

Medizinische Fakultät
der
Universität Duisburg-Essen

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
Universitätsklinikum Düsseldorf

**Ganganalyse und funktionelle Untersuchung von Patienten mit schwerer
Hüftgelenksdeformität nach Hüftgelenkersatz vom Typ S-ROM**

Inaugural-Dissertation
zur
Erlangung des Doktorgrades der Medizin
durch die Medizinische Fakultät
der Universität Duisburg-Essen

vorgelegt von
Jacqueline Bahr
aus Duisburg
2022

DuEPublico

Duisburg-Essen Publications online

UNIVERSITÄT
DUISBURG
ESSEN

Offen im Denken

ub | universitäts
bibliothek

Diese Dissertation wird via DuEPublico, dem Dokumenten- und Publikationsserver der Universität Duisburg-Essen, zur Verfügung gestellt und liegt auch als Print-Version vor.

DOI: 10.17185/duepublico/78462

URN: urn:nbn:de:hbz:465-20230704-102326-2

Alle Rechte vorbehalten.

Dekan: Herr Univ.-Prof. Dr. med J. Buer

1. Gutachter: Herr Univ.-Prof. Dr. med. M. Jäger

2. Gutachter: Herr Prof. Dr. med. G. Saxler

Tag der mündlichen Prüfung: 29. März 2023

Publikation: **Bahr J**, Rosental D, Classen T, Krebs S, Jäger M. A Retrospective Single-Center Study of 23 Patients to Compare Gait Before and After Total Hip Arthroplasty Using the S-ROM Modular Hip System. *Med Sci Monit.* 2021 Dec 27;27:e934558.doi10.12659/MSM.934558

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung	7
1.1.	Entwicklung und Anatomie des Hüftgelenkes	7
1.2.	Coxarthrose	7
1.3.	Historische Entwicklung der Hüfttotalendoprothese	10
1.4.	Die Geschichte der Ganganalyse	11
1.5.	Das menschliche Gangbild	13
1.5.1.	Der physiologische Gang	13
1.5.2.	Aufgaben des Hüftgelenkes beim Gang	14
2.	Einführung und Ziel der Studie	16
3.	Material und Methoden	17
3.1.	Patientenkollektiv	17
3.1.1.	Grunderkrankung	18
3.1.2.	Begleiterkrankungen	18
3.1.3.	Voroperationen	19
3.1.4.	Operationssetting und Implantate	20
3.1.5.	Durchschnittliche Körpermaße, Seitenverteilung und BMI	21
3.1.6.	Offset und Inklinationswinkel	22
3.1.7.	Harris Hip Score	22
3.2.	Untersuchungsverfahren	24
3.2.1.	Voruntersuchung	24
3.2.2.	Kalibrierung	26
3.2.3.	Untersuchungsablauf	26
3.2.4.	Datenbearbeitung	27
3.2.5.	Statistische Auswertung	29
3.3.	Das S-ROM Schaftsystem	29

4.	Ergebnisse	31
4.1.	Weg-Zeit-Parameter	31
4.2.1.	Kinematik des Beckens Gruppe eins	35
4.2.2.	Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe eins	38
4.2.3.	Kinematik des Kniegelenkes Gruppe eins	41
4.2.4.	Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe eins	45
4.2.5.	Kinematik des Beckens Gruppe zwei	46
4.2.6.	Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe zwei	48
4.2.7.	Kinematik des Kniegelenkes Gruppe zwei	50
4.2.8.	Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe zwei	51
4.2.9.	Kinematik des Beckens Gruppe drei und vier	52
4.2.10.	Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe drei und vier	55
4.2.11.	Kinematik des Kniegelenkes Gruppe drei und vier	59
4.2.12.	Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe drei und vier	62
4.3.	Kinetik	64
4.3.1.	Positive Arbeit Gruppe eins	64
4.3.2.	Positive Arbeit Gruppe zwei	65
4.3.3.	Positive Arbeit Gruppe drei und vier	66
4.3.4.	Negative Arbeit Gruppe eins	68
4.3.5.	Negative Arbeit Gruppe zwei	69
4.3.6.	Negative Arbeit Gruppe drei und vier	70
4.4.	Passive Beweglichkeit	72
4.5.	Offset und Inklinationswinkel	73

5.	Diskussion	76
5.1.	Aktueller Stand der Forschung	76
5.2.	Weg-Zeit-Parameter	77
5.3.	Kinematik	79
5.3.1.	Kinematik des Beckens	79
5.3.2.	Kinematik des Hüftgelenkes	81
5.3.3.	Kinematik des Kniegelenkes	84
5.3.4.	Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase	85
5.4.	Kinetik	87
5.5.	Passive Beweglichkeit	91
5.6.	Veränderungen des Inklinationwinkels und des Offsets	92
6.	Zusammenfassung	95
7.	Abstract	96
	Literaturverzeichnis	97
	Abbildungsverzeichnis	106
	Tabellenverzeichnis	106
	Danksagung	110
	Lebenslauf	111

1. Einleitung

1.1. Entwicklung und Anatomie des Hüftgelenkes

In der zwölften Entwicklungswoche (Scheitel-Steiß-Länge 80 mm) ist die Differenzierung aller am Aufbau des Hüftgelenkes beteiligten Strukturen weitestgehend abgeschlossen (Flehmig, 2007). Während der Embryogenese werden in der Muskulatur kontraktile Elemente ausgebildet. Von ihnen gehen Muskelkontraktionen aus, die als „formativer Reiz“ wirksam werden und so maßgeblich an der Bildung der Gelenkhöhe, der Konvexität der Hüftkalotte und der Konkavität der Hüftpfanne beteiligt sind (Flehmig, 2007). Die Verknöcherung des Acetabulums beginnt zwischen dem 3. und 6. Fetalmonat. Eine Störung der Hüftgelenksentwicklung mit verminderter Konkavität der Pfanne und damit verringerter Überdachung des Hüftkopfes führt zur Hüftgelenksdysplasie (Flehmig, 2007). Die Stabilität im Hüftgelenk wird durch die allumfassende Gelenkkapsel und die darüber liegenden Bänder gewährleistet. Zu diesen Bändern zählen das Lig. iliofemorale, das Lig. ischiofemorale und das Lig. pubofemorale. Diese Bänder sind so angeordnet, dass sie sich bei Streckung und Innenrotation straffen und bei Beugung und Außenrotation entspannen. Diese anatomische Anordnung hat klinische Bedeutung. Bei Erkrankungen des Hüftgelenkes, die zu einem intraartikulären Erguss oder zu einer Verkürzung des Kapselbandapparates führen, wird das Hüftgelenk spontan in Flexion und Außenrotation gehalten, da in dieser Position der Kapselbandapparat die geringste Spannung erfährt (Schünke; Schulte; Schumacher, 2011; Weineck, 2001). Die Bewegungen im Hüftgelenk erfolgen in drei Freiheitsgraden. In der Sagittalebene ist eine Flexion (Flex) von ca. 130°–140°, eine Extension (Ext) von ca. 10°–20°, in der Frontalebene ist eine Adduktion (Add) bis ca. 30° über die Mittellinie und eine Abduktion (Abd) von ca. 50°, in der Longitudinalebene ist eine Innenrotation (Iro) von ca. 20°–40° und eine Außenrotation (Aro) von ca. 30°–50° physiologisch möglich (Niethard; Pfeil, 1997; Schünke; Schulte; Schumacher, 2011).

