopfgröße)

Tabelle 13: Zusammenfassung der Ergebnisse verschiedener Studien zur Regeneration von Hüftmomenten nach Hüftendoprothetik

Aus der Tabelle ist ein Dissens innerhalb der aktuellen Literatur zu erkennen. Dieses Thema betreffend wurden in den letzten Jahren widersprüchliche Ergebnisse veröffentlicht. Es ist bekannt, dass postoperativ Defizite im Gangbild persistieren, die Entwicklung der raumzeitlichen, kinematischen und kinetischen Parameter ist allerdings noch nicht vollständig verstanden (32). Bahl et al. untersuchten 2018 die postoperative Regeneration von Ganganalyseparametern nach Hüftendoprothetik in einer großen systematischen Übersichtsarbeit und Metaanalyse. Sie beschrieben die aktuelle Datenlage als unzureichend, um die postoperative Entwicklung von Hüftmomenten im Vergleich zum präoperativen Zustand zu beurteilen (3). Ein Problem bei der Bearbeitung dieser Fragestellung ist, dass ein großer Teil von Studien, die sich mit Ganganalysen nach Hüftprothetik beschäftigen, ausschließlich Unterschiede in Gangparametern im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe herausarbeitet. In nur sehr wenigen Studien (s.o.) findet eine Diskussion der der Abhängigkeit der Gangparameter von der Zeit statt (32). Wir konnten im Rahmen unserer Studie in einem relativ großen Patientenkollektiv unter Einsatz eines modernen Ganganalysesystems folgende Beobachtungen machen: Das Hüftabduktionsmoment änderte sich postoperativ nicht signifikant im Vergleich zum präoperativen Zustand und unterlag keiner

Abhängigkeit von der Zeit. Dies steht im Konsens mit einem Großteil der oben aufgeführten Untersuchungen. Das Hüftadduktionsmoment der frühen Standphase wurde von uns, wie auch von den meisten anderen Autoren, nicht betrachtet.

In unserer Studie zeigte sich für das Hüftflexions- und Hüftextensionsmoment eine signifikante Verbesserung im Vergleich zum präoperativen Zustand. Drehmomente wurden kontinuierlich und über den gesamten Untersuchungszeitraum größer. Die Effektstärken zeigten moderate bis meist große Effekte. Somit ist davon auszugehen, dass die beschriebenen Änderungen der sagittalen Hüftmomente für die Patienten auch klinisch relevant sind.

Bei Betrachtung des Hüftflexionsmoments steht eine Drehmomentverbesserung im Konsens mit einem großen Teil der bisher durchgeführten Studien. Dies gilt nicht für das Hüftextensionsmoment. Bei genauerer Betrachtung fallen allerdings zwei wichtige Umstände auf: Zum einen ist die von uns berechnete Effektstärke der Zeitabhängigkeit des Drehmoments für das Hüftextensionsmoment (partielles eta- Quadrat (HP1) = 0,088) deutlich kleiner im Vergleich zum Hüftflexionsmoment (partielles eta- Quadrat (HP3) = 0,352). Zum anderen untersuchten oben genannte Studien, die keine signifikante zeitliche Abhängigkeit des Hüftextensionsmoments feststellten, vermehrt kleine Patientengruppen. Somit ist zu vermuten, dass diese Studien aufgrund geringer statistischer Power keine signifikanten Entwicklungen herausarbeiten konnten.

Für raumzeitliche und kinematische Parameter aus Ganganalysen ist bereits bekannt, dass ihre Regeneration größtenteils innerhalb der ersten sechs Monate postoperativ erfolgt (147,151,152). Die größte Drehmomentänderung in unserer Studie ist innerhalb der ersten sechs Monate postoperativ zu beobachten. Drehmomente in der Sagittalebene verbessern sich bis zur 12- Monats- Nachuntersuchung kontinuierlich und erreichen zu diesem Zeitpunkt das Niveau der gesunden Gegenseite. Eine auf die ersten sechs Monate postoperativ fokussierte Regeneration der Ganganalyseparameter ist somit auf Hüftmomente übertragbar. Foucher et al. beschrieben, dass eine Verbesserung kinetischer Parameter sechs Monate nach Operation abgeschlossen sei (139). Aufgrund unseres Studiendesigns mit Nachuntersuchungen sowohl sechs Monate als auch zwölf Monate postoperativ lässt sich dieser Zeitraum in unserer Untersuchung besonders gut beurteilen. Unsere Ergebnisse zeigen auch zwischen den Untersuchungszeitpunkten sechs und zwölf Monaten postoperativ weiterhin signifikante Verbesserungen der Drehmomente (paarweiser Vergleich Hochpunkt 3, Sagittalebene: $p=0,006$).

Aufgrund der Schmerzbefreiung durch die Operation erwarteten wir vor Durchführung dieser Studie eine Verbesserung der Hüftmomente in allen Ebenen. Diese Hypothese konnten wir nur für Hüftmomente der Sagittalebene bestätigen. Eine alleinige ausbleibende Steigerung der Abduktionsmomente in der TG-Gruppe ließe sich durch die Muskelverletzung des M. gluteus medius intraoperativ erklären (128). Da auch in der ALMIS Gruppe keine postoperative Steigerung des Abduktionsmoments zu beobachten ist, stellt sich besonders für diese Gruppe die Frage nach der zugrundeliegenden Kausalität. Zum einen wäre eine bisher unterschätzte perioperative

Muskelschädigung der kleinen Glutealmuskulatur auch in der ALMIS-Gruppe durch Einsatz von Haken und unbeabsichtigter Muskelablösungen denkbar. Die Vermutung, dass eine Muskelschwächung während der Operation ursächlich für die postoperativ ausbleibende Verbesserung der frontalen Hüftmomente ist, wird von Ergebnissen der Arbeitsgruppe Horstmann et al. gestützt. Sie führten präoperativ und postoperativ EMG-Analysen durch und zeigten postoperativ eine signifikant niedrigere EMG-Aktivität über dem Musculus gluteus medius (144). Gegen diese Hypothese sprechen Ergebnisse der Arbeitsgruppe Zagra et al.: Sie verwendeten für ihre Untersuchung den posterolateralen Zugang (143). Eine Schädigung der kleinen Glutealmuskulatur über diesen Zugang ist sehr unwahrscheinlich (2,145), dennoch konnte postoperativ keine Steigerung der Hüftabduktionsmomente beobachtet werden. Foucher et al. vermuten, dass postoperativ persistierende Defizite Ausdruck eines im Rahmen des Krankheitsbildes Koxarthrose geänderten Gangbildes sind (128). Kolk et al. haben eine ähnliche Vorstellung und vermuten eine präoperativ entstandene Abduktorenschwäche mit postoperativ nicht regenerierbaren Defiziten (32). Ein weiterer Erklärungsansatz beschäftigt sich mit der Rekonstruktion des femoralen Offsets. Sofern postoperativ das rekonstruierte Offset kleiner ist als das originale, anatomische Offset, entstehen bei gleicher Muskelkraft der Abduktoren geringe Hüftabduktionsdrehmomente (145). Dieser Mechanismus würde Defizite gegenüber gesunden Kontrollgruppen und der gesunden Gegenseite erklären.

5.4 Stärken dieser Studie

Zunächst ist die Durchführung einer Ganganalyse zur Bewertung des postoperativen Outcomes nach Hüftendoprothetik als Stärke dieser Studie zu nennen. Die Auswertung von Scores ist zur Bewertung von Gelenkfunktionen oft nicht ausreichend. Ganganalyse ist ein geeignetes Mittel, um die für den Alltag benötigte Gelenkfunktion zu bewerten (25,115).

Die von uns durchgeführte Ganganalyse erfasste unter Einsatz eines hochauflösenden Mehrkamerasystems, reflektierenden Markern und Bodenreaktionskraftmessplatten raumzeitliche, kinematische und kinetische Parameter. Sie ist auf dem Stand aktueller Technik. Auch dies ist ein Vorteil im Vergleich zu anderen Studien.

In vielen bisherigen Studien wurden lediglich die maximalen Hüftmomente analysiert. In dieser Arbeit fand eine genauere und aufwendigere Betrachtung der Hüftmomente statt. Wie im Kapitel „Material und Methoden“ beschrieben, wurden einzelne Extrempunkte der Hüftmomente im Gangzyklus identifiziert und anschließend analysiert. Zusätzlich fand eine Auswertung der Area under Curve statt.

Eine weitere große Stärke dieser Studie ist die ausschließliche Implantation der Metha® Kurzschaftprothese. In bisherigen Studien, die langfristige Unterschiede in Ganganalysen zwischen dem ALMIS- und TG-Zugang miteinander verglichen haben, wurden entweder ausschließlich Geradschaftprothesen oder gemischt Geradschaft- und Kurzschaftprothesen verwendet. Bei der Metha® Kurzschaftprothese ist die Verankerung metaphysär. Die Krafteinleitung in den Femur erfolgt somit

proximaler im Vergleich zur Geradschaftprothesen. Zusätzlich unterscheidet sich die Biomechanik der beiden Prothesensysteme (2,24,25,30). Durch die geringere Größe wird eine muskelschonendere Operation ermöglicht (31).

Die gewonnenen Ergebnisse legen nahe, dass durch die Nutzung des ALMIS-Zugangs auch nach Implantation von Kurzschaftprothesen kein langfristiger Vorteil bezüglich Hüftmomenten entsteht.

Durch die präoperative Durchführung von Ganganalysen konnten präoperativ bereits bestehende Gruppenunterschiede erkannt beziehungsweise ausgeschlossen werden. Dieses Qualitätsmerkmal weisen nicht alle zu diesem Thema durchgeführten Studien auf.

Weitere Stärken dieser Studie sind das prospektiv, randomisierte Studiendesign, die vergleichsweise große Fallzahl und die Homogenität der Gruppen in Altersverteilung und Gewichtsverteilung.

5.5 Limitationen dieser Studie

In dieser Dissertation wurden lediglich die Hüftmomente der Frontal- und Sagittalebene im Vergleich des ALMIS- und TG-Zugangs sowie im postoperativen Verlauf betrachtet. Für eine vollständige Bewertung ist die Auswertung von deutlich mehr Parametern und Variablen notwendig. Dazu gehören weitere kinetische, raumzeitliche und kinematische Parameter sowie Ergebnisse klinischer Untersuchungen und Scores. Diese wurden im Rahmen der dieser Dissertation zugrundeliegenden Studie erhoben und analysiert. Eine Diskussion weiterer Variablen hätte den Rahmen dieser Monografie jedoch gesprengt. Ebenfalls aus Umfanggründen wurde von einer statistischen Auswertung der Asymmetrien der Hüftmomente abgesehen.

Die große Anzahl fehlender Messwerte ist als eine Schwäche dieser Studie zu nennen. Fehlende Messwerte kamen zum einen durch nicht durchgeführte Nachuntersuchungen und zum anderen durch nicht auswertbare Messergebnisse zustande. Insgesamt konnten 34 von 180 geplanten Nachuntersuchungen nicht durchgeführt werden. Der Anteil nicht auswertbarer Messwerte schwankte zwischen den Variablen von 0% bis 20%. Genauere Erläuterungen finden sich im Kapitel 4.1.1 .

In unserer Studie wurden lediglich der ALMIS und TG-Zugang miteinander verglichen. Es existiert jedoch eine Vielzahl weiterer Zugänge beziehungsweise Modifikationen der Zugänge. Der Vergleich möglichst vieler verschiedener Zugänge in einer einzigen Studie ist erstrebenswert, allerdings auch mit verschiedenen Schwierigkeiten verbunden: Zum einen müssen die Operateure alle Zugangswege gleichermaßen und einwandfrei beherrschen. Eine Lernkurve des Operateurs könnte sonst zu Verfälschungen der Untersuchungsergebnisse führen. Außerdem ist die Durchführung einer Ganganalyse mit einem hohen Arbeits- und Kostenaufwand verbunden. Wenn man viele verschiedene

Zugangswege gleichzeitig mit ausreichend großen Fallzahlen in jeder Gruppe vergleichen möchte, muss ein hohes Maß an Ressourcen aufgewendet werden.

Die Arbeiten von Leuchte et al. und Palieri et al. zeigten frühfunktionelle Vorteile des ALMIS-Zugangs in Ganganalysen gegenüber dem TG-Zugang nach Implantation von Kurzschaftprothesen (123,125). Da diese Ergebnisse im Widerspruch zu anderen Arbeiten stehen (29), wäre eine Validierung mittels einer weiteren Nachuntersuchung sechs Wochen postoperativ interessant gewesen. Da das primäre Ziel dieser Arbeit jedoch die Untersuchung langfristiger Vorteile war, wurde hiervon abgesehen. Zur Evaluation langfristiger Vorteile und des postoperativen Verlaufs der Hüftmomente wäre ein längeres Follow-up geeigneter gewesen. Auch im zweiten Jahr nach der Operation finden Veränderungen im Gang statt (148). Kiss et al. schlagen zu Untersuchung langfristiger Vorteile einen Nachuntersuchungszeitraum von 3-5 Jahren vor (120). Viele andere Autoren verwendeten zur Untersuchung langfristiger Vorteile in Ganganalysen ebenfalls ein Follow-up von einem Jahr (118,120,121,127,128).

Beim Vergleich verschiedener Studien, in denen Ganganalysen zum Vergleich verschiedener Zugangswege durchgeführt wurden, fällt auf, dass gehäuft Unterschiede gefunden wurden, sobald den Probanden Ganggeschwindigkeiten vorgegeben wurden. Kiss et al. nutzten hierfür ein Laufband mit einer Laufgeschwindigkeit von 2 m/s und zeigten 3, 6 und 12 Monate postoperativ Unterschiede in kinematischen Parametern der Hüfte und des Beckens zwischen ALMIS und TG (120). Leuchte et al. gaben ihren Probanden Schrittgeschwindigkeiten mittels Metronom vor. In ihrer Arbeit zeigten sich frühfunktionelle Vorteile des ALMIS-Zugangs gegenüber TG-Zugangs (125). Zum Vergleich von ALMIS, anteriorem und posteriorem Zugang gaben Ward et al. ihren Probanden „erhöhte“ Ganggeschwindigkeiten in Ganganalysen vor. Sie konnten keine Gruppenunterschiede feststellen, untersuchten jedoch auch lediglich raumzeitliche Parameter (130). Unter diesen Gesichtspunkten wäre eine Vorgabe der Ganggeschwindigkeit in unserer Studie möglicherweise sinnvoll gewesen und bietet sich für zukünftige Untersuchungen an. Zusätzlich wäre eventuell auch die Untersuchung einer anspruchsvolleren Tätigkeit wie Treppesteigen oder Bergauf-Gehen aufschlussreich.

Durch die Auswertung der großen Anzahl verschiedener Variablen in der Ganganalyse ergibt sich eine erhöhte Gefahr, einen Alpha-Fehler zu begehen, da jede einzelne Variable mit einem Signifikanzniveau von 5% untersucht wird. Da wir keinen signifikanten Unterschied zwischen den verschiedenen Zugängen ALMIS und TG gefunden haben, ist diese Limitation für diese Dissertation nicht relevant.

Eine weitere Limitation unserer Studie ist die ungleiche Geschlechterverteilung über die beiden Gruppen. In der ALMIS-Gruppe ist der Anteil weiblicher Patienten deutlich höher. Allerdings ist dies dem Vorteil der Randomisierung geschuldet. Bisher wurde in der Literatur allerdings noch über keine Geschlechtsabhängigkeit des Outcomes von Hüftendoprothetik berichtet (123). Außerdem findet sich

in unserer Studienpopulation eine besonders große Streuung des Alters der Probanden von 36 Jahre bis 72 Jahre in beiden Gruppen. Der menschliche Gang ändert sich erheblich mit zunehmendem Alter (153). In bisherigen Studien, die Unterschiede zwischen TG- und ALMIS-Zugang mittels MRT verglichen, wurden heterogene Ergebnisse in unterschiedlichen Altersgruppen gefunden (99). Spezifischere Aussagen dieser Studie wären durch eine Altersselektion möglich gewesen. Andererseits lässt unser Studiendesign allgemeinere Aussagen zu.

Schließlich ergeben sich weitere Limitationen durch unsere Methodik mit Nutzung der dreidimensionalen, instrumentellen Ganganalyse: Über auf die Haut aufgeklebte, reflektierende Marker soll indirekt auf Bewegungen der Knochen und Gelenke geschlossen werden. Weichteilbewegung kann zur Verfälschung der Messergebnisse führen. Bei korpulenten Probanden ist eine erhöhte Weichteilbewegung zu erwarten (102,154). Die Fluoroskopie stellt ein modernes Messverfahren dar, bei der die Lage der implantierten Prothese und ihre Bewegungen bestimmt werden kann. Anschließend können aus den Bildern kinematische Parameter berechnet werden. Eine Verfälschung der Messergebnisse durch Weichteilbewegung findet unter Einsatz dieses Verfahrens nicht statt. Ein Nachteil dieser Technik ist der Einsatz von Röntgenstrahlung. Außerdem ist nur eine Analyse der kinematischen Parameter des operierten Gelenks möglich (102). Für unsere Studie stellte die Fluoroskopie somit keine Alternative dar.

Auch die Verwendung von Bodenreaktionsplatten bringt Probleme mit sich. Die Platten müssen von den Patienten getroffen werden. Bei der Durchführung unserer Ganganalysen wurden Patienten nicht darauf hingewiesen. Stattdessen wurde der Startpunkt der Testgehstrecke in Probemessläufen so verschoben, dass Probanden in ihrem gewohnten Gang die Platten treffen. Sollten Patienten von der Notwendigkeit des Treffens der Bodenreaktionsplatten wissen, entsteht ein Risiko der willkürlichen Änderung des Gangs und Verfälschung der Messergebnisse (102).