1.2. Coxarthrose

In Deutschland haben ca. 14% der über 55-jährigen eine radiologisch nachweisbare Coxarthrose. Bei 5% ist diese auch klinisch nachweisbar (Hackenbroch 1998). Man unterscheidet die primäre Arthrose von der sekundären Arthrose. Bei der primären

Arthrose ist die Ursache unbekannt. Die sekundäre Arthrose ist die Folge einer gestörten Biomechanik oder Gelenkbiologie, z.B. bei Entwicklungs- oder Wachstumsstörungen, wie bei der Hüftgelenkdysplasie, Fehlstellungen oder Durchblutungsstörungen der basalen Knochenanteile, wie bei der Hüftkopfnekrose. Die Hüftkopfnekrose tritt entweder idiopathisch auf oder als Folge diverser Krankheitsbilder wie posttraumatisch nach Gelenkfrakturen, Gelenkinfekten, rheumatischen Erkrankungen, bei Alkoholabusus oder im Rahmen aggressiver Therapiemaßnahmen wie Chemotherapie oder Strahlentherapie (Niethard; Pfeil, 1997).

Als Ursache der Arthrose kann das Missverhältnis zwischen mechanischer Resistenz des Knorpels und seiner mechanischen Beanspruchung gelten. Der bradytrophe Knorpel wird zerstört und zieht sekundäre Knochenläsionen mit entzündlich bedingter Schrumpfung der Gelenkkapsel nach sich. Die häufigste bekannte Ursache einer Arthrose ist die lokale mechanische Überbeanspruchung umschriebener Knorpelpartien in der Tragzone eines Gelenkes. Der Druck wird nicht mehr gleichmäßig über die gesamte tragende Knorpeloberfläche verteilt. Diese Stellen sind Ausgangspunkte degenerativer Verschleißprozesse und führen zur Arthrose. Ausschlaggebend ist nicht die Gesamtbelastung, sondern der größte Druck pro Knorpelflächeneinheit (Niethard und Pfeil 1997). Der Knorpel verliert an Elastizität und innerer Festigkeit, so dass der unter dem Knorpel liegende Knochen sich an den am stärksten beanspruchten Stellen verdichtet. Dies stellt sich radiologisch als subchondale Sklerosierung dar und geschieht sowohl an der Gelenkpfanne als auch am Hüftkopf. Infolge dieses Substanzverlustes verschiebt sich der Kopf nach cranial und meist auch nach lateral, da er dort auf den geringsten Widerstand trifft. Infolge dieser Subluxation eröffnet sich in der nichtbeanspruchten Zone caudal-medial der Gelenkspalt. Der Knorpel löst sich vom sklerotischen Knochen ab und löst eine Entzündungsreaktion aus, wenn er Kontakt mit der Synovialmembran aufnimmt. An der Knorpel-Knochen Übergangszone entstehen wulstige Knochenanbauten (Osteophyten). An den Stellen der stärksten Belastung bildet sich der Knochen zurück. Es entstehen mit Detritus und Synovia gefüllte Zysten (Geröllzysten) (Ackermann H, 2012; Niethard; Pfeil, 1997). Die Klinik der Arthrose ist durch eine zunehmende Schmerzsymptomatik und Bewegungseinschränkung gekennzeichnet. Man unterscheidet Anlaufschmerz, Belastungsschmerz und Ruheschmerz. Im Verlauf der Erkrankung wechseln sich schmerzarme Phasen und

Phasen mit vermehrten Schmerzen ab. Es entwickeln sich Kontrakturen, insbesondere der Flexoren und der Adduktoren. Es resultiert eine Beckenkipfung nach vorne und die Lendenwirbelsäule wird lordotisch eingestellt. Die Kontrakturen bewirken eine Bewegungseinschränkung der Rotationsbewegungen sowie der Ab- und Adduktion. Bei aktivierter Arthrose ist die ventrale Gelenkkapsel druckschmerzhaft (Bretschneider; Günther 2015). Die Diagnosestellung erfolgt neben dem klinischen Befund anhand der typischen röntgenologischen Veränderungen mit Gelenkspaltverschmälerung, gelenknaher reaktiver Osteosklerose, Geröllzysten und osteophytären Anbauten sowohl im Bereich der Hüftgelenkspfanne, als auch im Bereich des Hüftkopfes (Niethard; Pfeil, 1997). Die Therapie der Coxarthrose erfolgt zunächst konservativ. Hierzu gehört die Verordnung von Pufferabsätzen, um die Belastung beim Gehen zu reduzieren. Physiotherapeutische Behandlungen, balneologische Anwendungen, körperliche Bewegung mit wenig Belastung, wie Fahrrad fahren und Schwimmen bewirken eine Verbesserung der Gelenkbeweglichkeit. Nichtsteroidale Antiphlogistika und Opiate bringen oft Erleichterung, sind aber auf Grund ihrer Nebenwirkungen für die Langzeittherapie nur beschränkt einsetzbar. Bei aktivierter Arthrose können intraartikuläre Kortisoninjektionen Besserung bringen. Operativ besteht die Möglichkeit gelenkerhaltender Eingriffe, wie Umstellungsosteotomien bei Fehlstellungen, um die Belastung aus dem knorpelgeschädigten Bereich zu nehmen. Diese Eingriffe sind bei jungen Patienten indiziert, wenn die gestörte Mechanik des Hüftgelenkes dadurch dauerhaft gebessert werden kann, bei Hüftgelenkdysplasie, um die Entstehung einer Arthrose zu verhindern oder bei beginnender Arthrose mit mechanischer Ursache. Bei älteren Patienten und bei fortgeschrittener Arthrose besteht die Indikation zum endoprothetischen Gelenkersatz. Bei jungen Patienten mit vollständiger Gelenkdestruktion kann ebenfalls der endoprothetische Ersatz indiziert sein.

Die Hüftkopfnekrose wird nach ARCO (*Association Research Circulation Osseous*) in sieben Stadien eingeteilt. Die Therapie richtet sich nach dem Stadium der Erkrankung.

Eine rein konservative Therapie bringt keine anhaltende Beschwerdelinderung und ist nicht in der Lage, die Progression der Erkrankung aufzuhalten. Sie wird daher in den aktuellen AWMF Leitlinien (*Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.*) nicht mehr empfohlen (Roth et al. 2015). Bis zum ARCO Stadium III können gelenkerhaltenden Eingriffe durchgeführt werden. Ein

bestimmter gelenkerhaltender Eingriff wird nicht empfohlen. Die Auswahl des Verfahrens ist abhängig vom Ausmaß der Nekrose (Roth et al. 2015). Bei fortgeschrittener Osteonekrose bleibt nur der Gelenkersatz (Claes et al., 2011; Meizer et al. 2012; Niethard; Pfeil, 1997; Roth et al. 2015). Mittlerweile gibt es eine Vielzahl von Systemen mit unterschiedlichen Materialien, Oberflächenstrukturen und Formen auf dem Markt (Niethard; Pfeil, 1997).

1.3. Historische Entwicklung der Hüfttotalendoprothese

Ende des 19. Jahrhunderts begannen die ersten Versuche Gelenke durch künstliche Gelenkverbindungen zu ersetzen. Themistocles Gluck implantierte 1890 erstmals ein künstliches Kniegelenk aus Elfenbein. Er verankerte es intramedullär mit einer Mischung aus Colophonium, Bimsstein und Gips. Das Material erwies sich jedoch als ungeeignet und der Patient erlitt zusätzlich eine schwere Infektion. 1922 wurde von Hey-Groves erstmals ein Hüftkopf ersetzt. Als Material verwendete er ebenfalls Elfenbein, was sich erneut als untauglich erwies. Jean und Robert Judet ersetzten 1950 den Femurkopf durch eine Plexiglasprothese, die mit einem Stiel im Schenkelhals fixiert wurde. Das Ergebnis war ernüchternd. Es kam zu Lockerungen, Materialversagen und Gewebereaktionen auf das Fremdmaterial. Willes entwickelte 1938 erstmals eine Prothese, bei der sowohl Hüftpfanne als auch Hüftkopf ersetzt wurden. Dies war die erste Totalendoprothese. Die Hüftpfanne war aus Metall und wurde mit Schrauben im Acetabulum fixiert. Der Hüftkopf aus Metall wurde mit einem Bolzen im Schenkelhals verankert. 1951 entwickelte McKee ebenfalls eine Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) mit Metall-Metall-Gleitpaarung. Diese Kombination führte zu Abrieb von Metallpartikeln und das Problem der Prothesenlockerung hatte weiterhin Bestand. Haboush setzte erstmals 1953 das aus der Zahnmedizin bekannte „Polymethylmetacrylat“ zur Verankerung der Hüft-TEP ein. Verbesserte Hygiene, Einsatz von Antibiotika im Knochenzement und als perioperative Prophylaxe konnten das Infektionsrisiko bedeutend reduzieren. Durch die Verwendung größerer Köpfe wurde die Luxationsgefahr reduziert (Byström et al. 2003).

Chanley verwendete eine Teflonpfanne um die Reibung zu reduzieren. Unter Druck neigt Teflon jedoch zu Verformungen, was den Abrieb wieder erhöhte. So kam 1963 erstmals Polyethylen zum Einsatz. 1968 entwickelte Weber die erste dreiteilige und

damit modulare Hüftendoprothese. Der Schaft und die Pfanne wurden aus einer Chrom-Kobalt-Legierung gefertigt. Der Kopf bestand aus Polyester und wurde mit einem Rotationsbolzen, den es in verschiedenen Längen gab, auf den Schaft gesteckt. Die verwendeten Polyesterköpfe wiesen einen starken Abrieb auf, so dass ab 1974 Metallköpfe und Polyethylenpfannen verwendet wurden. Ring begann 1964 mit der Implantation zementfreier Hüfttotalendoprothesen. Das Prinzip wurde 1967 von Siwash weiterentwickelt, doch blieb die ossäre Integration der Metalle vielfach aus. Ab 1974 wurde Aluminiumoxidkeramik als Material für den Prothesenkopf eingeführt, um so den Abrieb zu verringern. Aufgrund der begrenzten Standzeit hatte Carnley 1979 die Beschränkung der Indikation auf ältere Patienten empfohlen. 1975 implantierte Judet erstmals eine zementfreie Prothese mit makrostrukturierter Oberfläche. Form, Oberflächenstruktur und Materialkombinationen wurden seitdem immer weiter optimiert. Heute ist die Implantation einer zementfreien Hüft-Totalendoprothese ein Standardverfahren (Claes et al., 2011). 2018 wurden im deutschen Endoprothesenregister 150.284 Primärimplantationen am Hüftgelenk erfasst. 2019 waren es 157.681. Im Jahr 2020 war die Anzahl an implantierten Primärendoprothesen erstmalig rückläufig mit 147.739, was auf die coronabedingte Lockdownphase mit Reduktion elektiver Eingriffe zurückgeführt wird (Grimberg et al. 2021). Ursachen für die zunehmende Anzahl an Erstimplantationen sind die demografische Entwicklung und die steigende Lebenserwartung, mit steigenden Ansprüchen an die körperliche Leistungsfähigkeit im Alter. Das Alter der Patienten wird immer höher, so dass heute auch über 80-jährige endoprothetisch versorgt werden. Aufgrund moderner nicht zementierter Verankerungstechniken wird die Indikation auch bei jüngeren Patienten zunehmend gestellt (Pohlemann et al. 1995).

1.4. Die Geschichte der Ganganalyse

Der menschliche Gang ist einzigartig und deshalb bereits seit frühester Zeit ein beliebtes Untersuchungs- und Forschungsobjekt. Es ist bekannt, dass bereits Aristoteles (384-322 v. Chr.), Da Vinci (1452-1519), Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) und Gassendi (1592-1655) sich wissenschaftlich mit dem menschlichen Gang befassten (Klaiber, 1907; Schneider, 2009). Im 19. Jahrhundert wurden Messverfahren entwickelt, um die beobachteten Bewegungen genauer zu beschreiben und zu quantifizieren. Eadweard

Muybridge (1830-1904) setzte mehrere Fotoapparate ein, um Bewegungsstudien an Pferden durchzuführen und auch den menschlichen Lauf photographisch zu gliedern (Schneider, 2009). Etienne Jules Marly (1838-1904) entwickelte ein pneumatisches System zur Erfassung des Bodendrucks. Dadurch konnte er die Stand- und Schwungphasen eines Gangzyklus bestimmen. Zusätzlich benutzte er eine Photokamera, mit der er in mehreren zeitlichen Intervallen die Fortbewegungsabläufe aufnahm. Er erweiterte die Serienaufnahmen auf 12 Bilder pro Sekunde. (Schneider, 2009). Für seine Arbeit verwendete er eine Lochkamera, mit der er an Gelenken markierte Versuchspersonen während des Gehens auf einer photographischen Platte aufnahm. An der Platte wurden Metermaß und Uhrzeiger angebracht. So konnte eine synchronisierte Weg-Zeit-Beurteilung durchgeführt werden (Wiemann 2000). Erste klinische Anwendung fanden die Untersuchungen von kinematischen Bewegungsanalysen in den Veröffentlichungen von Schwartz und Heath, sowie von Inmann und Sherb. Sherb verwendete eine Rollbahn, auf der die Probanden liefen. Es wurden palpatorisch Spannungsveränderungen an der Muskulatur ermittelt. Zusätzlich wurden elektrische Federkontakte plantar an den Sohlen der Untersuchungsandalen befestigt. Diese wurden bei jedem Schritt belastet und mit dem Bodenkontakt der Füße elektrische Stromkreise geschlossen, welche elektromagnetische Schalthebel inaktivierten. So konnten auf einem Papierstreifen Belastungszeiten der Ferse sowie des Klein- und Großzehenballens festgehalten werden (Wiemann 2000). Otto Fischer und Wilhelm Braune untersuchten 1895 in ihrer Abhandlung „Die Bewegung des Gesamtschwerpunktes und die äußere Kraft“ anhand von Schwerpunkt-berechnungen Bahnkurven von Gelenkmittelpunkten. Es wurden Drehungen und Deformationen des Rumpfes ermittelt und Ungleichmäßigkeiten im Verhalten der beiden Körperseiten erfasst. Sie erkannten, dass Symmetrie im Körper äußerst selten ist und sie folgerten, dass eine Messserie von vielen Probanden notwendig wäre, um genaue Ergebnisse zu erzielen, da natürliche Asymmetrien die Ergebnisse verfälschen. Schließlich führten sie Aufnahmen mit mehreren Kameras durch, die um gehende Testpersonen in schwarzer Kleidung mit fluktuierenden Lichtquellen platziert waren. Hierdurch konnten sie die Position der Körpersegmente sowie ihre Geschwindigkeit und Beschleunigung festlegen (Fischer; Braune, 1899). Die Weiterentwicklung der Elektronik und Elektrotechnik sowie die Weiterentwicklung der elektronischen Datenverarbeitung führten auch zu