Eine weitere Fehlerquelle entsteht durch eine mögliche Änderung des alltäglichen Gangmusters der Patienten, da sie sich in einer außergewöhnlichen Testsituation befinden. Viele Parameter der Ganganalyse hängen wesentlich von der Ganggeschwindigkeit ab. Diese kann von den Probanden im Rahmen der Durchführung der Ganganalyse willkürlich verändert sein (105).

Zusätzlich ist die Reliabilität von Ganganalysen eingeschränkt. In verschiedenen Studien wurden Ganganalysen gesunder Probanden in verschiedenen Laboren wiederholt. Eine Reproduzierbarkeit war nicht immer gegeben (154).

Schließlich muss die klinische Relevanz von Ergebnissen der Ganganalyse hinterfragt werden. Dies erschwert die Interpretation leicht signifikanter Unterschiede, die im Rahmen von Ganganalysen gefunden werden. Teilweise ist unklar, welche Variablen als Surrogatparameter bewertet werden

müssen (116,155). Fest steht, dass die instrumentelle Ganganalyse heute das objektivste Messverfahren zur Beurteilung des Ganges ist (143,156,157).

Es besteht Konsens, dass gute Ergebnisse in Ganganalysen mit Funktionalität und Patientenzufriedenheit assoziiert sind (158). Behery et al. stellten in ihrer Studie beispielsweise eine signifikante Korrelation zwischen dem Harris-Hip-Score und verschiedenen Hüftmomenten und der ROM der Hüfte dar (158).

In unserer Untersuchung zeigten sich moderate bis zumeist große Effektstärken für die Verbesserung der sagittalen Drehmomente. Aufgrund dieser großen Effektstärke ist davon auszugehen, dass diese Änderungen für Patienten auch relevant sind.

5.6 *Ausblick*

Zusammenfassend bleibt zu sagen, dass auch in unserer Studie keine Überlegenheit für einen Zugangsweg in der Hüftendoprothetik gezeigt werden konnte. Arbeiten, die Ganganalysen nach Hüftendoprothetik über verschiedene Zugangswege untersuchen, liefern widersprüchliche Ergebnisse (16). Welcher Zugangsweg mit dem besten Ergebnis für Patienten verbunden ist und verwendet werden sollte, bleibt unklar und sollte in den nächsten Jahren weiter untersucht werden (96,117). Queen et al. fordern, sich in kommenden Untersuchungen weniger auf Ganganalysen, dafür auf perioperative Frakturzahlen und Dislokationsraten zum Vergleich der verschiedenen Zugangswege zu konzentrieren (122).

Für zukünftige Ganganalysen bieten sich bisher noch nicht durchgeführte Subgruppenanalysen mit vorselektierten Patientengruppen an. Müller et al zeigten in einer MRT-Studie, die minimalinvasive Hüftzugänge mit klassischen Zugängen verglich, dass besonders Patienten in einem Alter von über 70 Jahren von minimalinvasiven Verfahren profitieren. In dieser Patientengruppe konnten signifikant geringere Häufigkeit von fettiger Muskelatrophie und eine deutliche Verbesserung des funktionellen Outcomes gezeigt werden. Gleiche Effekte wurden in jüngeren Patientenkollektiven nicht beobachtet (99). In verschiedenen Studien konnte außerdem gezeigt werden, dass sich das Gangbild ab einem Alter von über 65 Jahren deutlich ändert (153). Im Rahmen eines geänderten Gangbildes könnte Muskelverletzungen eine andere Bedeutung zukommen.

Klausmeier et al. konnten in ihrer Untersuchung zwar keinen signifikanten Unterschied in Hüftmomenten aus Ganganalysen zwischen dem ALMIS- und anterioren-Zugang finden, zeigten aber signifikante Unterschiede in isometrischen Kraftmessungen der Hüftabduktoren (129). Dies lässt die Vermutung zu, dass die isometrische Kraftmessung Defizite der Hüftabduktoren sensitiver zeigen könnte. Eine zusätzliche Messung der isometrischen Kraft der Hüftabduktoren scheint für zukünftige Studien sinnvoll.

In unserer Studie wurde die postoperative Entwicklung von Hüftmomenten in der Frontalebene und Sagittalebene detailliert herausgearbeitet. Die Regeneration raumzeitlicher Parameter und der Vergleich raumzeitlicher Parameter nach Hüftprothetik mit einer gesunden Kontrollgruppe wurde in vergangenen Jahren häufig durchgeführt und ist gut verstanden. Die Entwicklung kinematischer und kinetischer Parameter wurde noch nicht ausreichend untersucht (3,32). Studien zeigen widersprüchliche Ergebnisse. In zukünftigen Arbeiten gilt es, unsere Ergebnisse zu bestätigen und weitere kinetische Gangparameter zu untersuchen. Der Großteil aktueller Ergebnisse stammt aus Studien, die die Entwicklung der Gangparameter nur sekundär untersuchten. Studien mit dem primären Studienziel der Untersuchung der postoperativen Entwicklung kinetischer Parameter fehlen noch weitgehend.

6 Zusammenfassung

Die Implantation von Hüfttotalendoprothesen ist eine in Deutschland sehr häufig durchgeführte Operation (1). Es existieren verschiedene Operationszugangswege zum Hüftgelenk. Bisher konnte für keinen Zugangsweg eine klare Überlegenheit belegt werden (18–22). Beim transglutealen Zugang werden die Mm. gluteus medius und gluteus minimus inzidiert und ihre Sehnenansätze vom Trochanter major abgetrennt (98,159). Im Unterschied dazu wird beim minimal-invasiven, anterolateralen Zugang das muskelfreie Intervall zwischen dem M. tensor fasciae latae und den kleinen Glutealmuskeln genutzt (15,95,159). So kann eine Verletzung der Glutealmuskulatur minimiert werden. Langfristige Vorteile eines minimalinvasiven, muskelschonenden Zugangsweges ließen sich in bisherigen Studien nicht darstellen (17).

In der dieser Dissertation zugrundeliegenden Studie sollen langfristige Vorteile des minimalinvasiven, anterolateralen Zugangs gegenüber dem klassischen transglutealen Zugang nach Implantation einer Kurzschaftprothese in Ganganalysen erstmals untersucht werden. Im Unterschied zu bisherigen Studien wurden in unserer Studie ausschließlich Kurzschaftprothesen (Metha®) implantiert. Zusätzlich soll die postoperative Entwicklung der Hüftmomente analysiert werden.

In unserer prospektiven, randomisierten Therapievergleichsstudie wird bei 60 Patienten eine Hüft- TEP über einen anterolateralen oder transglutealen Zugang implantiert. Präoperativ und 3, 6 und 12 Monate postoperativ werden dreidimensionale, instrumentelle Ganganalysen mit Messung der Bodenreaktionskräfte durchgeführt. Zusätzlich werden klinische Parameter erhoben (159). Im Rahmen dieser Monografie werden lediglich die Hüftmomente der Frontal- und Sagittalebene ausgewertet.

In den Hüftmomenten zeigen unabhängige t-Tests präoperativ und drei, sechs und zwölf Monate postoperativ keinen signifikanten Unterschied zwischen Patienten operiert über minimalinvasiven anterolateralen Zugang und transglutealen Zugang. Die Überlegenheit einer der beiden Zugangswege kann somit im Rahmen dieser Arbeit nicht belegt werden.

In den Hüftmomenten der Sagittalebene ist im Vergleich zum präoperativen Zustand über das Follow-up in einer einfaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholung eine kontinuierliche und signifikante Steigerung zu beobachten (Sagittalebene AUC: $p=0,000$). Die Effektstärke ist moderat bis groß.

In den Hüftmomenten der Frontalebene ist im Vergleich zum präoperativen Zustand über das Follow-up keine Steigerung zu beobachten. Die statistische Auswertung mittels ANOVA zeigt ausschließlich nicht signifikante Ergebnisse ($p=0,059$ bis $p=0,664$). Im Vergleich zur gesunden Gegenseite ist in den Hüftmomenten in der Frontalebene ein Defizit der operierten Seite zu beobachten.

Wichtige Vorteile unserer Studie sind die ausschließliche Implantation von Kurzschaftprothesen, die hohe Fallzahl und die Nutzung einer qualitativ hochwertigen instrumentellen, dreidimensionalen Ganganalyse. Eine Limitation unserer Studie ist die große Anzahl fehlender Messwerte. 34 von 180 geplanten Nachuntersuchungen konnten nicht durchgeführt werden (159).

7 Literaturverzeichnis

1. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. Ovarial - Die 50 häufigsten Operationen der vollstationären Patientinnen und Patienten in Krankenhäusern [Internet]. Gesundheitsberichterstattung des Bundes. [zitiert 5. November 2019]. Verfügbar unter: http://www.gbe-bund.de/oowa921-install/servlet/oowa/aw92/dboowasys921.xwdevkit/xwd_init?gbe.isgbetol/xs_start_neu/&p_aid=i&p_aid=74758219&nummer=666&p_sprache=D&p_indsp=99999999&p_aid=71241202
2. Jansson V, Fottner A. Hüftendoprothetik. Orthop Unfallchirurgie Up2date. November 2007;2(5):333–52.
3. Bahl JS, Nelson MJ, Taylor M, Solomon LB, Arnold JB, Thewlis D. Biomechanical changes and recovery of gait function after total hip arthroplasty for osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis. Osteoarthritis Cartilage. 1. Juli 2018;26(7):847–63.
4. Ruchholtz S, Wirtz DC, Herausgeber. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials [Internet]. 2. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2013 [zitiert 28. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-35715>
5. Attinger M, Siebenrock K. [Total hip replacement: between normal rehabilitation and complication]. Praxis. 26. November 2014;103(24):1439–46.
6. McAuley JP, Szuszczewicz ES, Young A, Engh CAS. Total Hip Arthroplasty in Patients 50 Years and Younger. Clin Orthop Relat Res 1976-2007. Januar 2004;418:119–25.
7. Kuijpers MFL, Hannink G, van Steenbergen LN, Schreurs BW. Total Hip Arthroplasty in Young Patients in The Netherlands: Trend Analysis of >19,000 Primary Hip Replacements in the Dutch Arthroplasty Register. J Arthroplasty. 2018;33(12):3704–11.
8. Schreurs BW, Hannink G. Total joint arthroplasty in younger patients: heading for trouble? The Lancet. 8. April 2017;389(10077):1374–5.
9. Knight SR, Aujla RS, Biswas SP. Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. In: Orthopedic reviews. 2011.
10. Reininga IHF, Zijlstra W, Wagenmakers R, Boerboom AL, Huijbers BP, Groothoff JW, u. a. Minimally invasive and computer-navigated total hip arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature. BMC Musculoskelet Disord. 17. Mai 2010;11:92.
11. Sander K, Layher F, Anders C, Roth A, Babisch J, Scholle H-C, u. a. [Gait analysis after minimally invasive total hip arthroplasty]. Orthopade. Mai 2012;41(5):365–76.
12. Sineoky AD, Pliev DG, Abolin AB, Mikhailova PM, Guatsaev MS, Shubnyakov MI, u. a. [Surgical repair of gluteus medius muscle in hip replacement surgery]. Khirurgiia (Sofia). 2019;(7):96–104.
13. Kovalak E, Özdemir H, Ermutlu C, Obut A. Assessment of hip abductors by MRI after total hip arthroplasty and effect of fatty atrophy on functional outcome. Acta Orthop Traumatol Turc. 1. Mai 2018;52(3):196–200.
14. Damm P, Zonneveld J, Brackertz S, Streitparth F, Winkler T. Gluteal muscle damage leads to higher in vivo hip joint loads 3 months after total hip arthroplasty. PLOS ONE. 9. Januar 2018;13(1):e0190626.
15. Bertin KC, Röttinger H. Anterolateral mini-incision hip replacement surgery: a modified Watson-Jones approach. Clin Orthop. Dezember 2004;(429):248–55.
16. Roth A. [The minimally invasive anterolateral approach. A review of the literature]. Orthopade. Mai 2012;41(5):377–81.
17. Kyriakopoulos G, Poultsides L, Christofilopoulos P. Total hip arthroplasty through an anterior approach. EFORT Open Rev. 1. November 2018;3(11):574–83.
18. Putananon C, Tuchinda H, Arirachakaran A, Wongsak S, Narinsorasak T, Kongtharvonskul J. Comparison of direct anterior, lateral, posterior and posterior-2 approaches in total hip arthroplasty: network meta-analysis. Eur J Orthop Surg Traumatol Orthop Traumatol. Februar 2018;28(2):255–67.
19. Ilchmann T. Approaches for Primary Total Hip Replacement. HIP Int. Juni 2014;24(10_suppl):2–6.
20. Wohlrab D, Hagel A, Hein W. [Advantages of minimal invasive total hip replacement in the early phase of rehabilitation]. Z Orthop Ihre Grenzgeb. Dezember 2004;142(6):685–90.
21. Murphy SB, Tannast M. [Conventional vs minimally invasive total hip arthroplasty. A prospective study of rehabilitation and complications]. Orthopade. Juli 2006;35(7):761–4, 766–8.

22. Meermans G, Konan S, Das R, Volpin A, Haddad FS. The direct anterior approach in total hip arthroplasty. *Bone Jt J.* 1. Juni 2017;99-B(6):732–40.
23. Falez F, Casella F, Panegrossi G, Favetti F, Barresi C. Perspectives on metaphyseal conservative stems. *J Orthop Traumatol Off J Ital Soc Orthop Traumatol.* März 2008;9(1):49–54.
24. Rajakulendran K, Field RE. Neck-Preserving Femoral Stems. *HSS J* ®. Oktober 2012;8(3):295–303.
25. Wiik AV, Brevadt M, Johal H, Logishetty K, Boughton O, Aqil A, u. a. The loading patterns of a short femoral stem in total hip arthroplasty: gait analysis at increasing walking speeds and inclines. *J Orthop Traumatol.* 17. August 2018;19(1):14.
26. Steinhilber B, Haupt G, Miller R, Janssen P, Krauss I. Exercise therapy in patients with hip osteoarthritis: Effect on hip muscle strength and safety aspects of exercise-results of a randomized controlled trial. *Mod Rheumatol.* Mai 2017;27(3):493–502.
27. Rivière C, Grappiolo G, Engh CA, Vidalain J-P, Chen A-F, Boehler N, u. a. Long-term bone remodelling around ‘legendary’ cementless femoral stems. *EFORT Open Rev.* Februar 2018;3(2):45–57.
28. Oldenrijk J van, Molleman J, Klaver M, Poolman RW, Haverkamp D. Revision rate after short-stem total hip arthroplasty. *Acta Orthop.* 1. Juni 2014;85(3):250–8.
29. Sander K, Layher F, Anders C, Roth A, Babisch J, Scholle H-C, u. a. Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation. *Orthop.* Mai 2012;41(5):365–76.
30. Windhagen H, Chincisan A, Choi HF, Thorey F. Soft-tissue balance in short and straight stem total hip arthroplasty. *Orthopedics.* März 2015;38(3 Suppl):S14–20.
31. Kutzner KP, Kovacevic MP, Roeder C, Rehbein P, Pfeil J. Reconstruction of femoro-acetabular offsets using a short-stem. *Int Orthop.* Juli 2015;39(7):1269–75.
32. Kolk S, Minten MJM, van Bon GEA, Rijnen WH, Geurts ACH, Verdonshot N, u. a. Gait and gait-related activities of daily living after total hip arthroplasty: a systematic review. *Clin Biomech Bristol Avon.* Juni 2014;29(6):705–18.
33. National Clinical Guideline Centre (UK). Osteoarthritis: Care and Management in Adults [Internet]. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK); 2014 [zitiert 28. Oktober 2019]. (National Institute for Health and Clinical Excellence: Guidance). Verfügbar unter: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK248069/>
34. Bretschneider H, Günther K-P. Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis. *Radiol Up2date.* 15. Dezember 2015;15(04):359–83.
35. Bijlsma JWJ, Berenbaum F, Lafeber FPJG. Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *Lancet Lond Engl.* 18. Juni 2011;377(9783):2115–26.
36. S3-Leitlinie Orthopädie: Koxarthrose [Internet]. Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC) und der Berufsverbände der Ärzte für Orthopädie (BVO); 2009. Verfügbar unter: http://www.leitliniensekretariat.de/files/MyLayout/pdf/033-0011_S3_Koxarthrose_2009-11.pdf
37. Prof. Dr. Matziolis G. S2k-Leitlinie Koxarthrose [Internet]. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC); 2019. Verfügbar unter: https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/033-0011_S2k_Koxarthrose_2019-07_1.pdf
38. Altman RD, Gold GE. Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis, revised. *Osteoarthritis Cartilage.* 2007;15 Suppl A:A1–56.
39. Hipp, Plötz, Thiemel, Herausgeber. Orthopädie und Traumatologie [Internet]. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2003 [zitiert 28. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-001-2132>
40. Waldt S, Eiber M, Wörtler K, Herausgeber. Messverfahren und Klassifikationen in der muskuloskelettalen Radiologie [Internet]. 1. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2011 [zitiert 28. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-004-134458>
41. Sun Y, Stürmer T, Günther K, Brenner H. Inzidenz und Prävalenz der Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* 18. März 2008;135(03):184–92.
42. Zügner R, Tranberg R, Timperley J, Hodgins D, Mohaddes M, Kärrholm J. Validation of inertial measurement units with optical tracking system in patients operated with Total hip arthroplasty. *BMC Musculoskelet Disord.* 6. Februar 2019;20(1):52.
43. Endres H, Schneider O, Scharf H-P, Kaufmann-Kolle P, Knapstein S, Hermann C, u. a. [Hip