aufwändigeren und präziseren Verfahren der ganganalytischen Methodik. Es können heute Weg-Zeit-Parameter sowie Gelenkstellung im Raum, Winkelgeschwindigkeit, Beschleunigung parallel zu elektromyographischen Aktivitäten in Bezug auf Stand und Schwungzeiten zuverlässig ermittelt werden. Die kinematische Datenerhebung kann mit verschiedenen Funktionsanalysesystemen, Film-Video (z.B. Vicon[®], Oxford Metrics) optoelektrischen Systemen oder per Goniometrie erfolgen (Wiemann 2000). In den sechziger Jahren wurde in Los Angeles am Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center unter der Leitung von Jacqueline Perry ein System der beobachtenden Ganganalyse entwickelt. Die Bewegungsanalysen wurden zunächst mit Videokameras und Videorecordern durchgeführt und nach und nach durch kinematische und kinetische Messsysteme wie Infrarotkameras (Vicon[®]), im Boden eingelassene Kraftmessplatten und EMG ergänzt. Ihr 1992 veröffentlichtes Buch „Ganganalyse“ ist mittlerweile das Standardwerk zur instrumentellen Ganganalyse geworden (Götz-Neumann, 2011). Die dreidimensionale instrumentelle Ganganalyse findet seitdem Anwendung bei einer Vielzahl klinischer Studien (Esbjörnsson et al. 2021; Leijendekkers et al. 2018; Stief et al. 2018).

1.5. Das menschliche Gangbild

1.5.1. Der physiologische Gang

Unterteilt man den Gangzyklus nach funktionellen Aufgaben lassen sich acht Gangphasen bestimmen.

1. Beim initialen Bodenkontakt setzt der Fuß des Referenzbeines auf dem Boden auf. Das Bein wird über der Ferse positioniert, um die Standphase über eine Abrollbewegung einzuleiten (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
2. Es folgt die Belastungsantwort. Sie wird mit dem initialen Bodenkontakt eingeleitet und setzt sich fort, bis der kontralaterale Fuß zum Schwung angehoben wird. In dieser Phase erfolgt bei der Übernahme der Körperlast durch das Abrollen über die Ferse und über eine Flexion im Kniegelenk die Stoßdämpfung. Durch die Abrollbewegung im oberen Sprunggelenk wird die Fortbewegung kontinuierlich weitergeführt. Initialer Bodenkontakt und Belastungsantwort umfassen 10% des Gangzyklus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

3. Die erste Hälfte des monopodalen Stehintervalls wird als mittlere Standphase bezeichnet. Sie beginnt, wenn der kontralaterale Fuß abgehoben wird und setzt sich fort, bis das Körpergewicht auf den Vorfuß verlagert wird (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
4. Mit dem Ablösen der Ferse vom Boden beginnt die terminale Standphase. Sie endet mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes. Mittlere und terminale Standphase machen 40% des Gangzyklus aus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
5. Nach der Standphase schließt sich die Schwungphase an. Sie beginnt mit der Vorschwungphase, die mit dem initialen Bodenkontakt des kontralateralen Fußes startet und mit der Zehenablösung des ipsilateralen Fußes endet. In dieser Phase bereitet sich das entlastete Bein auf die Schwungphase vor. Die Vorschwungphase macht 10% des Gangzyklus aus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
6. Es schließt sich die initiale Schwungphase an. Diese beginnt mit dem Ablösen des Fußes vom Boden und endet, wenn sich das Schwungbein in Opposition zum Standbein befindet. Hierbei erfolgt die Vorwärtsbewegung des Beines aus seiner zurückhängenden Position (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
7. Die mittlere Schwungphase startet in Opposition zum Standbein und endet, wenn das Schwungbein vorne und die Tibia vertikal ausgerichtet ist (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).
8. Es schließt sich die terminale Schwungphase an. Diese endet, wenn der Fuß Bodenkontakt aufnimmt. Initiale, mittlere und terminale Schwungphase machen 40% des Gangzyklus aus (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

1.5.2. Aufgaben des Hüftgelenkes beim Gang

In der Standphase stabilisiert die Hüftmuskulatur den Rumpf, während in der Schwungphase die Kontrolle über das Bein übernommen wird. Während der Standphase wird das Hüftgelenk in drei Dimensionen beansprucht (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

Beim initialen Bodenkontakt befindet sich das Hüftgelenk in 30° Flexion. Der Körpervektor liegt vor dem Hüftgelenk. Um das Hüftgelenk in dieser Position

stabilisieren zu können, sind die Hüftextensoren und Abduktoren in dieser Phase verstärkt aktiv (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

Bei der Belastungsantwort bleibt diese Stellung in Sagittal- und Frontalebene erhalten. Das Bein wird rasch mit dem Körpergewicht belastet. Um das Hüftgelenk zu stabilisieren sind alle Hüftextensoren aktiv. Das nach vorne gerichtete Drehmoment des Rumpfes retrovertiert indirekt den Rumpf, wobei das Kniegelenk extendiert. Durch die Abrollbewegung über die Ferse kommt es zu einer passiven Extension im Hüftgelenk. Der Schwerkraftvektor verlagert sich in Richtung Zentrum des Hüftgelenkes. Dadurch lässt die Aktivität der Hüftextensoren nach (Götz-Neumann, 2011).

Während der Lastübernahme kommt es zu einem starken Adduktionsdrehmoment. Um das Becken und den Rumpf zu stabilisieren, zeigen die Abduktoren in diesem Intervall die stärkste Aktivität. Während der Belastungsantwort trägt das vordere Bein die Last. Dadurch wird das ipsilaterale Becken nach vorne gerichtet. Hierdurch wird gleichzeitig eine Innenrotation eingeleitet. Diese ist auch eine Folge der Reaktion des Subtalgelenkes auf die Belastung der Ferse. Die Rotation wird durch die außenrotierende Wirkung des M. gluteus maximus abgebremst (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

In der mittleren Standphase verläuft der Kraftvektor aufgrund der passiven Extension weiter Richtung Zentrum und liegt am Ende der mittleren Standphase hinter dem Hüftgelenk. Extensoren und Abduktoren entspannen, da sie das Becken bereits in Neutralstellung gebracht haben. Es ist nur noch der M. tensor fasciae latae aktiv. In der terminalen Standphase kommt das Bein in Retroversionsstellung und der Körpervektor rückt hinter das Hüftgelenk. Der M. tensor fasciae latae limitiert die Geschwindigkeit so wie das Ausmaß der passiven Hüftgelenksexension und steuert durch Aktivität niedriger Intensität die nach wie vor erforderliche Abduktionskraft bei. Die Hyperextension wird leicht reduziert, indem das Becken nach anterior kippt. In der Mitte der mittleren Standphase hat der Körperschwerpunkt seinen am weitesten lateral gelegenen Punkt erreicht. Danach bewegt er sich zur Mittellinie zurück. Dies geht mit einer passiven Abduktionsbewegung einher. So reicht die Kraft des kleinen M. tensor fasciae latae aus, um das Hüftgelenk zu stabilisieren (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

In der Vorschwungphase wird das Hüftgelenk in die Neutralstellung flektiert. Die Tibia wird aufgrund der Mechanik des oberen Sprunggelenkes nach vorne geführt, während das Kniegelenk flektiert. So wird gleichzeitig der Oberschenkel nach vorne gebracht. Zusätzlich wird durch den Hyperextensionsreiz auf die Kapsel der M. iliacus aktiviert.