- Osteoarthritis - Epidemiology and Current Medical Care Situation - Health Care Data of 2.4 Million AOK Baden-Württemberg Insureds Aged 40 Years or Older]. *Z Orthopädie Unfallchirurgie*. Dezember 2018;156(6):672–84.
44. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. Voll M, Wesker K, Herausgeber. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2014. 613 S. (Prometheus).
 45. Wirth CJ, Mutschler W, Herausgeber. *Praxis der Orthopädie und Unfallchirurgie* [Internet]. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2007 [zitiert 28. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <http://www.thieme-connect.de/products/ebooks/book/10.1055/b-002-37745>
 46. Wang T, He C. Pro-inflammatory cytokines: The link between obesity and osteoarthritis. *Cytokine Growth Factor Rev*. 2018;44:38–50.
 47. Millerand M, Berenbaum F, Jacques C. Danger signals and inflammaging in osteoarthritis. *Clin Exp Rheumatol*. 2019;9.
 48. De Santis M, Di Matteo B, Chisari E, Cincinelli G, Angele P, Lattermann C, u. a. The Role of Wnt Pathway in the Pathogenesis of OA and Its Potential Therapeutic Implications in the Field of Regenerative Medicine. *BioMed Res Int*. 2018;2018:7402947.
 49. Medvedeva EV, Grebenik EA, Gornostaeva SN, Telpuhov VI, Lychagin AV, Timashev PS, u. a. Repair of Damaged Articular Cartilage: Current Approaches and Future Directions. *Int J Mol Sci*. 11. August 2018;19(8).
 50. Zhu S, Kuek V, Bennett S, Xu H, Rosen V, Xu J. Protein Cyt11: its role in chondrogenesis, cartilage homeostasis, and disease. *Cell Mol Life Sci CMLS*. September 2019;76(18):3515–23.
 51. Vitale ND, Vandembulcke F, Chisari E, Iacono F, Lovato L, Di Matteo B, u. a. Innovative regenerative medicine in the management of knee OA: The role of Autologous Protein Solution. *J Clin Orthop Trauma*. Februar 2019;10(1):49–52.
 52. Vincent TL. IL-1 in osteoarthritis: time for a critical review of the literature. *F1000Research*. 2019;8.
 53. Wendelboe AM, Hegmann KT, Biggs JJ, Cox CM, Portmann AJ, Gildea JH, u. a. Relationships between body mass indices and surgical replacements of knee and hip joints. *Am J Prev Med*. November 2003;25(4):290–5.
 54. NICE, in Osteoarthritis: Overview | Osteoarthritis: care and management | Guidance | NICE [Internet]. [zitiert 29. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <https://www.nice.org.uk/guidance/cg177>
 55. Fransen M, McConnell S, Hernandez-Molina G, Reichenbach S. Exercise for osteoarthritis of the hip. *Cochrane Database Syst Rev*. 22. April 2014;(4):CD007912.
 56. Arnold CM, Faulkner RA. The effect of aquatic exercise and education on lowering fall risk in older adults with hip osteoarthritis. *J Aging Phys Act*. Juli 2010;18(3):245–60.
 57. Fransen M, Nairn L, Winstanley J, Lam P, Edmonds J. Physical activity for osteoarthritis management: a randomized controlled clinical trial evaluating hydrotherapy or Tai Chi classes. *Arthritis Rheum*. 15. April 2007;57(3):407–14.
 58. Witt CM, Jena S, Brinkhaus B, Liecker B, Wegscheider K, Willich SN. Acupuncture in patients with osteoarthritis of the knee or hip: a randomized, controlled trial with an additional nonrandomized arm. *Arthritis Rheum*. November 2006;54(11):3485–93.
 59. White P, Prescott P, Lewith G. Does needling sensation (de qi) affect treatment outcome in pain? Analysis of data from a larger single-blind, randomised controlled trial. *Acupunct Med J Br Med Acupunct Soc*. September 2010;28(3):120–5.
 60. Kivitz AJ, Moskowitz RW, Woods E, Hubbard RC, Verburg KM, Lefkowitz JB, u. a. Comparative efficacy and safety of celecoxib and naproxen in the treatment of osteoarthritis of the hip. *J Int Med Res*. Dezember 2001;29(6):467–79.
 61. Greater reduction of knee than hip pain in osteoarthritis treated with naproxen, as evaluated by WOMAC and SF-36. - PubMed - NCBI [Internet]. [zitiert 29. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16269428>
 62. Baerwald C, Verdecchia P, Duquesroix B, Frayssinet H, Ferreira T. Efficacy, safety, and effects on blood pressure of naproxinod 750 mg twice daily compared with placebo and naproxen 500 mg twice daily in patients with osteoarthritis of the hip: a randomized, double-blind, parallel-group, multicenter study. *Arthritis Rheum*. Dezember 2010;62(12):3635–44.
 63. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet Lond Engl*. 27. Oktober 2007;370(9597):1508–19.

64. Günther K-P. Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis.
65. Fischer LP, Planchamp W, Fischer B, Chauvin F. [The first total hip prostheses in man (1890 - 1960)]. *Hist Sci Medicales*. März 2000;34(1):57–70.
66. Gomez PF, Morcuende JA. Early attempts at hip arthroplasty--1700s to 1950s. *Iowa Orthop J*. 2005;25:25–9.
67. Charnley J. ARTHROPLASTY OF THE HIP: A New Operation. *The Lancet*. 27. Mai 1961;277(7187):1129–32.
68. Ungethüm M, Blömer W. [Technology of cementless hip endoprosthetics]. *Orthopade*. Juni 1987;16(3):170–84.
69. Judet R, Siguier M, Brumpt B, Judet T. [Porous metal total hip prosthesis without cement]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1978;64 Suppl 2:14–21.
70. Huiskes R, Weinans H, van Rietbergen B. The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clin Orthop*. Januar 1992;(274):124–34.
71. Gulow J, Scholz R, Freiherr von Salis-Soglio G. [Short-stemmed endoprostheses in total hip arthroplasty]. *Orthopade*. April 2007;36(4):353–9.
72. Saleh KJ, Kassim R, Yoon P, Vorlicky LN. Complications of total hip arthroplasty. *Am J Orthop Belle Mead NJ*. August 2002;31(8):485–8.
73. Turula KB, Friberg O, Lindholm TS, Tallroth K, Vankka E. Leg length inequality after total hip arthroplasty. *Clin Orthop*. Januar 1986;(202):163–8.
74. Nayak KN, Mulliken B, Rorabeck CH, Bourne RB, Woolfrey MR. Prevalence of heterotopic ossification in cemented versus noncemented total hip joint replacement in patients with osteoarthritis: a randomized clinical trial. *Can J Surg J Can Chir*. Oktober 1997;40(5):368–74.
75. Mäkelä KT, Matilainen M, Pulkkinen P, Fenstad AM, Havelin LI, Engesaeter L, u. a. Countrywise results of total hip replacement. An analysis of 438,733 hips based on the Nordic Arthroplasty Register Association database. *Acta Orthop*. April 2014;85(2):107–16.
76. Drobniowski M, Borowski A, Synder M, Sibiński M. Cementless total hip arthroplasty with BiCONTACT stem - go od results at long term of follow -up. *Ortop Traumatol Rehabil*. Februar 2014;16(1):1–9.
77. New alternate bearing surfaces in total hip arthroplasty: A review of the current literature. - PubMed - NCBI [Internet]. [zitiert 3. November 2019]. Verfügbar unter: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29628677>
78. Lerch M, Kurtz A, Windhagen H, Bougoucha A, Behrens BA, Wefstaedt P, u. a. The cementless Bicontact® stem in a prospective dual-energy X-ray absorptiometry study. *Int Orthop*. November 2012;36(11):2211–7.
79. Mazoochian F, Schmidutz F, Kiefl J, Fottner A, Michalke B, Schierl R, u. a. Levels of Cr, Co, Ni and Mo in erythrocytes, serum and urine after hip resurfacing arthroplasty. *Acta Chir Belg*. April 2013;113(2):123–8.
80. SMITH & NEPHEW. NANOS Schenkelhalsprothese (Hüftprothese) Smith & Nephew | Smith & Nephew [Internet]. [zitiert 31. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <https://www.smith-nephew.com/deutschland/fachgebiete/orthopadie/hueftendoprothetik/knochenhaltende-schaefte/nanos/#>
81. Ishaque BA, Donle E, Gils J, Wienbeck S, Basad E, Stürz H. 8-Jahres-Resultate der Schenkelhalsprothese ESKA-CUT. *Z Für Orthop Unfallchirurgie*. März 2009;147(2):158–65.
82. Falez F, Casella F, Papalia M. Current concepts, classification, and results in short stem hip arthroplasty. *Orthopedics*. März 2015;38(3 Suppl):S6-13.
83. Chen J-H, Liu C, You L, Simmons CA. Boning up on Wolff's Law: mechanical regulation of the cells that make and maintain bone. *J Biomech*. 5. Januar 2010;43(1):108–18.
84. Piscitelli P, Iolascon G, Innocenti M, Civinini R, Rubinacci A, Muratore M, u. a. Painful prosthesis: approaching the patient with persistent pain following total hip and knee arthroplasty. *Clin Cases Miner Bone Metab*. 2013;10(2):97–110.
85. Wolf JH. [Julius Wolff and his „law of bone remodeling“]. *Orthopade*. September 1995;24(5):378–86.
86. Ercan A, Filler TJ, Jerosch J. Postoperative Knochendichteveränderung um die implantierte zementfreie Kurzschaftprothese MiniHip® (Corin). :7.
87. Bieger R, Ignatius A, Decking R, Claes L, Reichel H, Dürselen L. Primary stability and strain

- distribution of cementless hip stems as a function of implant design. *Clin Biomech Bristol Avon*. Februar 2012;27(2):158–64.
88. Wittenberg RH, Steffen R, Windhagen H, Bücking P, Wilcke A. Five-year results of a cementless short-hip-stem prosthesis. *Orthop Rev*. 19. März 2013;5(1):e4–e4.
 89. Kruppa T. Primärstabilität proximal fixierter Hüftendoprothesen - eine biomechanische Studie. 23. Mai 2008 [zitiert 3. November 2019]; Verfügbar unter: <http://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2008/0357>
 90. Aesculab AG. Metha Kurzschaft-Hüftendoprothesensystem Evolving the State of Arthroplasty [Internet]. 2019. Verfügbar unter: <http://itmedica.com/wp-content/uploads/2017/01/Metha.pdf>
 91. Kurzschaftendoprothetik [Internet]. B.Braun. 2019 [zitiert 3. November 2019]. Verfügbar unter: <https://www.bb Braun.de/de/patienten/orthopaedische-eingriffe/huefte/kurzschafendoprothetik.html#muskel-und-weichteilschonung>
 92. Galakatos GR. Direct Anterior Total Hip Arthroplasty. *Mo Med*. Dezember 2018;115(6):537–41.
 93. Wetzel R, Dorsch M. [Minimally invasive approach to implantation of a hip endoprosthesis]. *Orthopade*. Juli 2006;35(7):738–43.
 94. Kennon RE, Keggi MJ, Keggi KJ. [The minimally invasive anterior approach to hip arthroplasty]. *Orthopade*. Juli 2006;35(7):731–7.
 95. Röttinger H. [The MIS anterolateral approach for THA]. *Orthopade*. Juli 2006;35(7):708, 710–5.
 96. Queen RM, Appleton JS, Butler RJ, Newman ET, Kelley SS, Attarian DE, u. a. Total hip arthroplasty surgical approach does not alter postoperative gait mechanics one year after surgery. *PM R*. März 2014;6(3):221–6; quiz 226.
 97. Gristina AG, Rovere GD, Nicasastro JF, Burke JG. Posterior approach for total hip arthroplasty. *South Med J*. Januar 1980;73(1):51–4.
 98. Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S, Oberthaler W. The transgluteal approach to the hip joint. *Arch Orthop Trauma Surg Arch Orthopadische Unf-Chir*. Oktober 1979;95(1–2):47–9.
 99. Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. Age-related appearance of muscle trauma in primary total hip arthroplasty and the benefit of a minimally invasive approach for patients older than 70 years. *Int Orthop*. Februar 2011;35(2):165–71.
 100. Laffosse JM, Chiron P, Molinier F, Bensafi H, Puget J. Prospective and comparative study of the anterolateral mini-invasive approach versus minimally invasive posterior approach for primary total hip replacement. Early results. *Int Orthop*. 10. Oktober 2007;31(5):597–603.
 101. Oinuma K, Eingartner C, Saito Y, Shiratsuchi H. Minimalinvasiver, direkter vorderer Zugang zur Implantation einer Hüfttotalendoprothese. *Oper Orthop Traumatol*. August 2007;19(3):310–26.
 102. Mittlmeier T, Rosenbaum D. Klinische Ganganalyse. *Unfallchirurg*. August 2005;108(8):614–29.
 103. Kramers de Quervain IA. Ganganalyse beim Gehen und Laufen. *Schweiz Z Für Sportmed Sporttraumatologie*. 2008;56(2):S. 35–42.
 104. Stief F, Drongelen S van, Brenneis M, Tarhan T, Fey B, Meurer A. Influence of Hip Geometry Reconstruction on Frontal Plane Hip and Knee Joint Moments During Walking Following Primary Total Hip Replacement. *J Arthroplasty [Internet]*. 27. Juli 2019 [zitiert 26. Oktober 2019];0(0). Verfügbar unter: [https://www.arthroplastyjournal.org/article/S0883-5403\(19\)30711-9/abstract](https://www.arthroplastyjournal.org/article/S0883-5403(19)30711-9/abstract)
 105. Vogt L, Banzer W, Goethe-Universität JW. Standards der Sportmedizin Ganganalyse. :2.
 106. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002;10(3):222–31.
 107. Götz-Neumann K. Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie. 4. Auflage. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag; 2016. 211 S. (Physiofachbuch).
 108. Hughes J, Jacobs N. Normal human locomotion. *Prosthet Orthot Int*. April 1979;3(1):4–12.
 109. Quervain IAK, Stüssi E, Stacoff A. 1 Institut für Biomechanik, ETH Zürich 2 Schulthess Klinik Zürich. :8.
 110. Gandbhir VN, Rayi A. Trendelenburg Gait. In: *StatPearls [Internet]*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2019 [zitiert 25. Oktober 2019]. Verfügbar unter: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541094/>
 111. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J Orthop Res*. 1990;8(3):383–92.

112. Ferguson CJ. An effect size primer: A guide for clinicians and researchers. *Prof Psychol Res Pract.* 2009;40(5):532–8.
113. Stulz N. Effektstärken: Zur klinischen Relevanz von Studienergebnissen. *PPmP - Psychother · Psychosom · Med Psychol.* Juli 2012;62(7):288–9.
114. Ellis PD. *The Essential Guide to Effect Sizes: Statistical Power, Meta-Analysis, and the Interpretation of Research Results* [Internet]. Cambridge: Cambridge University Press; 2010 [zitiert 25. November 2019]. Verfügbar unter: <http://ebooks.cambridge.org/ref/id/CBO9780511761676>
115. Yoo J-I, Cha Y-H, Kim K-J, Kim H-Y, Choy W-S, Hwang S-C. Gait analysis after total hip arthroplasty using direct anterior approach versus anterolateral approach: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 8. Februar 2019;20(1):63.
116. Moyer R, Lanting B, Marsh J, Al-Jurayyan A, Churchill L, Howard J, u. a. Postoperative Gait Mechanics After Total Hip Arthroplasty: A Systematic Review and Meta-Analysis. *JBJS Rev.* 2018;6(11):e1.
117. Nishimura M, Takahira N, Fukushima K, Uchiyama K, Moriya M, Yamamoto T. Comparison of Gait Motion Including Postoperative Trunk Deflection Between Direct Lateral and Anterolateral Approaches in Supine Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2016;31(7):1603–8.
118. Queen RM, Schaeffer JF, Butler RJ, Berasi CC, Kelley SS, Attarian DE, u. a. Does surgical approach during total hip arthroplasty alter gait recovery during the first year following surgery? *J Arthroplasty.* Oktober 2013;28(9):1639–43.
119. Müller M, Schwachmeyer V, Tohtz S, Taylor WR, Duda GN, Perka C, u. a. The direct lateral approach: impact on gait patterns, foot progression angle and pain in comparison with a minimally invasive anterolateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg.* Mai 2012;132(5):725–31.
120. Kiss RM, Illyés Á. Comparison of gait parameters in patients following total hip arthroplasty with a direct-lateral or antero-lateral surgical approach. *Hum Mov Sci.* 1. Oktober 2012;31(5):1302–16.
121. Martin R, Clayson PE, Troussel S, Fraser BP, Docquier P-L. Anterolateral minimally invasive total hip arthroplasty: a prospective randomized controlled study with a follow-up of 1 year. *J Arthroplasty.* Dezember 2011;26(8):1362–72.
122. Queen RM, Butler RJ, Watters TS, Kelley SS, Attarian DE, Bolognesi MP. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on postoperative gait mechanics. *J Arthroplasty.* September 2011;26(6 Suppl):66–71.
123. Palieri G, Vetrano M, Mangone M, Cereti M, Bemporad J, Roselli G, u. a. Surgical access and damage extent after total hip arthroplasty influence early gait pattern and guide rehabilitation treatment. *Eur J Phys Rehabil Med.* März 2011;47(1):9–17.
124. Pospischill M, Kranzl A, Attwenger B, Knahr K. Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis. *J Bone Joint Surg Am.* Februar 2010;92(2):328–37.
125. Leuchte S, Riedl K, Wohlrab D. [Immediate post-operative advantages of minimally invasive hip replacement - results of symmetry and load from the measurement of ground reaction force]. *Z Orthopädie Unfallchirurgie.* Februar 2009;147(1):69–78.
126. Leuchte S, Luchs A, Wohlrab D. Ergebnisse aus Messungen der Bodenreaktionskraft vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese bei unterschiedlichen Operationszugängen. *Z Für Orthop Ihre Grenzgeb.* Januar 2007;145(1):74–80.
127. Böhm H, Hagemeyer D, Thummerer Y, Kipping R, Stöckle U, Scheuerer K. 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.* Februar 2016;44:110–5.
128. Foucher KC, Wimmer MA, Moio KC, Hildebrand M, Berli MC, Walker MR, u. a. Time course and extent of functional recovery during the first postoperative year after minimally invasive total hip arthroplasty with two different surgical approaches—a randomized controlled trial. *J Biomech.* 3. Februar 2011;44(3):372–8.
129. Klausmeier V, Lugade V, Jewett BA, Collis DK, Chou L-S. Is there faster recovery with an anterior or anterolateral THA? A pilot study. *Clin Orthop.* Februar 2010;468(2):533–41.
130. Ward SR, Jones RE, Long WT, Thomas DJ, Dorr LD. Functional recovery of muscles after minimally invasive total hip arthroplasty. *Instr Course Lect.* 2008;57:249–54.
131. Müller M, Tohtz S, Springer I, Dewey M, Perka C. Randomized controlled trial of abductor muscle damage in relation to the surgical approach for primary total hip replacement: minimally

- invasive anterolateral versus modified direct lateral approach. *Arch Orthop Trauma Surg.* Februar 2011;131(2):179–89.
132. Zügner R, Tranberg R, Puretic G, Kärrholm J. 1-stage bilateral total hip arthroplasty operation in 22 patients with use of short and standard stem length on either side: gait analysis 1 and 2 years after bilateral THA. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* Juli 2018;28(4):391–9.
133. Müller M, Tohtz S, Dewey M, Springer I, Perka C. Evidence of reduced muscle trauma through a minimally invasive anterolateral approach by means of MRI. *Clin Orthop.* Dezember 2010;468(12):3192–200.
134. Landgraeber S, Quitmann H, Güth S, Haversath M, Kowalczyk W, Kecskeméthy A, u. a. A prospective randomized peri- and post-operative comparison of the minimally invasive anterolateral approach versus the lateral approach. *Orthop Rev.* 2013;5(3):e19.
135. Weber T, Al-Munajjed AA, Verkerke GJ, Dendorfer S, Renkawitz T. Influence of minimally invasive total hip replacement on hip reaction forces and their orientations. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* Dezember 2014;32(12):1680–7.
136. van Oldenrijk J, Hoogland PVJM, Tuijthof GJM, Corveleijn R, Noordenbos TWH, Schafroth MU. Soft tissue damage after minimally invasive THA. *Acta Orthop.* Dezember 2010;81(6):696–702.
137. Roth A, Venbrocks RA. Total hip replacement through a minimally invasive, anterolateral approach with the patient supine. *Oper Orthopädie Traumatol.* Dezember 2007;19(5–6):442–57.
138. Meneghini RM, Smits SA, Swinford RR, Bahamonde RE. A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: comprehensive gait analysis. *J Arthroplasty.* September 2008;23(6 Suppl 1):68–73.
139. Foucher KC. Identifying clinically meaningful benchmarks for gait improvement after total hip arthroplasty. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* Januar 2016;34(1):88–96.
140. Colgan G, Walsh M, Bennett D, Rice J, O'Brien T. Gait analysis and hip extensor function early post total hip replacement. *J Orthop.* 1. September 2016;13(3):171–6.
141. Foucher KC, Freels S. Preoperative factors associated with postoperative gait kinematics and kinetics after total hip arthroplasty. *Osteoarthritis Cartilage.* Oktober 2015;23(10):1685–94.
142. Rathod PA, Orishimo KF, Kremenec IJ, Deshmukh AJ, Rodriguez JA. Similar Improvement in Gait Parameters Following Direct Anterior & Posterior Approach Total Hip Arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1. Juni 2014;29(6):1261–4.
143. Zagra L, Anasetti F, Bianchi L, Licari V, Giacometti Ceroni R. No Difference in Gait Recovery After THA With Different Head Diameters: A Prospective Randomized Study. *Clin Orthop.* Dezember 2013;471(12):3830–7.
144. Horstmann T, Listringhaus R, Haase G-B, Grau S, Mündermann A. Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six-month follow-up. *Clin Biomech.* 1. August 2013;28(7):762–9.
145. Ewen AM, Stewart S, St Clair Gibson A, Kashyap SN, Caplan N. Post-operative gait analysis in total hip replacement patients—A review of current literature and meta-analysis. *Gait Posture.* 1. Mai 2012;36(1):1–6.
146. Ajemian S, Thon D, Clare P, Kaul L, Zernicke RF, Loitz-Ramage B. Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 1. Dezember 2004;85(12):1966–71.
147. Miki H, Sugano N, Hagio K, Nishii T, Kawakami H, Kakimoto A, u. a. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *J Biomech.* 1. April 2004;37(4):443–55.
148. Foucher KC, Hurwitz DE, Wimmer MA. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *J Biomech.* 2007;40(15):3432–7.
149. Krych AJ, Pagnano MW, Wood KAC, Meneghini RM, Kaufman KR. No Strength or Gait Benefit of Two-incision THA: A Brief Followup at 1 Year. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469:1110–8.
150. Krych AJ, Pagnano MW, Wood KC, Meneghini RM, Kaufmann K. No Benefit of the Two-incision THA over Mini-posterior THA: A Pilot Study of Strength and Gait. *Clin Orthop Relat Res.* 1. Februar 2010;468(2):565–70.
151. Murray MP, Gore DR, Brewer BJ, Gardner GM, Sepic SB. A Comparison of the Functional Performance of Patients with Charnley and Müller Total Hip Replacement: *A Two-Year Follow-up of Eighty-Nine Cases.* *Acta Orthop Scand.* Januar 1979;50(5):563–9.
152. Wall JC, Ashburn A, Klenerman L. Gait analysis in the assessment of functional performance

- before and after total hip replacement. *J Biomed Eng.* 1. April 1981;3(2):121–7.
153. Karaismailoglu B. Letter regarding „1-stage bilateral total hip arthroplasty operation in 22 patients with use of short and standard stem length on either side: gait analysis 1 and 2 years after bilateral THA“, by Zügner R et al. *Hip Int J Clin Exp Res Hip Pathol Ther.* November 2019;29(6):NP4–5.
154. Baker R. Gait analysis methods in rehabilitation. *J Neuroengineering Rehabil.* 2. März 2006;3:4.
155. Petis S, Howard J, Lanting B, Jones I, Birmingham T, Vasarhelyi E. Comparing the anterior, posterior and lateral approach: gait analysis in total hip arthroplasty. *Can J Surg J Can Chir.* 2017;60(6):3217.
156. Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, Starr R, Erhart J, Bhave A. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* Januar 2007;22(1):100–8.
157. Lavigne M, Therrien M, Nantel J, Roy A, Prince F, Vendittoli P-A. The John Charnley Award: The functional outcome of hip resurfacing and large-head THA is the same: a randomized, double-blind study. *Clin Orthop.* Februar 2010;468(2):326–36.
158. Behery OA, Foucher KC. Are Harris hip scores and gait mechanics related before and after THA? *Clin Orthop.* November 2014;472(11):3452–61.
159. Becker O, Jakobowitz E, Budde S, von Lewinski G, Windhagen H, Flörkemeier T. Vergleich des minimal-invasiven anterolateralen und transglutealen Zugangs in der Hüftendoprothetik mittels instrumenteller Ganganalysen. In Online; 2020 [zitiert 16. März 2021]. S. s-0040-1717261. Verfügbar unter: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-0040-1717261>

8 *Abbildungsverzeichnis*

Abbildung 1: Röntgenaufnahme der linken Hüfte mit typischen Zeichen der Koxarthrose. Eigene Abbildung aus dem Archiv der Orthopädische Klinik der MHH.	6
Abbildung 2; Röntgenbild einer Bicontact- Prothese als Beispiel für eine Geradschaftprothese. Eigene Abbildung aus dem Archiv der orthopädischen Klinik der MHH.	13
Abbildung 3: Röntgenbild einer Metha®- Prothese als Beispiel für eine Kurzschaftprothese.Eigene Abbildung aus dem Archiv der orthopädischen Klinik der MHH.	14
Abbildung 4: Überblick über Operationszugänge zum Hüftgelenk. Privatarchiv von PD Dr. med. Thilo Flörkemeier, Orthopädische Klinik der MHH.	16
Abbildung 5: Graphische Darstellung der Gangphasen; Abb. 1 aus Mittlmeier T, Rosenbaum D. : "Klinische Ganganalyse." Unfallchirurg August 2005. Die Nutzung der Abbildung wurde freundlicherweise am 09.12.2019 von SpringerNature genehmigt.....	21
Abbildung 6: Hüftmomente der Frontalebene im Gangzyklus. Eigene Abbildung.....	23
Abbildung 7: Hüftmomente der Sagittalebene im Gangzyklus. Eigene Abbildung.	23
Abbildung 8: Das OrthoGo Ganglabor Hannover. Eigene Abbildung.	30
Abbildung 9: MXF 20 Infrarotkamera des OrthoGo Ganglabores Hannover. Eigene Abbildung.	30
Abbildung 10:Platzierung der reflektierenden Marker. Ansicht von ventral, dorsal und lateral. Eigene Abbildung.....	31
Abbildung 11: Durchführung einer Ganganalyse. Der Proband trifft auf die Kraftmessplatten. Eigene Abbildung.....	31
Abbildung 12: Extrempunkte des Hüftmoments in der Frontalebene. Eigene Abbildung.....	32
Abbildung 13: Extrempunkte des Hüftmoments in der Sagittalebene. Eigene Abbildung.	33

Abbildung 14: Graphische Darstellung der AUC der Hüftmomente der Sagittalebene. Eigene Abbildung.....	36
Abbildung 15: Graphische Darstellung der Hüftmomente der Frontalebene. Eigene Abbildung.....	36
Abbildung 16: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene AUC. Eigene Abbildung...	92
Abbildung 17: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Hochpunkt 2. Eigene Abbildung.....	92
Abbildung 18: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Tiefpunkt 1. Eigene Abbildung.....	93
Abbildung 19: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Hochpunkt 3. Eigene Abbildung.....	93
Abbildung 20: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene AUC. Eigene Abbildung. .	94
Abbildung 21: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Hochpunkt 1. Eigene Abbildung.....	94
Abbildung 22: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Tiefpunkt 2. Eigene Abbildung.....	95
Abbildung 23: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Hochpunkt 3. Eigene Abbildung.....	95
Abbildung 24: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene AUC. Eigene Abbildung.	97
Abbildung 25: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene HP2. Eigene Abbildung.....	97
Abbildung 26: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene TP1. Eigene Abbildung.....	98
Abbildung 27: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene HP3. Eigene Abbildung.....	98
Abbildung 28: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz HP2. Eigene Abbildung.	99
Abbildung 29: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz TP1. Eigene Abbildung.....	99
Abbildung 30: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz HP3. Eigene Abbildung.	100
Abbildung 31: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene AUC. Eigene Abbildung.	100
Abbildung 32: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene HP1. Eigene Abbildung.....	101
Abbildung 33: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene TP2. Eigene Abbildung.....	101
Abbildung 34: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene HP3. Eigene Abbildung.....	102
Abbildung 35: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz HP1. Eigene Abbildung.	102
Abbildung 36: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz TP2. Eigene Abbildung.....	103

Abbildung 37: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz HP3. Eigene Abbildung.	103
--	-----

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gangphasen des physiologischen Gangs; Quelle: (107).....	21
Tabelle 2: Geschlechts-, Alters-, Körpergrößen- und BMI- Verteilung des Patientenkollektivs. Eigene Tabelle.	32
Tabelle 3: Beschreibung der Vorgangsweise bei Vorliegen unklarer Extrempunkte. Eigene Tabelle..	34
Tabelle 4: Übersicht zur Teilnahme der Probanden an Nachuntersuchungen. Eigene Tabelle.	38
Tabelle 5: Absolute und relative Häufigkeiten, in denen die Extrempunkte der Hüftmomente markiert werden konnten. Eigene Tabelle.	39
Tabelle 6: Absolute und relative Häufigkeiten, in denen die Differenzen der Hüftmomente berechnet werden konnten. Eigene Tabelle.	39
Tabelle 7: Interpretation der Effektstärke nach Cohen, abgewandelt durch Ellis. Quelle: (114)	42
Tabelle 8: Literaturübersicht Übersichtsarbeiten zum Vergleich ALMIS und TG in Ganganalysen. Eigene Tabelle.....	45
Tabelle 9: Literaturübersicht prospektiver Studien zum Vergleich ALMIS und TG in Ganganalysen. Eigene Tabelle.....	51
Tabelle 10: Literaturübersicht zum Vergleich des ALMIS Zugangs mit weiteren Zugangswegen. Eigene Tabelle.	53
Tabelle 11: Durchschnittsalter, Anteil weiblicher Probanden und BMI in den Gruppen ALMIS und TG. Eigene Tabelle.....	54
Tabelle 12: Literaturübersicht zur Regeneration von Ganganalyseparametern nach Hüftendoprothetik. Eigene Tabelle.....	66
Tabelle 13: Zusammenfassung der Ergebnisse verschiedener Studien zur Regeneration von Hüftmomenten nach Hüftendoprothetik. Eigene Tabelle.	70
Tabelle 14: Ergebnisse des unabhängigen t-Tests im Vergleich von ALMIS und TG. Eigene Tabelle.	91
Tabelle 15: Ergebnisse der ANOVA mit Messwiederholung zur Untersuchung der Zeitabhängigkeit der Hüftmomente. Eigene Tabelle.	96

10 Anhang

10.1 Ergebnisse aus dem Vergleich des transglutealen und des anterolateralen Zugangs

Variable	Untersuchungszeitpunkt	N (ALMIS)	M (ALMIS)	SD (ALMIS)	N (TG)	M (TG)	SD (TG)	p- Wert
Frontalebene HP2	Prä OP	30	0,821	0,184	30	0,750	0,214	0,169
Frontalebene TP1	Prä OP	30	0,572	0,158	30	0,520	0,139	0,183
Frontalebene HP3	Prä OP	30	0,737	0,199	30	0,640	0,210	0,072
Frontalebene Diff. HP2	Prä OP	30	0,056	0,185	30	0,076	0,260	0,725
Frontalebene Diff. TP1	Prä OP	30	-0,012	0,138	29	0,003	0,159	0,708
Frontalebene Diff. HP3	Prä OP	30	0,000	0,222	30	0,051	0,234	0,393
Frontalebene AUC	Prä OP	30	0,570	0,131	30	0,512	0,134	0,093
Sagittalebene HP1	Prä OP	30	0,657	0,394	28	0,776	0,302	0,204
Sagittalebene TP2	Prä OP	30	-0,568	0,287	29	-0,479	0,369	0,303
Sagittalebene HP3	Prä OP	30	-0,224	0,199	28	-0,179	0,217	0,408
Sagittalebene Diff. HP1	Prä OP	29	0,056	0,344	27	0,028	0,321	0,755
Sagittalebene Diff. TP2	Prä OP	30	-0,188	0,277	28	-0,261	0,309	0,346
Sagittalebene Diff. HP3	Prä OP	29	-0,065	0,130	25	-0,120	0,183	0,202
Sagittalebene AUC	Prä OP	30	0,333	0,099	30	0,364	0,125	0,303
Frontalebene HP2	3 Monate post OP	25	0,835	0,211	25	0,829	0,185	0,92
Frontalebene TP1	3 Monate post OP	25	0,545	0,127	25	0,544	0,120	0,986
Frontalebene HP3	3 Monate post OP	25	0,735	0,181	25	0,706	0,174	0,576

Variable	Untersuchungszeitpunkt	N (ALMIS)	M (ALMIS)	SD (ALMIS)	N (TG)	M (TG)	SD (TG)	p- Wert
Frontalebene Diff. HP2	3 Monate post OP	25	0,120	0,175	25	0,104	0,229	0,779
Frontalebene Diff. TP1	3 Monate post OP	25	0,024	0,112	24	-0,002	0,142	0,472
Frontalebene Diff. HP3	3 Monate post OP	25	0,025	0,168	24	0,016	0,215	0,869
Frontalebene AUC	3 Monate post OP	25	0,568	0,114	25	0,559	0,088	0,78
Sagittalebene HP1	3 Monate post OP	25	0,721	0,313	24	0,817	0,439	0,386
Sagittalebene TP2	3 Monate post OP	24	-0,728	0,302	23	-0,734	0,322	0,948
Sagittalebene HP3	3 Monate post OP	24	-0,325	0,161	23	-0,300	0,195	0,632
Sagittalebene Diff. HP1	3 Monate post OP	24	-0,016	0,324	24	0,080	0,309	0,299
Sagittalebene Diff. TP2	3 Monate post OP	24	-0,100	0,233	23	-0,197	0,264	0,189
Sagittalebene Diff. HP3	3 Monate post OP	22	0,010	0,114	23	0,027	0,154	0,674
Sagittalebene AUC	3 Monate post OP	25	0,397	0,120	25	0,418	0,136	0,577
Frontalebene HP2	6 Monate post OP	25	0,869	0,231	22	0,845	0,182	0,687
Frontalebene TP1	6 Monate post OP	25	0,535	0,129	21	0,481	0,125	0,164
Frontalebene HP3	6 Monate post OP	25	0,756	0,201	21	0,646	0,168	0,051
Frontalebene Diff. HP2	6 Monate post OP	25	0,074	0,194	22	0,062	0,199	0,834
Frontalebene Diff. TP1	6 Monate post OP	25	0,063	0,126	21	0,020	0,143	0,294
Frontalebene Diff. HP3	6 Monate post OP	25	0,092	0,182	21	0,058	0,220	0,572
Frontalebene AUC	6 Monate post OP	25	0,585	0,120	23	0,509	0,116	0,032
Sagittalebene HP1	6 Monate post OP	25	0,764	0,316	23	0,945	0,413	0,093
Sagittalebene TP2	6 Monate post OP	24	-0,800	0,252	23	-0,852	0,434	0,619
Sagittalebene HP3	6 Monate post OP	23	-0,362	0,150	22	-0,349	0,190	0,789