In der initialen Schwungphase wird das Bein bei normaler Ganggeschwindigkeit eines gesunden Menschen infolge der fortwirkenden Mechanik der Vorschwungphase passiv vorgeschwungen. Die Aktivität der Flexoren variiert in dieser Phase interindividuell beträchtlich (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

In der mittleren Schwungphase wird die Aktion der initialen Schwungphase fortgesetzt. Das Bein schwingt weitere 10 ° aus. Die Flexion erfolgt passiv.

In der terminalen Schwungphase bereiten die Hüftmuskeln das Bein auf die Standphase vor. Die ischiokrurale Muskulatur, der M. gluteus medius, M. gluteus maximus und der M. adduktor magnus beginnen sich zu aktivieren, um das Bein bei der Lastaufnahme erneut zu stabilisieren (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

2. Einführung und Ziel der Studie

Erkrankungen des Hüftgelenkes gehen mit Schmerzen und Bewegungseinschränkungen einher. Degenerative Hüfterkrankungen sind in den meisten Fällen Erkrankungen älterer Patienten. Vorzeitiger Gelenkverschleiß junger Patienten tritt als posttraumatische Folge, als Folge von Hüftreifungsstörungen in der Kindheit, als idiopathische Hüftkopfnekrosen, postinfektiös, äthyltoxischer Genese oder in Form von Hüftkopfnekrosen im Zusammenhang mit aggressiven Therapieverfahren maligner Erkrankungen oder Cortisontherapie auf. Die Erkrankung kann dann bis zur Erwerbsunfähigkeit führen (Debrunner, 2002).

Ziel des endoprothetischen Gelenkersatzes sind die Schmerzfreiheit der Patienten sowie die Wiederherstellung der Beweglichkeit, so dass die alltäglichen Belastungen bewältigt werden können und bei jungen Patienten die Berufsfähigkeit wiedererlangt werden kann. Oft können auch wieder erstaunliche sportliche Leistungen erbracht werden (Debrunner, 2002).

Die postoperativen Verlaufskontrollen nach Implantation einer Hüftendoprothese erfolgen standardmäßig in Form von Röntgenkontrollen und klinischer Untersuchung, in der die passive und aktive Beweglichkeit geprüft wird. Zu jeder klinischen

Untersuchung gehört auch eine visuelle Beurteilung des Gangbildes. Das Gangbild spiegelt die Funktion des Gelenkes in einer Alltagsbelastung wider. Diese Untersuchung ist sehr subjektiv und daher nicht vergleichbar (Masoud; Pietruska; Dienst 2015).

Ziel dieser Studie ist es, Veränderungen und Normabweichungen des Gangbildes vor und nach Implantation eines zementfreien Schaftsystems vom Typ S-ROM® (DePuy Synthes Company®) bei Patienten mit komplexen Hüftdeformitäten objektiv zu erfassen und zu bewerten. Das S-ROM System bietet dem Operateur ein metaphysäres, variables Verankerungssystem und ermöglicht so eine bessere Wiederherstellung der Anatomie als ein nicht modulares System. Daher findet es vor allem bei Revisionseingriffen und bei komplexen Deformitäten Anwendung (Ackermann H, 2012; Biant et al. 2009; Mattingly 2005).

Wie äußert sich dies nun in der Funktionalität? Führt die Rekonstruktion der anatomischen Verhältnisse zu physiologischeren Bewegungsabläufen? Wird bei einer messbaren Verbesserung der passiven Beweglichkeit diese auch unter der alltäglichen Belastung des Gehens ausgeschöpft oder setzen sich Bewegungsmuster, die ein Gelenk lange Zeit geschont haben, auch nach Wiederherstellung der Funktion durch?

Diese Fragen sollen in dieser Studie beantwortet werden.

3. Material und Methoden

3.1. Patientenkollektiv

Für diese Studie wurden 43 Patienten, 30 Frauen und 13 Männer einer dreidimensionalen Ganganalyse im Ganglabor des Universitätsklinikum Düsseldorf unterzogen. Hierbei handelt es sich um Patienten, denen von 2003 bis 2008 in der orthopädischen Abteilung des Universitätsklinikums Düsseldorf eine Hüft-Totalendoprothese mit dem S-ROM-Schaftsystem implantiert wurde. Die Ganganalyse wurde im Schnitt 10,5 Tage ($\pm 30,4$) vor (respektive 225 Tage ± 213 in einer Untergruppe) und im Schnitt 16,5 ($\pm 12,2$) Monate nach der Implantation durchgeführt. Die Patienten wurden in einem persönlichen Aufklärungsgespräch über die Studie informiert und erklärten sich durch ihr schriftliches Einverständnis zur Teilnahme bereit. Ein Ethikvotum der Universität Duisburg-Essen wurde positiv beschieden. Das Alter der Patienten zum OP-Zeitpunkt lag im Schnitt bei 46 (± 13) Jahren. Einschlusskriterien waren die Implantation eines S-ROM Schaftsystems sowie eine komplexe Fehlstellung der erkrankten Hüfte. Ausgeschlossen wurden Patienten mit

einem Alter von über 70 Jahren sowie Patienten mit Begleiterkrankungen, die zusätzlichen Einfluss auf das Gangbild nehmen, wie z. B. Morbus Parkinson. Da bei mehreren Patienten eine beidseitige Erkrankung vorlag, wurden die Patienten in vier Gruppen unterteilt. Gruppe eins umfasste 23 Patienten, die eine einseitige Erkrankung aufwiesen. Gruppe zwei umfasste 9 Patienten, bei denen beide Seiten betroffen waren und nacheinander auf beiden Seiten eine Hüft-TEP mit dem S-ROM Schaftsystem erhielten. Gruppe drei umfasste 6 Patienten, bei denen beide Hüftgelenke betroffen waren, auf einer Seite eine Hüft-TEP mit dem S-ROM Schaftsystem implantiert wurde und auf der Gegenseite bereits Voroperationen erfolgt waren. Gruppe vier umfasste 5 Patienten, bei denen beide Seiten erkrankt waren, auf einer Seite eine Hüft-TEP mit dem S-ROM Schaftsystem implantiert wurde und auf der Gegenseite keinerlei Operationen in der Vorgeschichte vorlagen.

Als gesunde Kontrollgruppe wurde ein Datensatz von 40 erwachsenen Probanden verwendet, die keinerlei orthopädische Vorerkrankungen aufwiesen und die bereits zuvor in anderen Studien der Universität Düsseldorf als gesunde Kontrollgruppe herangezogen wurden.

3.1.1. Grunderkrankung

Es wurden Patienten mit unterschiedlichen Grunderkrankungen in die Studie eingeschlossen.

- 18 Patienten mit Dysplasiacoxarthrose
- 12 Patienten mit fortgeschrittener Hüftkopfnekrose (ARCO VI) mit fortgeschrittener Gelenkdestruktion, davon 2 beidseits, 2 nach Chemotherapie bei AML, 3 nach Trauma, 1 nach ECF, 6 idiopathisch
- 13 Patienten mit Coxarthrose, davon 1 postinfektiös, 1 posttraumatisch, 2 bei Morbus Perthes und 9 idiopathisch.

3.1.2. Begleiterkrankungen

Folgende orthopädische Begleiterkrankungen lagen bei den Patienten dieser Studie vor:

- 20 Patienten mit Coxarthrose auf der kontralateralen Seite
- 1 Patient mit Senkspreizfuß beidseits und cubitus valgus beidseits
- 1 Patient mit Hallux rigidus beidseits
- 1 Patient mit Hallux valgus

2 Patienten mit Osteoporose

Folgende weitere Begleiterkrankungen lagen bei den Patienten dieser Studie vor:

- 8 Patienten mit arterieller Hypertonie
- 1 Patient mit Hypercholesterinämie
- 2 Patienten mit coronarer Herzkrankheit
- 1 Patient mit stattgehabtem Apoplex
- 3 Patienten mit Atemwegserkrankungen
- 1 Patient mit Hyperlipoproteinämie
- 3 Patienten mit Diabetes mellitus Typ II
- 8 Patienten mit gastroenterologischen Begleiterkrankungen
- 10 Patienten mit Schilddrüsenerkrankungen
- 1 Patient mit Z.n. Pankreatitis bei Alkoholabusus
- 1 Patient mit systemischem Lupus erythematodes
- 1 Patient mit Schlafapnoesyndrom
- 2 Patienten mit stattgehabter Stammzelltransplantation, abgeschlossener Cortison- und Chemotherapie bei AML
- 1 Patient mit Depression, Borderlinesyndrom und Stockholmsyndrom
- 1 Patient mit chronischem Schmerzsyndrom
- 1 Patient mit Hyperurikämie
- 1 Patient mit Epilepsie
- 11 Patienten mit Gefäßerkrankungen
- 3 Patienten mit urologischen Erkrankungen

3.1.3. Voroperationen

Aufgrund der komplexen Fehlbildungen einiger Patienten waren hier bereits mehrere Voroperationen des Bewegungsapparates in der Krankengeschichte erfolgt. Im Folgenden werden Voroperationen aller Patienten aufgeführt.

- 11 Patienten mit Hüft-TEP auf der kontralateralen Seite, davon 9 ebenfalls mit dem S-ROM-Schaftsystem
- 2 Patienten mit stattgehabter Tripleosteotomie bds.
- 8 Patienten mit nicht weiter beschriebenen Hüftgelenksoperationen, davon 1 beidseits und 6 auf der kontralateralen Seite

- 5 Patienten mit stattgehabter intertrochantärer Umstellungsosteotomie, davon 3 auf der kontralateralen Seite
- 4 Patienten mit Metallentfernung nach einer der o.g. Hüftgelenksoperationen
- 1 Patient mit mehrfachen Ellenbogengelenksoperationen
- 1 Patient mit Schraubenosteosynthese bei Schenkelhalsfraktur
- 5 Patienten mit Vorfußoperation in der Vorgeschichte ohne Einfluss auf das Gangbild
- 1 Patient mit Handoperation

3.1.4. Operationssetting und Implantate

Alle Patienten wurden an der Uni-Klinik Düsseldorf vom gleichen Operateur und drei weiteren Assistenten operiert. Die Operationen erfolgten alle in Rückenlage mit dem transglutealen Zugang nach Baur. Bei allen Patienten wurde eine zementfreie Pfanne implantiert. Insgesamt wurde 42mal die Duraloc[®] Pressfit-Pfanne von DePuy[®] eingesetzt. Diese ist bereits seit 1990 auf dem Markt und ein etabliertes Implantat. Sie hat eine raue Beschichtung (Procoat-Beschichtung). Die Inlayfixierung erfolgt mittels Fixierungsring und 6 Antirotationseinheiten (DePuy Synthes Companies[®] 2022a). Es wurde in diesen Fällen das X-Linked PE-Inlay vom Typ Marathon[®] der Firma DePuy[®] verwendet. Das Inlay besteht aus einem mittels Gammastrahlung hochvernetztem Polyethylen (PE) (Gu et al. 2016). In 4 Fällen wurde eine Pinnacle[®] Hüftpfanne der Firma DePuy[®] implantiert. Dieses System gibt es seit 2003 in Deutschland. Die Pfanne hat ebenfalls die Procoat-Beschichtung und eine Titan Schmiedelegierung. Das Inlay wird über einen VIP-Konus (Variabel Interface Prothesis) fixiert. Die Pinnacle Pfanne ist kompatibel mit dem Marathon PE-Inlay, dem Ultramed-Metall-Inlay und dem BIOLOX[®] delta Keramikinlay der Firma DePuy[®] (DePuy Synthes Companies[®] 2022b). In dieser Studie wurden einmal das Marathon PE-Inlay und dreimal das Ultramed-Metall-Inlay verwendet. In drei Fällen wurde eine Alphanorm Segmentpfanne der Firma Alphanorm Corin Group implantiert. Dies ist eine zementfreie Pressfit-Pfanne aus Reintitan mit laserstrukturierter Oberfläche (Lichtinger; Müller 2001). Sie wurde jeweils mit dem zugehörigen Standard Inlay kombiniert. In einem Fall wurde eine Multihole-Trilogy Pfanne der Firma Zimmer implantiert, eine titanbeschichtete Pressfit-Pfanne mit rauer Oberfläche und Schraubenlöchern für eine optionale zusätzliche

Verankerung mit Pfahlschrauben (Zimmer inc. 2002). Hier wurde das zugehörige hitzegeformte, ultrahoch molekulargewichtete Polyethyleninlay (UHMWPE-Inlay) der Firma Zimmer eingesetzt (John 2009).

In 41 Fällen wurde der BIOLOX® forte Keramikkopf implantiert. Hierbei handelt es sich um einen Aluminiumoxid-Keramikkopf mit hoher Biokompatibilität. Das Implantat ist seit 1994 auf dem Markt (CeramTec GmbH 2017). In einem Fall wurde der BIOLOX® delta Keramikkopf der Firma DePuy® implantiert. Dies ist eine Weiterentwicklung des Aluminiumoxid-Keramikkopfes. Im Vergleich zum BIOLOX® forte Keramikkopf ist dieser Zirkonoxid-gehärtet und weist eine höhere Festigkeit auf (Christie; Brinson 2005). Er ist seit 2003 auf dem Markt (CeramTec GmbH 2017), so dass zum Operationszeitpunkt der Patienten dieser Studie noch wenig Langzeitergebnisse zu diesem Implantat vorlagen und somit die Implantation noch zurückhaltend erfolgte. In 8 Fällen wurde ein Metallkopf der Firma DePuy® implantiert. Dieser besteht aus Cobalt Chrom.

3.1.5. Durchschnittliche Körpermaße, Seitenverteilung und BMI

Bei einer Körpergröße von im Schnitt 1,65m ($\pm 0,11m$) und einem Körpergewicht von im Schnitt 74,89kg ($\pm 18,86kg$) lag der durchschnittliche BMI der Patienten bei 27,20 ($\pm 5,90$). Tab.: 3.1.5.1. zeigt eine Einteilung der Patienten in die Klassifikation des BMI nach der WHO aus dem Jahre 2004.

Tab.: 3.1.5.1. Einteilung der Patienten in die Klassifikation des BMI nach WHO aus dem Jahre 2004.