Variable	Untersuchungszeitpunkt	N (ALMIS)	M (ALMIS)	SD (ALMIS)	N (TG)	M (TG)	SD (TG)	p- Wert
Sagittalebene Diff. HP1	6 Monate post OP	24	-0,032	0,268	23	0,079	0,517	0,359
Sagittalebene Diff. TP2	6 Monate post OP	24	0,041	0,272	23	-0,041	0,371	0,39
Sagittalebene Diff. HP3	6 Monate post OP	21	0,022	0,134	22	0,027	0,131	0,902
Sagittalebene AUC	6 Monate post OP	25	0,423	0,133	23	0,479	0,190	0,243
Frontalebene HP2	12 Monate post OP	24	0,862	0,182	23	0,839	0,138	0,636
Frontalebene TP1	12 Monate post OP	24	0,496	0,099	22	0,458	0,141	0,294
Frontalebene HP3	12 Monate post OP	24	0,694	0,202	23	0,594	0,187	0,085
Frontalebene Diff. HP2	12 Monate post OP	24	0,065	0,137	23	0,070	0,116	0,878
Frontalebene Diff. TP1	12 Monate post OP	24	0,001	0,110	21	0,033	0,097	0,304
Frontalebene Diff. HP3	12 Monate post OP	24	0,038	0,159	22	0,090	0,176	0,3
Frontalebene AUC	12 Monate post OP	24	0,558	0,111	24	0,504	0,100	0,083
Sagittalebene HP1	12 Monate post OP	24	0,749	0,393	24	0,790	0,317	0,69
Sagittalebene TP2	12 Monate post OP	24	-0,934	0,231	24	-0,928	0,420	0,947
Sagittalebene HP3	12 Monate post OP	23	-0,443	0,199	23	-0,382	0,287	0,406
Sagittalebene Diff. HP1	12 Monate post OP	23	0,030	0,291	24	0,029	0,353	0,996
Sagittalebene Diff. TP2	12 Monate post OP	24	0,020	0,201	23	-0,020	0,378	0,654
Sagittalebene Diff. HP3	12 Monate post OP	23	0,060	0,181	23	-0,029	0,224	0,148
Sagittalebene AUC	12 Monate post OP	24	0,432	0,095	24	0,499	0,179	0,115

Tabelle 14: Ergebnisse des unabhängigen t-Tests im Vergleich von ALMIS und TG. N: Anzahl der Fälle, die in den jeweiligen Test eingeschlossen wurde. SD: Standardabweichung M: arithmetischer Mittelwert

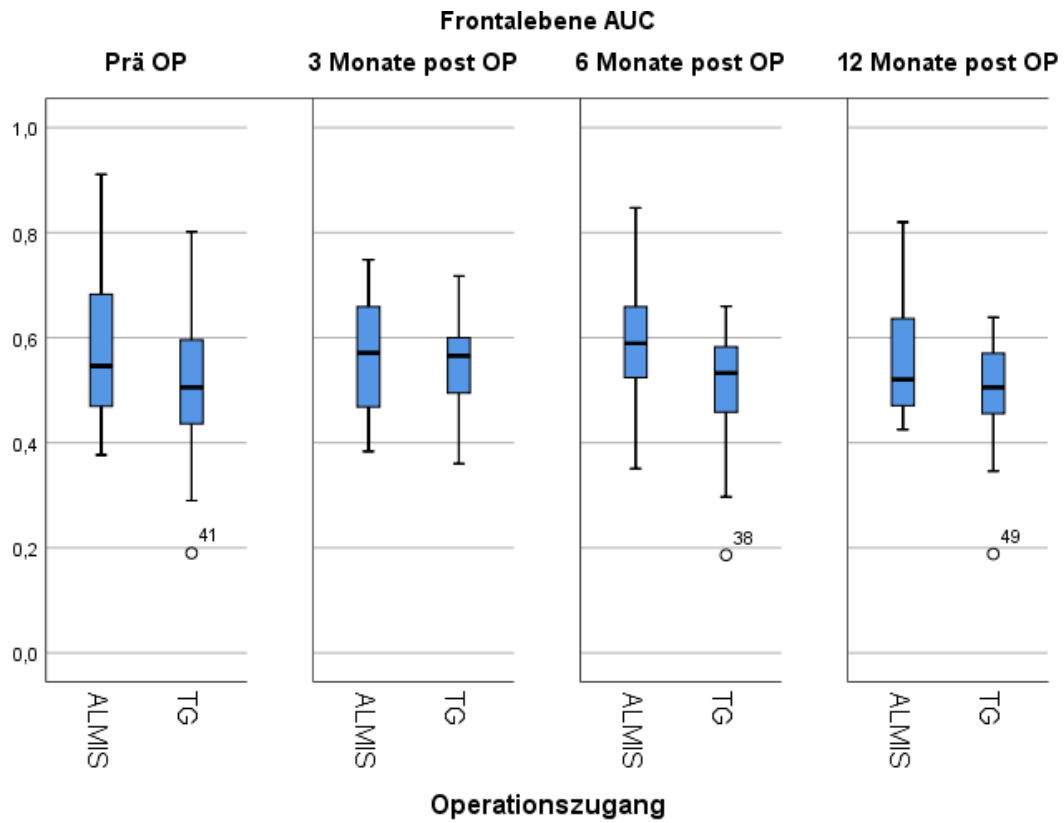


Abbildung 16: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene AUC

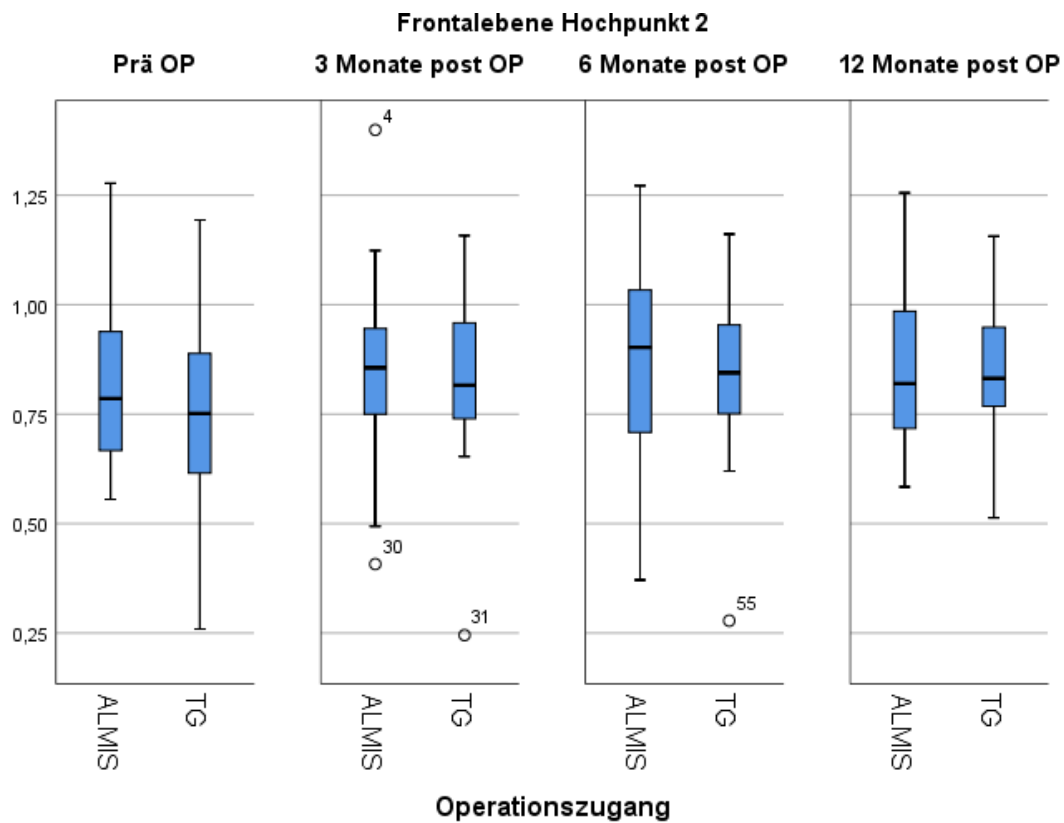


Abbildung 17: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Hochpunkt 2

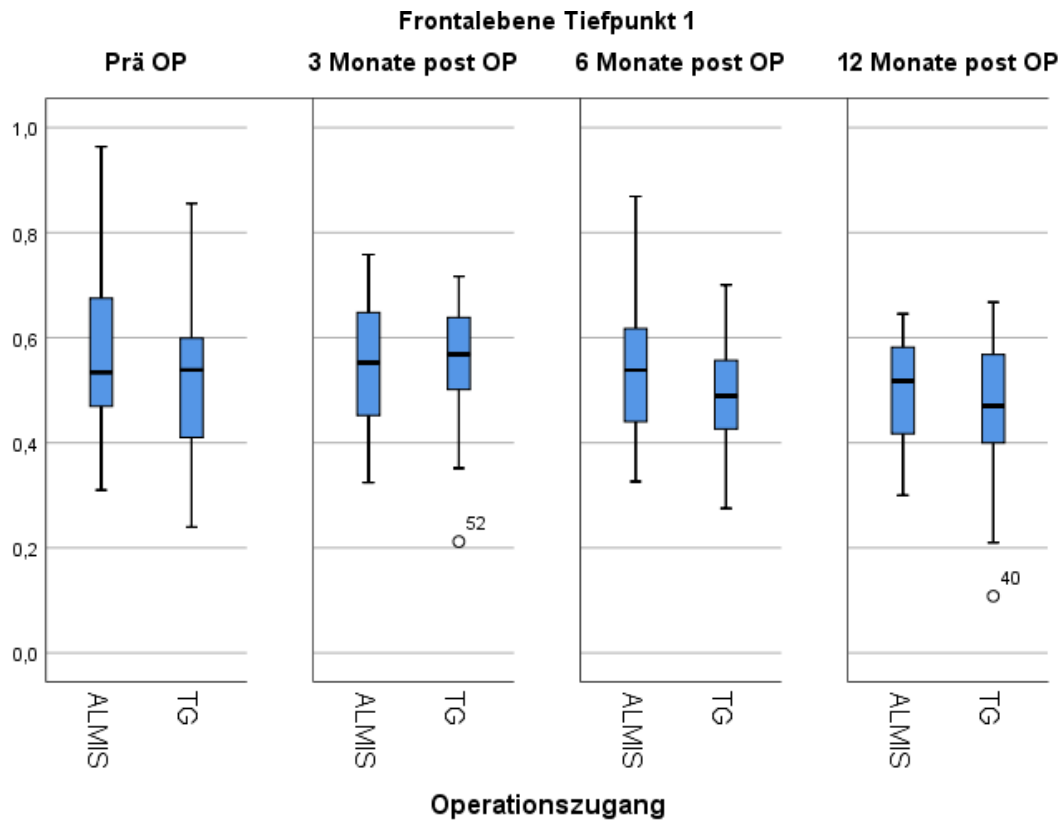


Abbildung 18: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Tiefpunkt 1

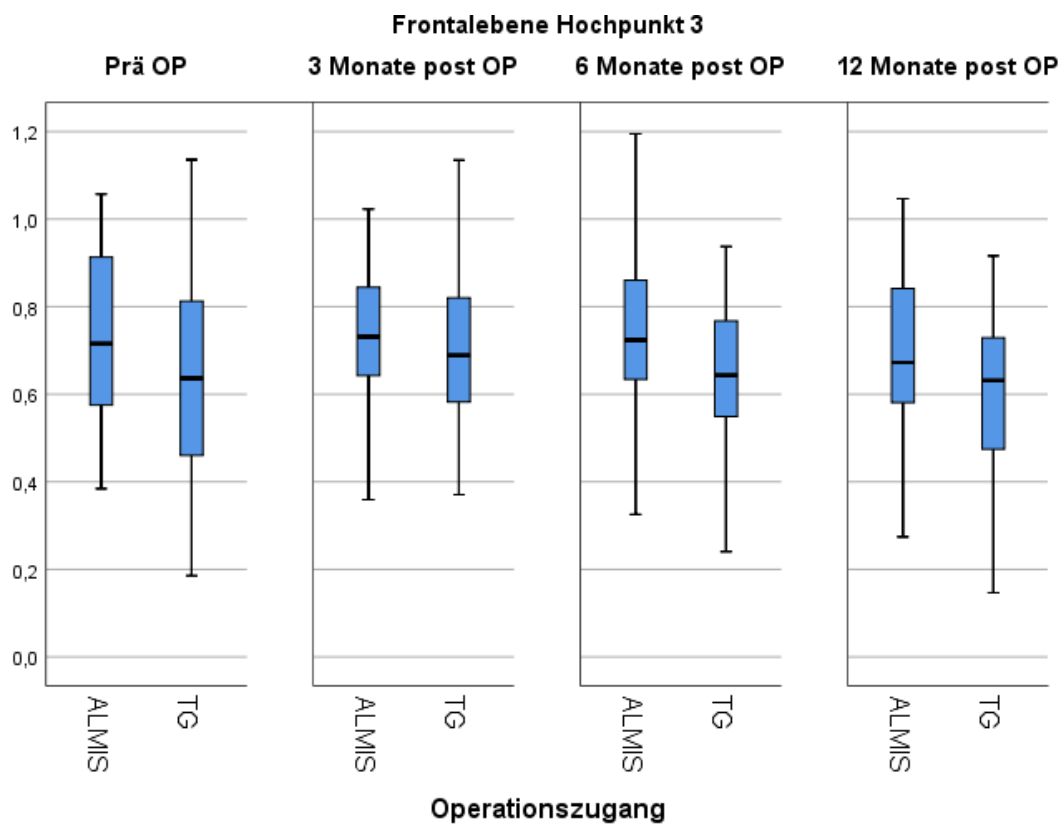


Abbildung 19: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Frontalebene Hochpunkt 3