Classification	BMI kg/m ²	Anzahl der Patienten
Underweight	<18.50	3
Normal range	18.50 - 24.99	12
Pre-obese	25.00 - 29.99	13
Obese class I	30.00 - 34.99	9
Obese class II	35.00 - 39.99	2
Obese class III	≥ 40.00	2

16 Patienten wurden am rechten Hüftgelenk operiert und 18 am linken. Bei 9 Patienten erfolgte auf beiden Seiten die Implantation einer Hüft-TEP vom Typ S-ROM. Von diesen Patienten wurden 7 vor und ca. 1 Jahr nach der ersten Operation ganganalytisch untersucht. Weitere 7 wurden vor der zweiten Operation und alle 9 wurden nach beiden Operationen untersucht.

3.1.6. Offset und Inklinationswinkel

Bei jedem Patienten wurden prä- und postoperativ Röntgenbilder des Beckens und des zu operierenden Hüftgelenkes in Lauensteintechnik angefertigt. Um die Veränderungen der anatomischen Situation vor und nach Operation zu beschreiben und zu vergleichen wurden 3 Kenngrößen bestimmt:

- Das horizontale Offset beschreibt den Abstand der femoralen Schaftachse zum Zentrum des Hüftkopfes. Veränderungen an der Gelenkgeometrie nehmen Einfluss auf die Kräfteverhältnisse und somit auf die Belastung des Gelenkes. Parameter, die auf die Gelenkbelastung einwirken, sind das Offset, der CCD-Winkel und der Anteversionswinkel (Jerosch J 2013). Physiologischerweise haben Preininger et al. in einer Studie Werte von $4,36 \pm 0,56$ cm bei Männern und $3,95 \pm 0,35$ cm bei Frauen ermittelt (Preininger et al. 2012).
- Das vertikale Offset beschreibt das Verhältnis der Trochanter Spitze zum Zentrum des Hüftkopfes in vertikaler Ebene. Befinden sich Trochanter Spitze und Hüftkopfzentrum auf einer Höhe, liegt der Wert bei 0. Dies ist die optimale Position.
- Der Inklinationswinkel beschreibt die Lagebeziehung der Hüftpfanne in frontaler Ebene im Verhältnis zum Becken. Er wird bestimmt, indem eine Gerade entlang des Unterrandes der Sitzbeine gezogen wird und eine Gerade, die durch den kaudalsten Punkt der Pfanne und dem längsten Schrägdurchmesser verläuft. Bei dem Winkel zwischen diesen beiden Geraden handelt es sich um den Inklinationswinkel (Vanrusselt et al. 2015).

3.1.7. Harris Hip Score

Ein bewährtes System zur Einschätzung der Hüftgelenksfunktion ist der von W.H. Harris 1969 entwickelte Harris Hip Score (HHS) (Harris 1969). Dieser wurde von insgesamt für 35 der 43 Patienten prä- und 37 Patienten postoperativ bestimmt.

Der HHS gliedert sich in die Kapitel Schmerz, Funktion, Gangbild und Beweglichkeit, wobei dem Kapitel Schmerz mit maximal 44 zu erreichenden Punkten (kein Schmerz) das größte Gewicht beigemessen wird. Die Funktion bezieht sich auf Alltagssituationen wie Treppen steigen, Schuhe anziehen und Spazieren gehen (Harris 1969). Das Gangbild

wurde anhand von Videoaufnahmen, die zum Zeitpunkt der Ganganalysen erstellt wurden, bewertet.

Die Beweglichkeit wurde nach der Neutral-Null-Methode an den Tagen der Ganganalyse gemessen.

Die maximal zu erreichende Punktzahl ist 100.

Das verwendete Formular stellt Tab.: 3.1.7.1 dar.

Tab.: 3.1.7.1. Harris Hip Score

A. Schmerzen		
	Keine Schmerzen	44
	Gelegentliche (geringe Schmerzen Belastung, keine Belastungseinschränkung, alle Aktivitäten möglich)	40
	Gelegentliche, mäßige Schmerzen bei sportlicher bzw. unüblicher Betätigung, gelegentliche Einnahme von Aspirin(= WHO< 1)	30
	Mäßige Schmerzen („erträglich“), die die Alltagsbelastung einschränken können, Pat. ist arbeitsfähig, Analgetika als Aspirin nötig	20
	Starke Schmerzen, deutliche Einschränkung der Alltagsaktivitäten, nur geringste Belastungen möglich, regelmäßig stärkere Analgetika als Aspirin nötig(= WHO> 1)	10
	Bewegung nur unter starken Schmerzen /Ruheschmerz, keine Belastung möglich bis zur Bettlägerigkeit	0
B. Funktion		
Tägliche Aktivitäten		
Treppenlaufen		
	Ohne Probleme	4
	Mit Hilfe des Treppengeländers	2
	Mit einigen Pausen	1
	Treppensteigen unmöglich	0
Verkehrsmittel		
	Benutzung öffentlicher Transportmittel möglich	1
	Benutzung öffentlicher Transportmittel unmöglich	0
Sitzen		
	Bequemes Sitzen für etwa 60 Minuten (normaler Stuhl)	5
	Bequemes Sitzen in einem hohen Stuhl für etwa 30 Minuten	3
	Bequemes Sitzen nicht möglich	0
Anziehen von Schuhen und Socken		
	Anziehen von Schuhen und Socken leicht möglich	4
	Anziehen von Schuhen und Socken schwierig möglich	2
	An- und Ausziehen unmöglich	0
Gehstrecke		
	Maximal mögliche Gehstrecke (ohne Pause) Unbegrenzt(ohne Einschränkung)	11
	Längere Gehstrecke (> 1000 Meter)	8
	Nur kurze Gehstrecken (< 1000 Meter)	5
	Gehen nur in Wohnung	2
	Gehen nur vom Bett zum Stuhl	0

Gangbild	Hinken	
	Kein Hinken	11
	Leichtes Hinken	8
	Mäßiges Hinken	5
	Schweres Hinken/ Gehen nicht möglich	0
	Gehhilfen	
	Keine Gehhilfen	11
	1 Gehstock für lange Gänge	7
	1 Gehstock dauernd	5
	1 UAG	4
	2 Gehstöcke	2
	2 UAG	0
Beweglichkeit	Kontrakturen	
	Keine fixierte Abduktion über 10°	1
	Keine fixierte Innenrotation über 10°	1
	Keine Beinlängendifferenz über 3 cm	1
	Keine Beugekontraktur	1
	Bewegungsumfang	
	210-300°	5
	160-209°	4
	100-159°	3
	60-99°	2
	30-59°	1
	0-29°	0
Flexion	0-130°	
Extension	0-10°	
Abduktion	0-40°	
Adduktion	0-40°	
Außenrotation	0-40°	
Innenrotation	0-40°	

3.2. Untersuchungsverfahren

3.2.1. Voruntersuchung

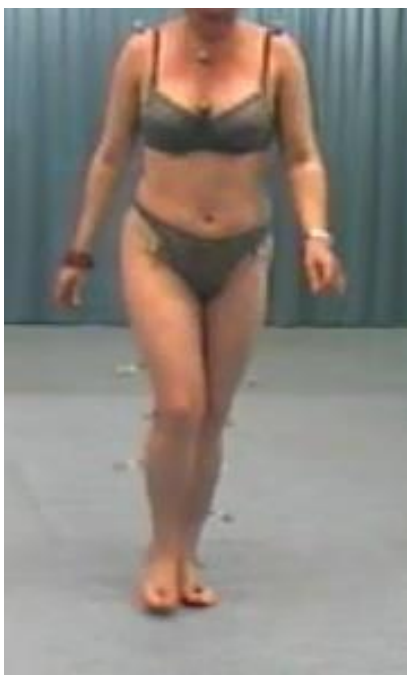
Zu Beginn fand eine klinische Untersuchung statt, in der die passiven Bewegungsausmaße der Hüft-, Knie- und Sprunggelenke und die Länge beider Beine dokumentiert wurden. Als Beinlänge wurde die Strecke von der Spina iliaca anterior superior zum Malleolus medialis definiert. Diese Untersuchung wurde bei jedem Patienten von der gleichen Person, in einigen Fällen auch mit Unterstützung einer weiteren Person durchgeführt.