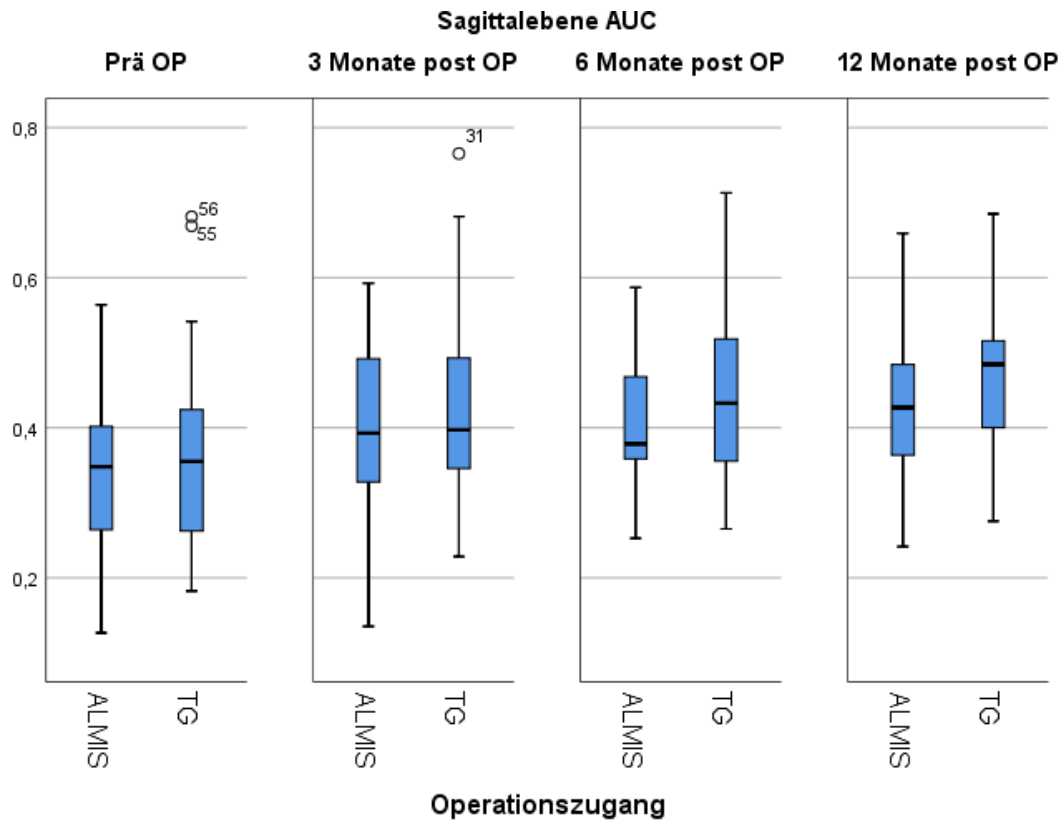


Abbildung 20: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene AUC

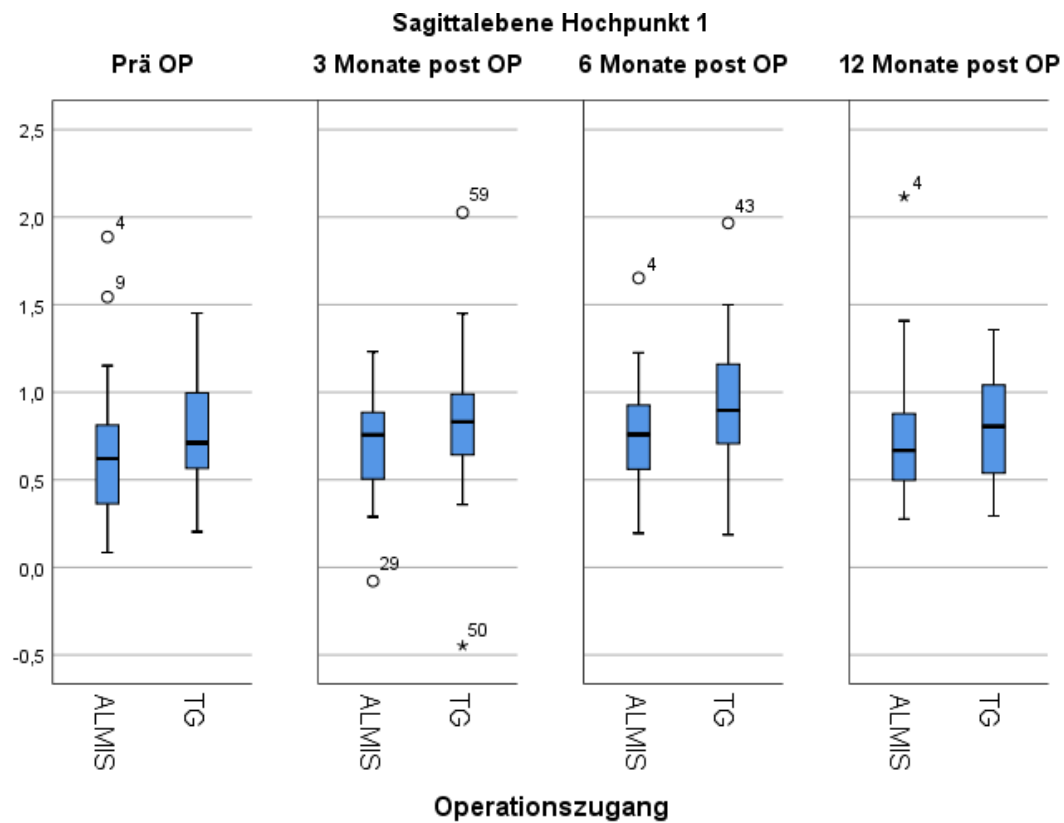


Abbildung 21: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Hochpunkt 1

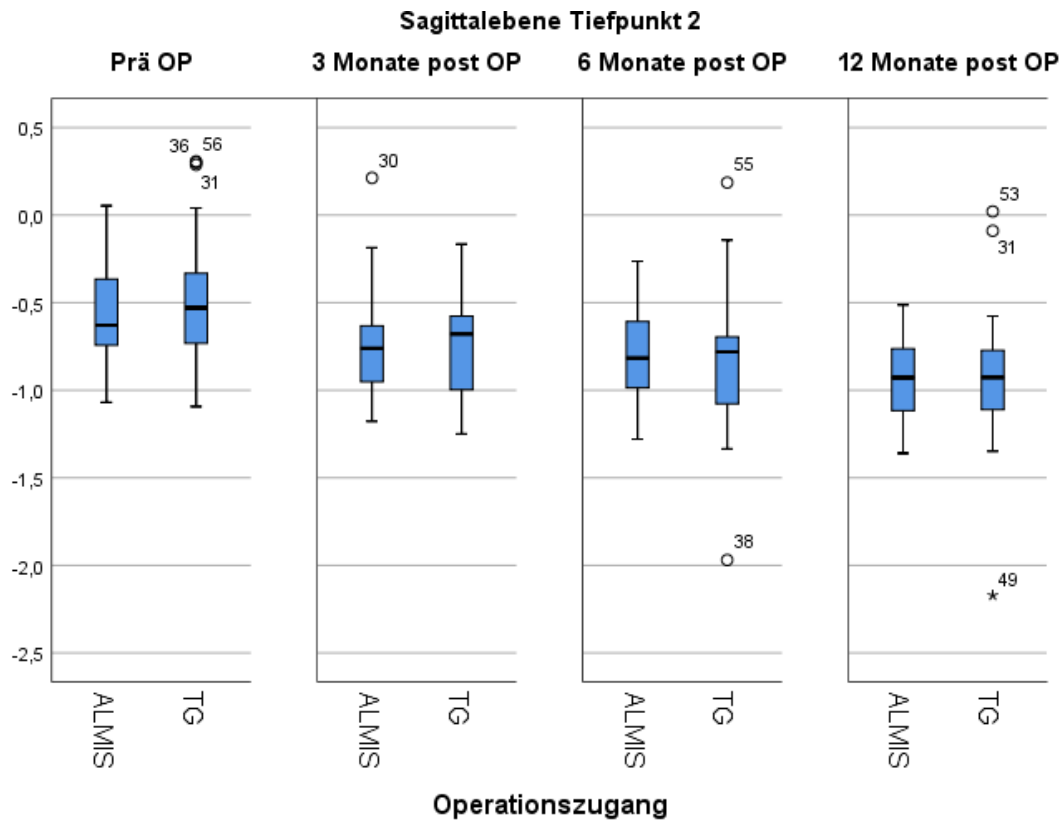


Abbildung 22: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Tiefpunkt 2

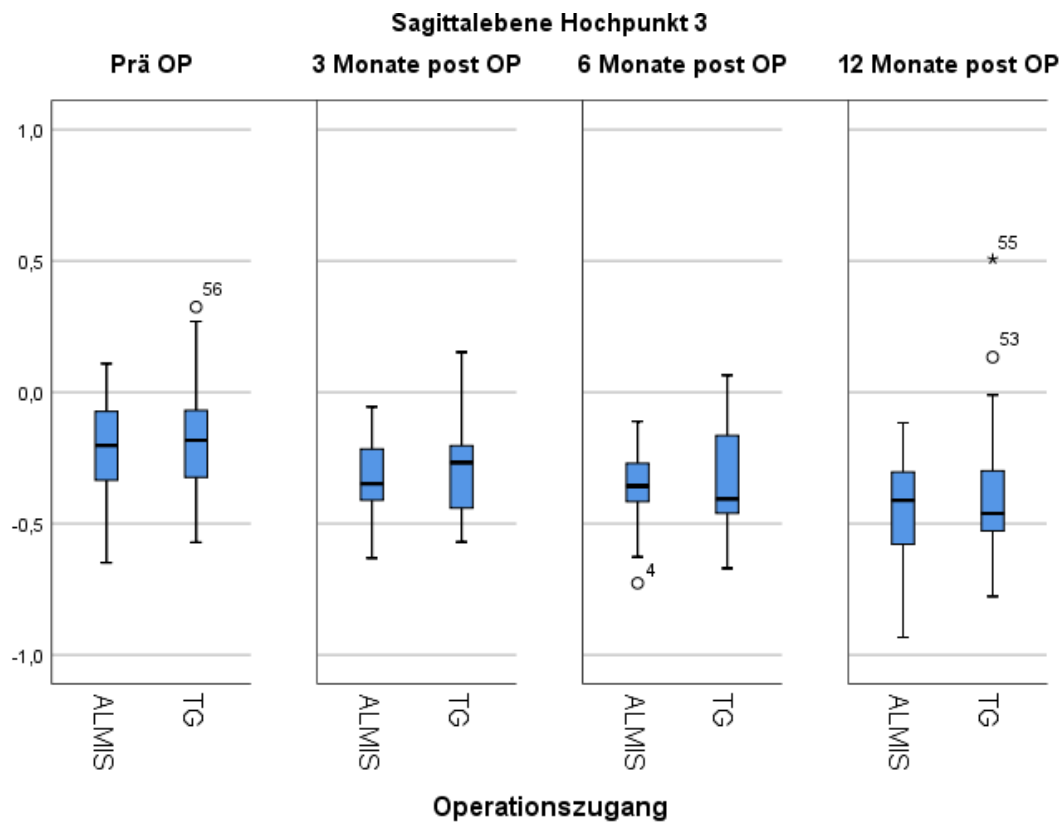


Abbildung 23: Vergleich von ALMIS und TG in Boxplots: Sagittalebene Hochpunkt 3

10.2 Ergebnisse der Untersuchung der Regeneration der Hüftmomente

Variable	N	M (Prä)	SD(Prä)	M (3M)	SD (3M)	M (6M)	SD (6M)	M (12M)	SD (12M)	F	Sig.	Partielles Eta Quadrat
Frontal AUC	37	0,543	0,133	0,564	0,101	0,551	0,126	0,534	0,106	0,53	0,664	0,014
Frontal HP2	35	0,765	0,190	0,830	0,218	0,838	0,214	0,839	0,172	1,64	0,185	0,046
Frontal TP1	34	0,561	0,159	0,540	0,122	0,522	0,130	0,493	0,110	2,56	0,059	0,072
Frontal HP3	34	0,706	0,210	0,747	0,164	0,733	0,176	0,672	0,163	1,55	0,206	0,045
Frontal Diff. HP2	35	0,081	0,240	0,095	0,224	0,092	0,203	0,075	0,118	0,14	0,937	0,004
Frontal Diff. TP1	34	-0,018	0,150	0,025	0,132	0,047	0,130	0,027	0,081	2,27	0,085	0,064
Frontal Diff. HP3	34	0,031	0,232	0,018	0,212	0,087	0,198	0,198	0,122	1,24	0,301	0,036
Sagittal AUC	37	0,325	0,114	0,410	0,135	0,456	0,178	0,469	0,161	9,98	0,000	0,217
Sagittal HP1	35	0,680	0,346	0,707	0,357	0,825	0,382	0,820	0,376	3,28	0,024	0,088
Sagittal TP2	34	-0,520	0,261	-0,687	0,335	-0,813	0,369	-0,949	0,345	13,00	0,000	0,283
Sagittal HP3	32	-0,212	0,190	-0,282	0,177	-0,341	0,186	-0,428	0,225	16,85	0,000 (GG)	0,352
Sagittal Diff. HP1	33	0,105	0,293	0,024	0,327	0,049	0,389	0,013	0,363	0,64	0,589	0,02
Sagittal Diff. TP2	34	-0,227	0,331	-0,156	0,278	-0,022	0,363	0,033	0,309	7,05	0,000	0,176
Sagittal Diff. HP3	30	-0,114	0,189	0,005	0,149	0,014	0,144	0,018	0,144	6,99	0,000	0,194

Tabelle 15: Ergebnisse der ANOVA mit Messwiederholung zur Untersuchung der Zeitabhängigkeit der Hüftmomente. M: arithmetischer Mittelwert; SD: Standardabweichung; Sig.: Signifikanz; Prä: Prä-OP; 3/6/12M: 3/6/12 Monate post-OP

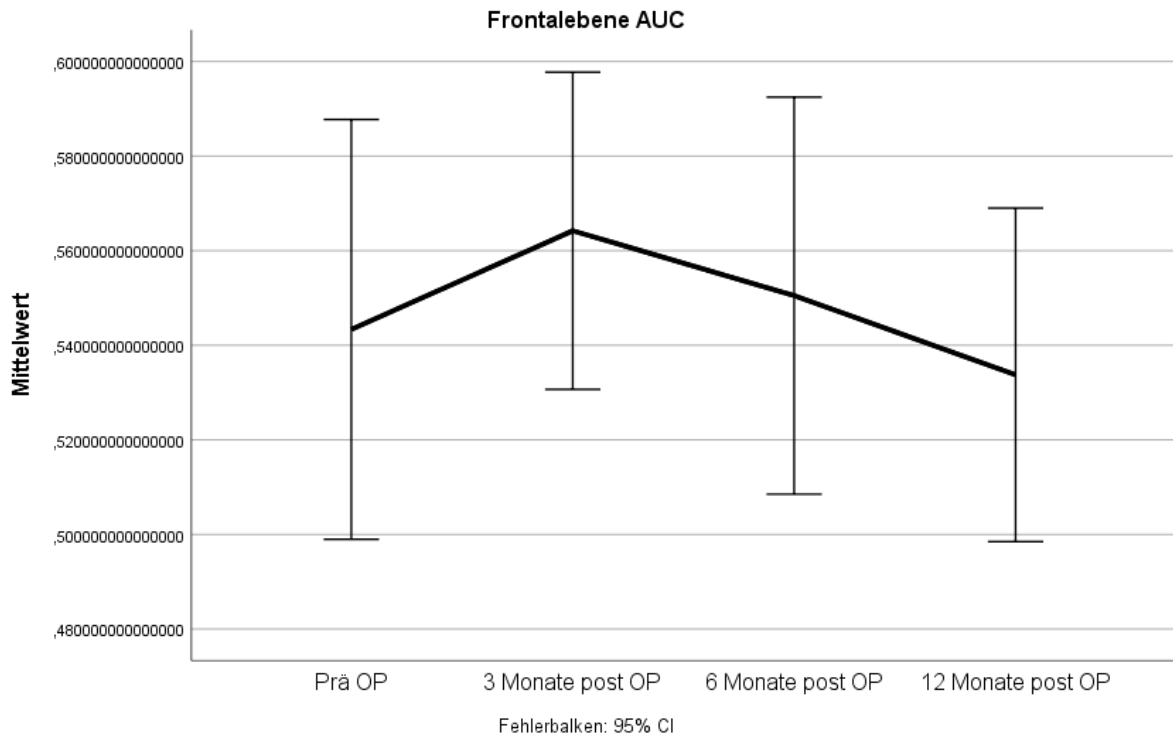


Abbildung 24: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene AUC

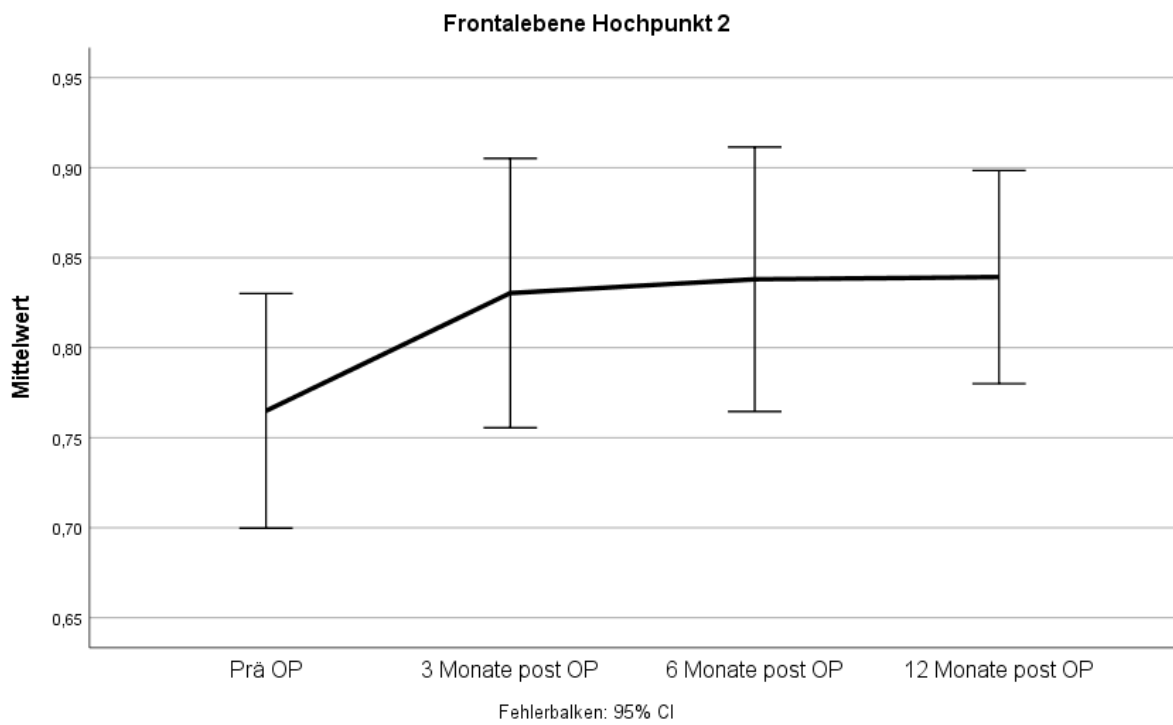


Abbildung 25: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene HP2

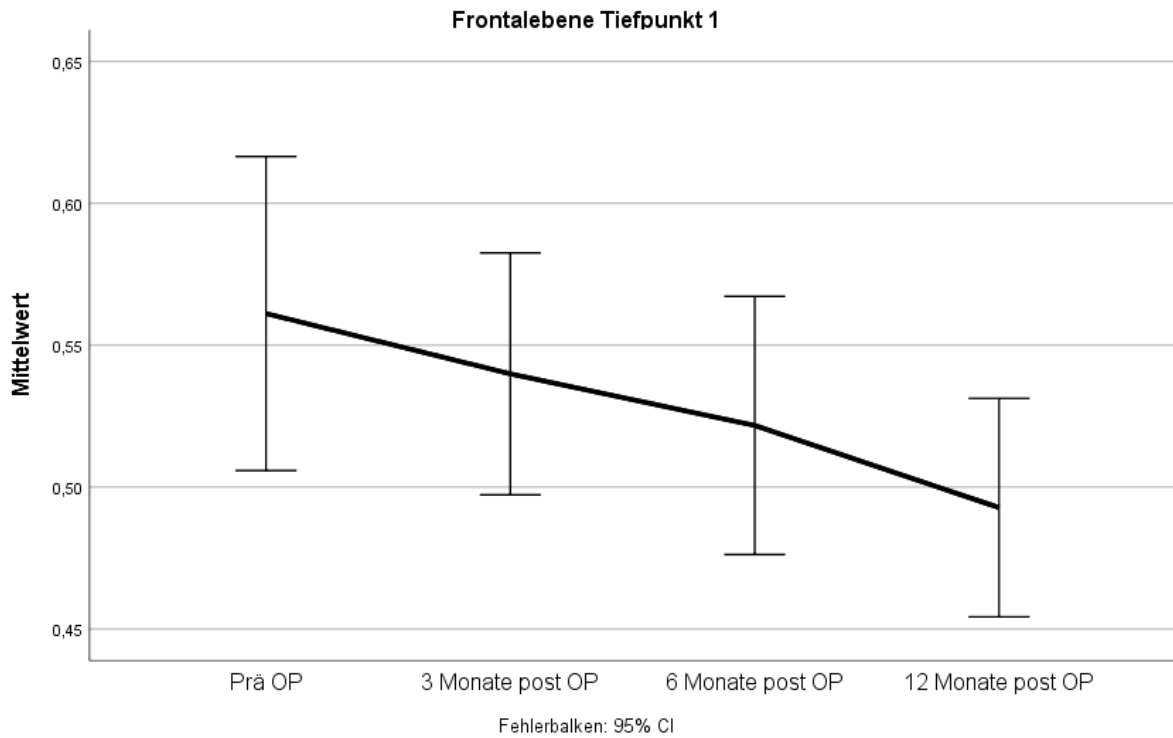


Abbildung 26: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene TP1

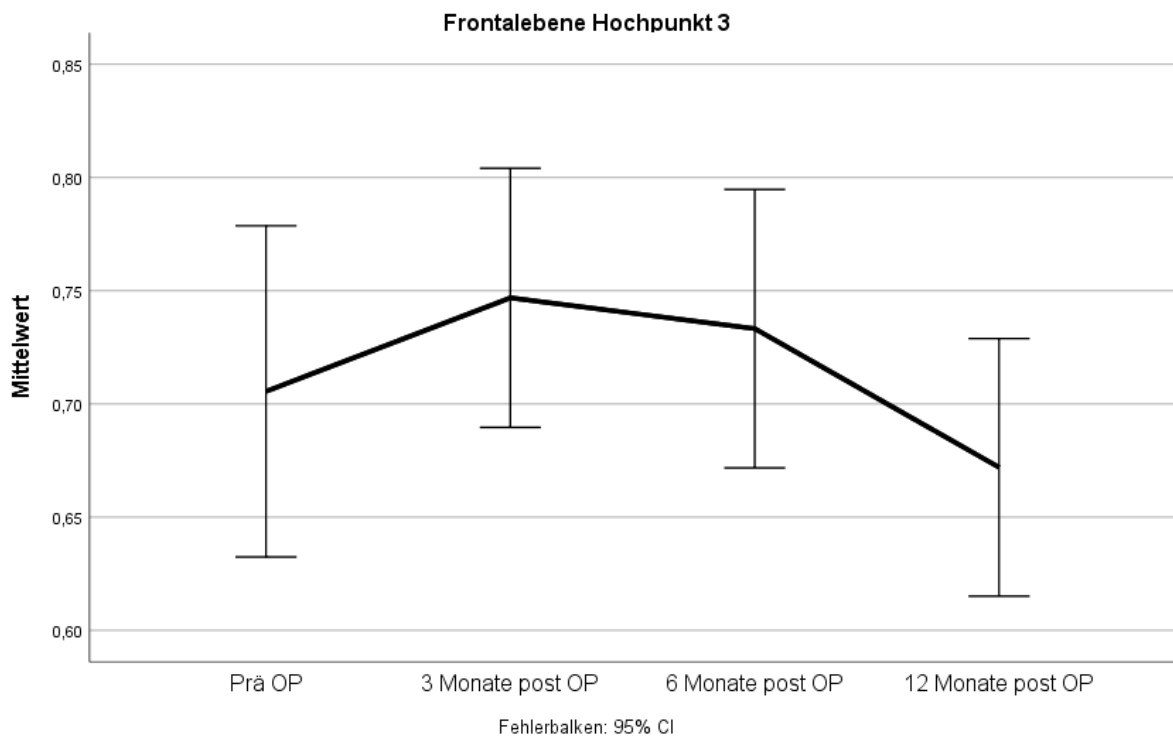


Abbildung 27: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene HP3

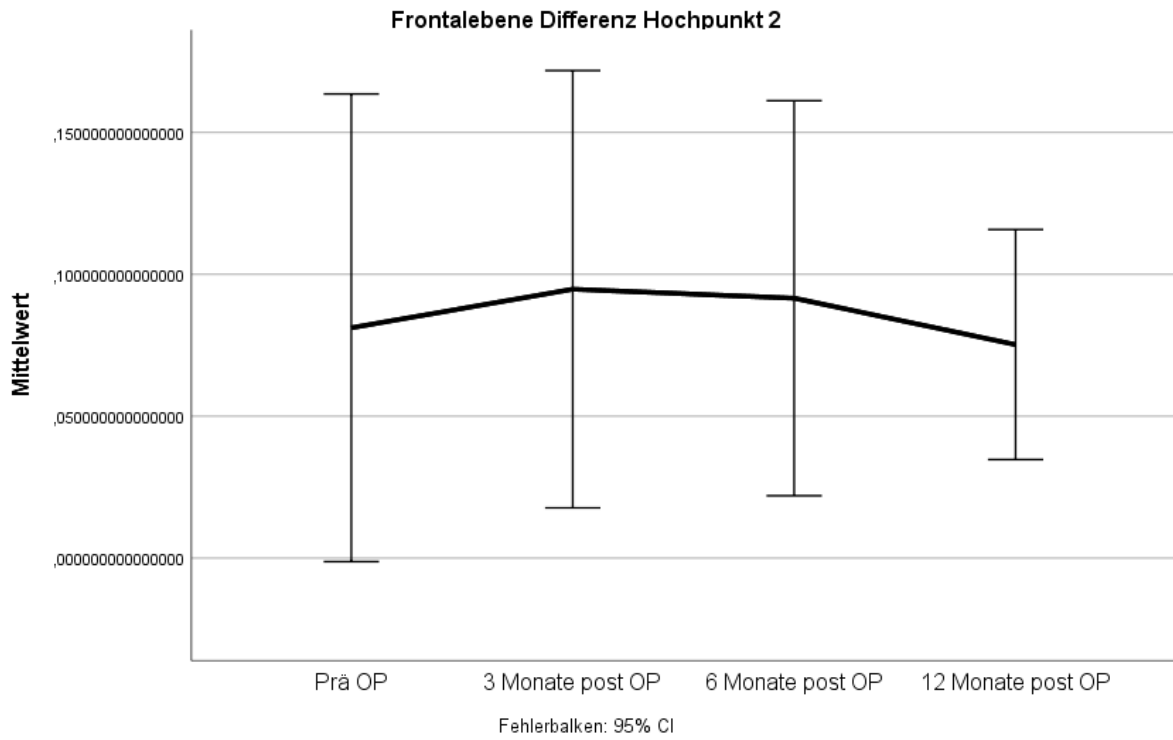


Abbildung 28: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz HP2

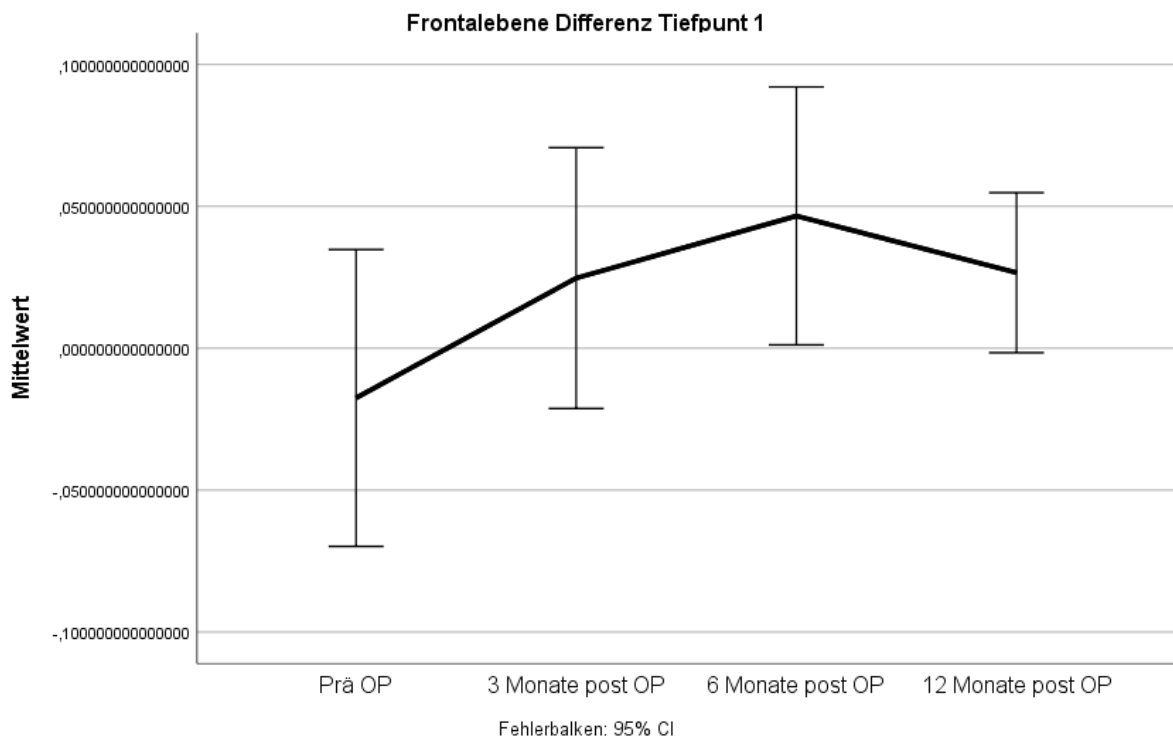


Abbildung 29: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz TP1

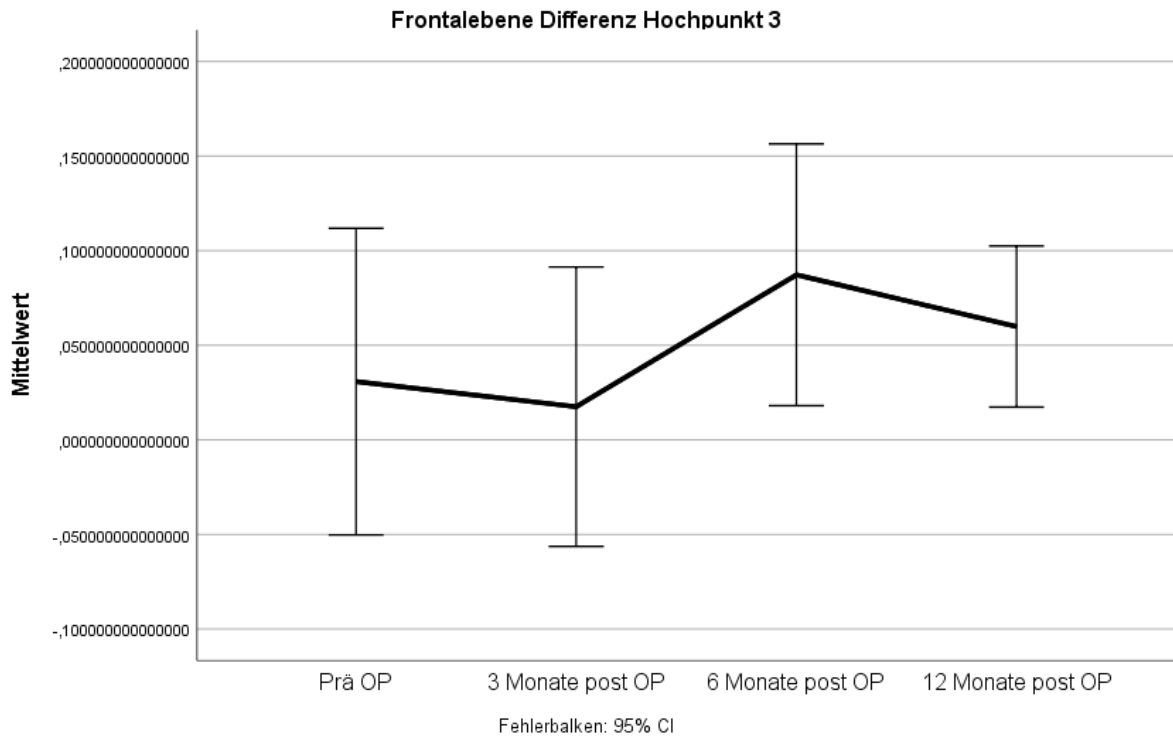


Abbildung 30: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Frontalebene Differenz HP3

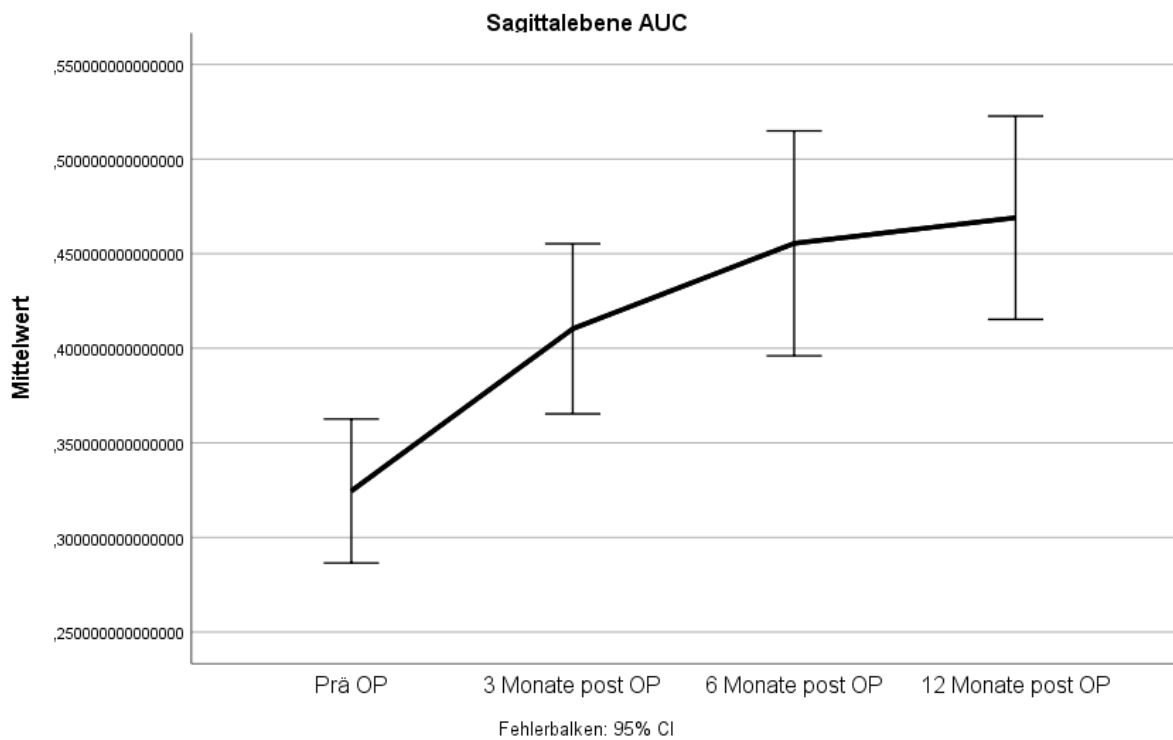


Abbildung 31: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene AUC

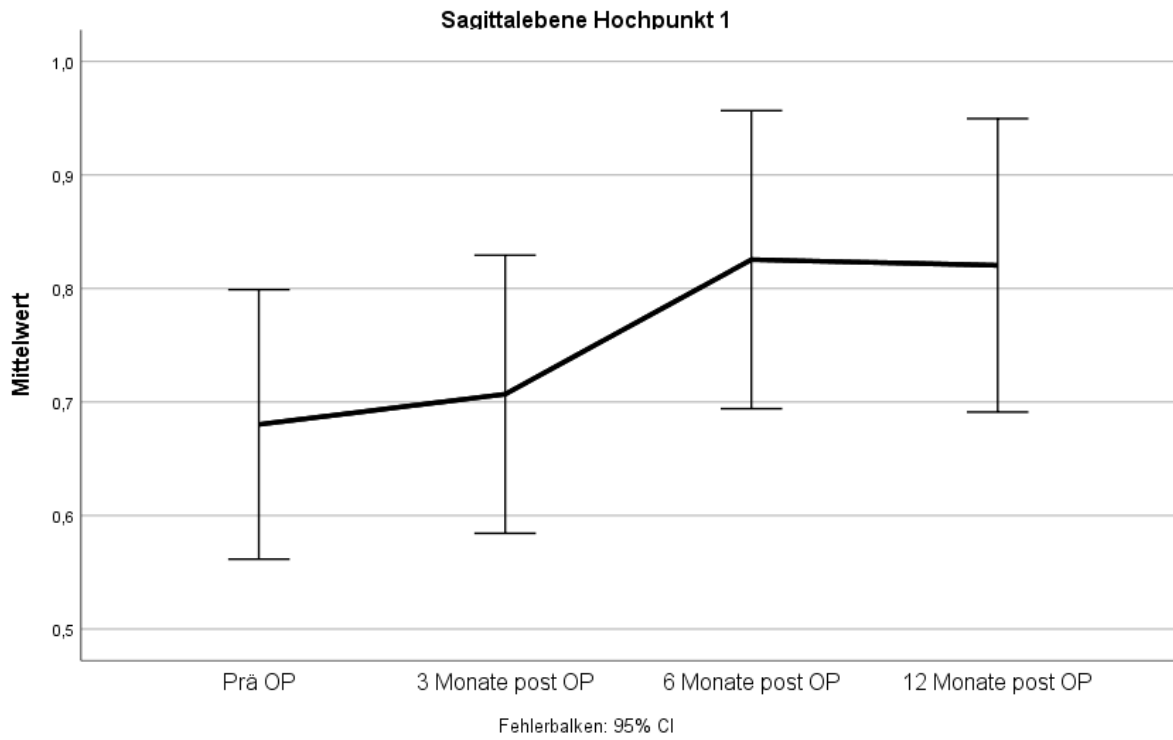


Abbildung 32: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene HP1

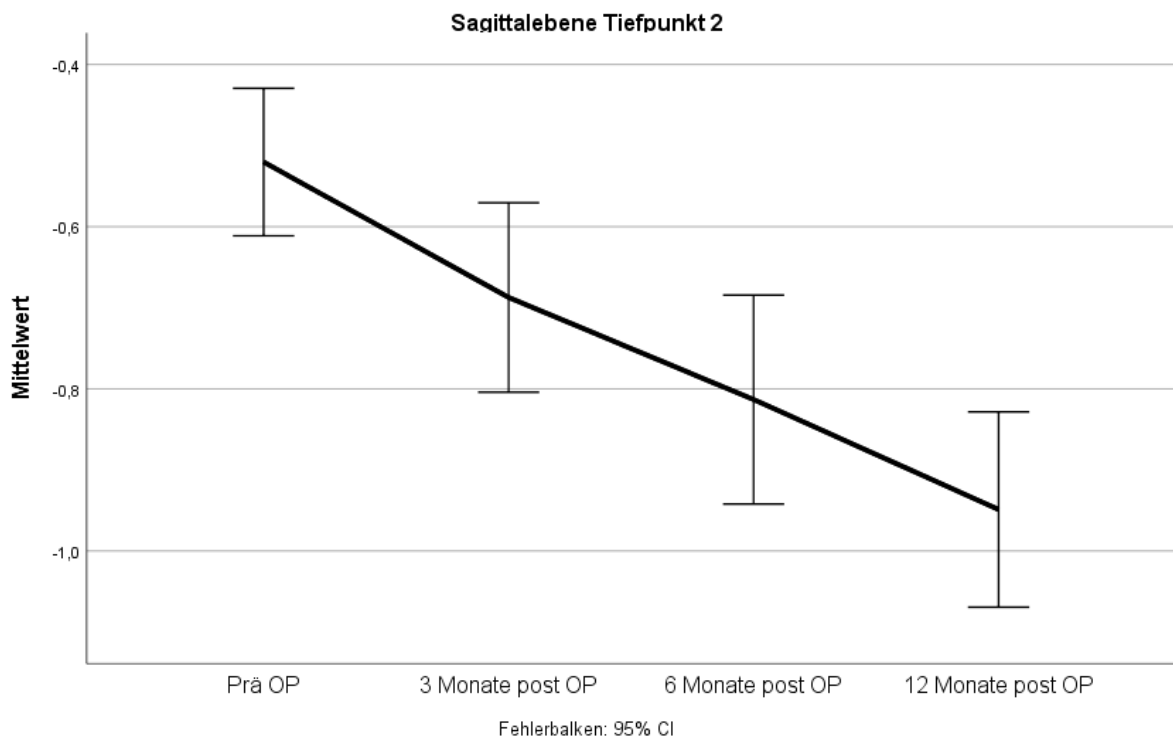


Abbildung 33: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene TP2

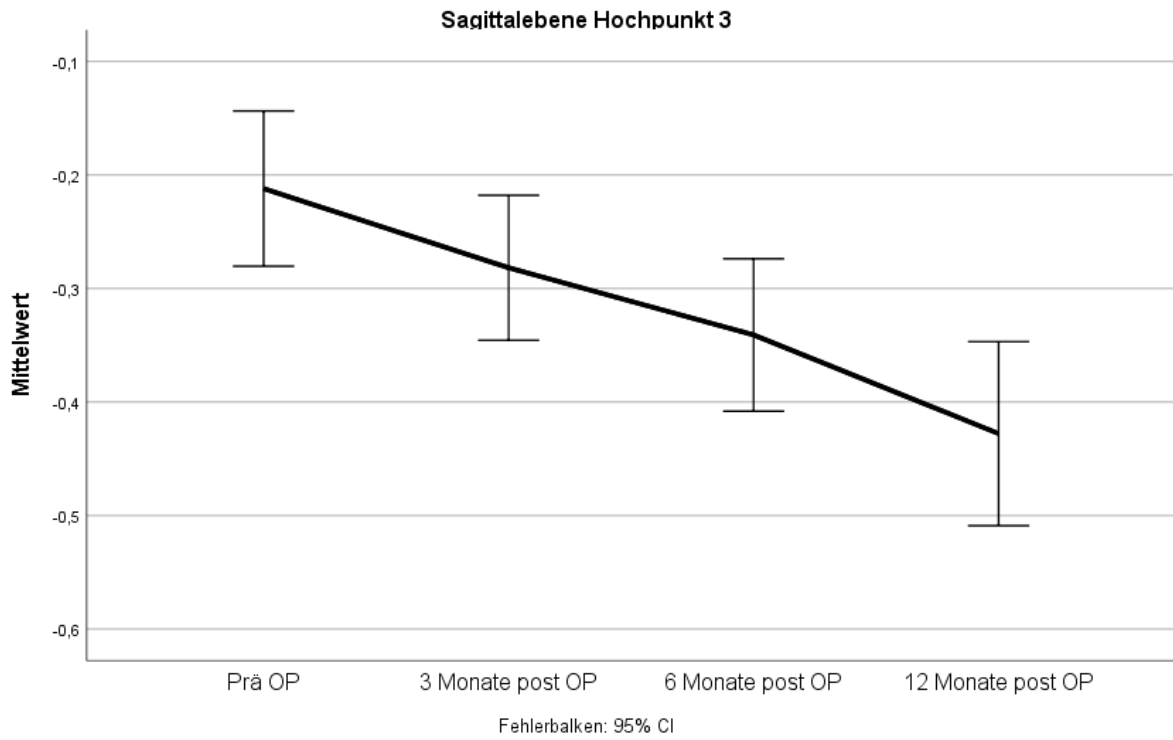


Abbildung 34: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene HP3

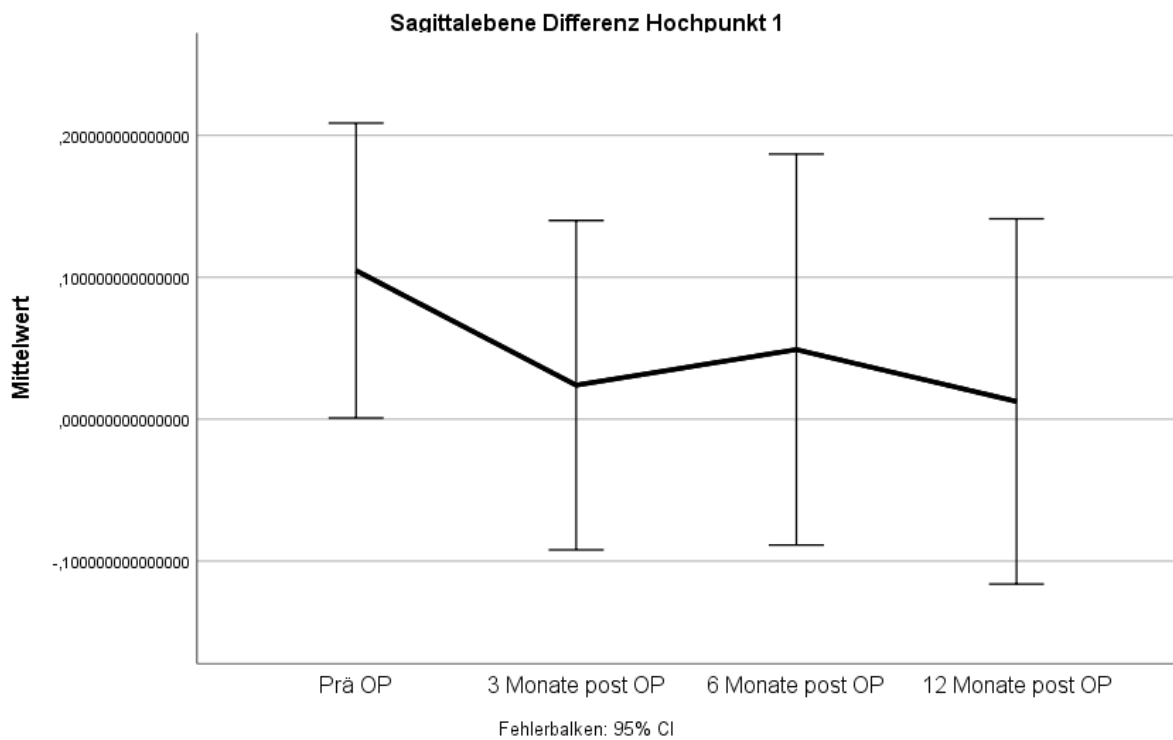


Abbildung 35: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz HP1

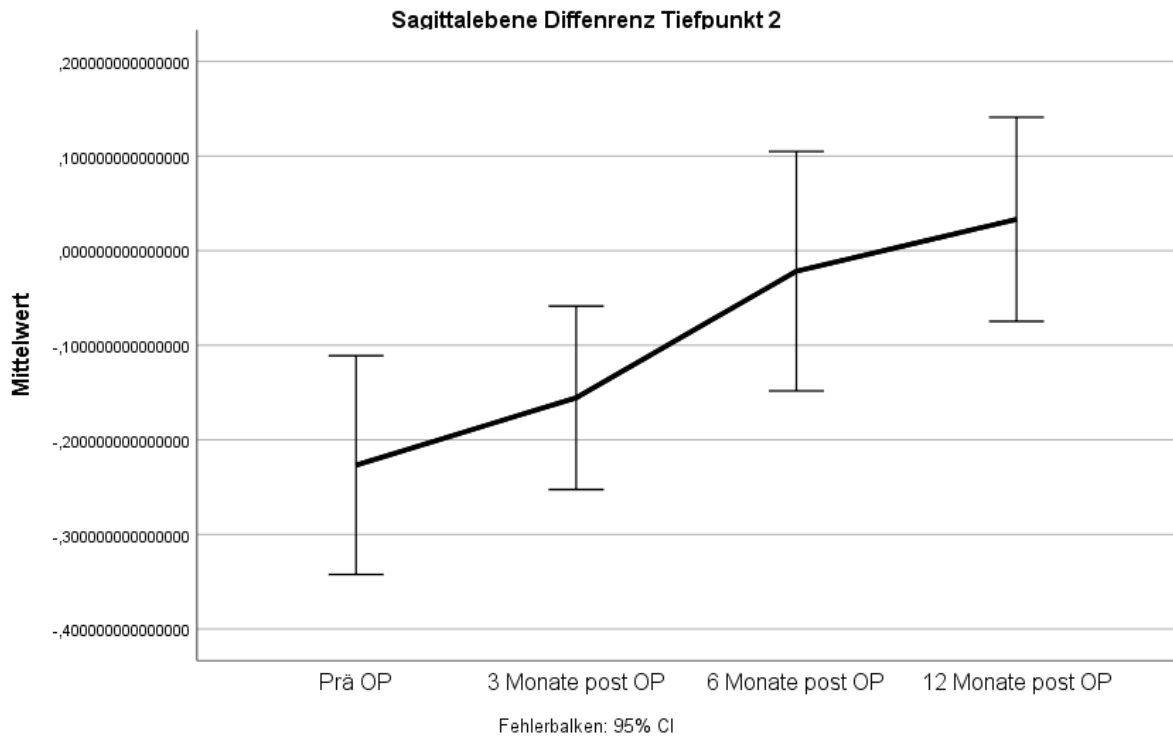


Abbildung 36: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz TP2

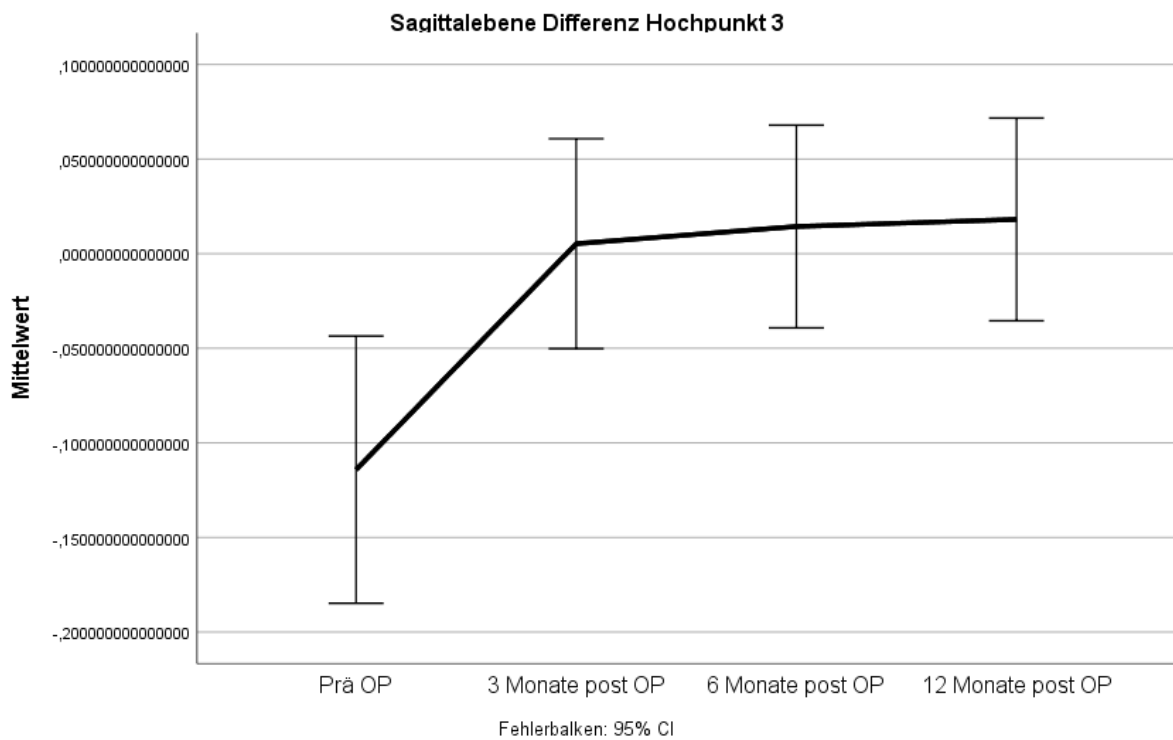


Abbildung 37: Veränderung des Hüftmoments in Abhängigkeit der Zeit: Liniendiagramm Sagittalebene Differenz HP3

11 Danksagung

Besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Thilo Flörkemeier für die Überlassung des Themas und die herausragende Betreuung. In den letzten Jahren vermittelte er mir die Begeisterung für die Orthopädie und unterstützte mich allzeit in meinem Werdegang. Während der Arbeit an dieser Dissertation ließ er mich fortlaufend von seinem enormen Fachwissen und seiner Erfahrung profitieren. Er ist für mich ein großes Vorbild.

Außerdem möchte ich mich bei Herrn Dr. Eike Jakobowitz für die geduldige Betreuung und die wertvollen Ratschläge in den letzten Jahren bedanken. Er unterstützte mich maßgeblich bei der Auswertung der Ganganalyseparameter.

Auch bei Herrn Dr. Frank Seehaus und bei dem Personal des OrthoGo Ganglabors im Annastift Hannover möchte ich mich für die Durchführung der Ganganalysen bedanken.

Dem Institut für Biometrie der MHH und speziell Frau Dr. Annika Großhennig und Herrn Sören Wiesner gilt besonderer Dank für die tatkräftige Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Schlussendlich möchte ich mich besonders bei meiner Familie und meiner Freundin bedanken. Meine Eltern Karin Genschor-Becker und Hayung Becker und meine Großmutter Adele Genschor ermöglichten mir im Rahmen einer liebevollen Erziehung mein Studium. Ich kann immer auf ihre Unterstützung vertrauen. Meine Freundin Lea Philine Berndt sorgt jeden Tag für ein Lächeln bei mir.

13 Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die der Medizinischen Hochschule Hannover zur Promotion eingereichte Dissertation mit dem Titel „Vergleich des minimal-invasiven, anterolateralen und transglutealen Zugangs in der Hüftendoprothetik mittels instrumenteller Ganganalysen“ in der orthopädischen Klinik der Medizinischen Hochschule Hannover unter Betreuung von Prof. Dr. med. Thilo Flörkemeier und Dr. sc. hum. Eike Jakobowitz ohne sonstige Hilfe durchgeführt und bei der Abfassung der Dissertation keine anderen als die dort aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Die Gelegenheit zum vorliegenden Promotionsverfahren ist mir nicht kommerziell vermittelt worden. Insbesondere habe ich keine Organisation eingeschaltet, die gegen Entgelt Betreuerinnen und Betreuer für die Anfertigung von Dissertationen sucht oder die mir obliegenden Pflichten hinsichtlich der Prüfungsleistungen für mich ganz oder teilweise erledigt. Ich habe diese Dissertation bisher an keiner in- oder ausländischen Hochschule zur Promotion eingereicht. Weiterhin versichere ich, dass ich den beantragten Titel bisher noch nicht erworben habe. Ergebnisse der Dissertation wurden als Vortrag im Rahmen des DKOU 2020 über die Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie S1/2020 veröffentlicht. Außerdem sollen die Ergebnisse der Dissertation im Journal „Gait and Posture“ als Paper veröffentlicht werden.

Hannover, den _____

_____ (Unterschrift)

14 Einverständniserklärung zur Plagiatsprüfung

Hiermit erkläre ich mein Einverständnis zu einer Überprüfung meiner Dissertation mithilfe einer Plagiatssoftware und einer stichprobenartigen Prüfung der Primärdaten. Mir ist bewusst, dass im Verdachtsfall ein Ombudsverfahren gemäß § 9 der MHH-Richtlinien „Grundsätze der Medizinischen Hochschule Hannover zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und Verfahrensregeln für den Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten“ eingeleitet werden kann. Während der Dauer eines solchen Ombudsverfahrens ruht das Promotionsverfahren.

Ort, Datum

Unterschrift