Um zu gewährleisten, dass das Computersystem die Körperproportionen korrekt wiedergibt, wurden Körpergröße, Körpergewicht und die Breite von oberem Sprunggelenk, Kniegelenk, Handgelenk, Ellenbogengelenk und Schultergelenk sowie

die Handdicke gemessen und in das System (Session) eingegeben. Zusätzlich wurden reine Videoaufnahmen vom Gang in frontaler und seitlicher Ebene durchgeführt.

Anschließend folgte die Platzierung von 22 Markern mit reflektierender Oberfläche von Vicon® Oxford Metrix (Vicon® 2020). Die im Durchmesser 25 mm messenden Marker wurden an den von Kadaba et. al. beschriebenen Punkten (Tab.: 3.2.1.1.) mit doppelseitigem Klebeband fixiert (Abb.: 3.2.1.1.) (Kadaba; Ramakrishnan; Wootten 1990). Die Marker durften während der Bewegung nicht von Körperteilen verdeckt werden.

Abb.: 3.2.1.1. Platzierung der Marker auf der Haut. (Bild Ganglabor Heinrich Heine Universität Düsseldorf)



Tab.: 3.2.1.1. Positionen der Oberflächemarker

CLAV	Clavicle	RTHI	Right thigh	RANK	Right ankle	RBAK	Right back
RSHO	Right shoulder	LTHI	Left thigh	LANK	Left ankle	C7	7th Cervical Vertebrae
LSHO	Left sholder	RKNE	Right knee	RTOE	Right toe	T10	10th Thoracic Vertebrae
STERN	Sternum	LKNE	Left knee	LTOE	Left toe	SAC	Sacrum
RASI	Right ASIS	RTBI	Right tibial wand marker	RHEE	Right heel		
LASI	Left ASIS	LTBI	Left tibial wand marker	LHEE	Left heel		

Für die Aufzeichnung wurden acht 50-Hz. Kameras, 2 Kraftmessplatten der Firma Advanced Medical Technology Inc. Watertown, USA (AMTI) und die Software Polygon der Firma VICON® verwendet.

3.2.2. Kalibrierung

Das System wurde täglich vor Beginn der Untersuchungen kalibriert, um zu ermöglichen, dass die Daten, die in die Benutzeroberfläche „Vicon Clinical Manager®“ der Software übertragen werden, so reliabel wie möglich waren. Zuerst wurde geprüft, ob die Ein- und Ausgänge der Kraftmessplatten ausgeglichen waren. War dies nicht der Fall, erfolgte eine manuelle Justierung. Anschließend konnten Workstation, PC und Infrarot-Kameras eingeschaltet werden. Es erfolgten eine statische und eine dynamische Kalibrierung. Für die statische Kalibrierung wurde ein statisches Element (L-Frame) auf der dafür vorgesehenen Stelle fixiert. Es wurde überprüft, dass keine Artefakte von den Kameras wahrgenommen wurden. Anschließend wurde die dynamische Kalibrierung durchgeführt. Mit einem Stab, an dem im Abstand von 50 cm 2 reflektierende Marker mit einem Durchmesser von 5 cm befestigt waren, wurden Bewegungen im Ganglabor durchgeführt und diese von den 8 Infrarotkameras aufgenommen. Die Bewegungen wurden in einem Bereich durchgeführt, der von allen 8 Kameras erfasst wurde um Messungenauigkeiten zu verhindern.

Die Workstation führte die Daten der Infrarot-Kameras zusammen und leitete diese an den PC weiter. Die zweidimensionalen Daten jeder Kamera wurden kombiniert, mit den kalibrierten Daten verglichen und die äquivalente digitale Bewegung in 3 Dimensionen wiedergegeben.

3.2.3. Untersuchungsablauf

Nachdem die Marker am Körper des Patienten fixiert waren, wurde eine statische Messung „trial“ durchgeführt. Hierbei musste der Patient auf einem festgelegten Punkt, in unserem Labor war dies die vordere Kraftmessplatte, ruhig stehen, während die am Patienten fixierten Marker im Raum erfasst wurden. Anschließend wurden die Marker benannt und kalibriert, damit bei dynamischen Messungen die Marker richtig zugeordnet werden.

Anschließend wurden die dynamischen Untersuchungen durchgeführt. Die Patienten gingen auf einer 10 m langen Strecke barfußig entlang. Durch das Barfußgehen wurden Verfälschungen der Messwerte durch stoßdämpfende Sohlen verhindert. Nachteilig an dieser Untersuchung war jedoch, dass Beinlängendifferenzen nicht ausgeglichen wurden. Die Geschwindigkeit wurde vom Patienten frei gewählt, um ein unverfälschtes

Gangbild zu erhalten. Dies erschwert die Vergleichbarkeit mit anderen Studien, da viele Parameter in engen Zusammenhang mit der Ganggeschwindigkeit stehen (Plotnik et al. 2013; Schwesig R. et al. 2013). Eine festgelegte Ganggeschwindigkeit, wie sie bei Laufbandanalysen durch Einstellung der Laufbandgeschwindigkeit durchgeführt werden, führt wiederum zu einer Abweichung vom natürlichen Gangbild, da hier eine Geschwindigkeit vorgegeben wird, die nicht der natürlichen Geschwindigkeit des Patienten entspricht. Zusätzlich müssen die Patienten sich bei Laufbandanalysen zu ihrer Sicherheit an den vorhandenen Handläufen festhalten. Dies führt ebenfalls zu Abweichungen vom natürlichen freihändigen Gang (Yang; King 2016). Da wir in dieser Studie ein möglichst unverfälschtes Gangbild untersuchen wollten, bevorzugten wir die Untersuchung des freihändigen Ganges mit selbstgewählter Geschwindigkeit. Die Strecke wurde so oft zurückgelegt, bis jeder Fuß mindestens 10-mal eine der beiden Kraftmessplatten vollständig getroffen hatte. Da eine zu starke Konzentration auf das Treffen der Platten das Gangbild ebenfalls verfälschen würde, wurden die Patienten nicht über die Kraftmessplatten informiert, so dass die Treffer durch Variierung der Start und Ziellinie um wenige Zentimeter und mehrfache Versuche erreicht wurden.

3.2.4. Datenbearbeitung

Die gemessenen Daten wurden anschließend am PC mit der Software von Vicon[®] bearbeitet (Vicon[®] 2021). Hierfür wurde jeder einzelne Datensatz (Trial) nacheinander berechnet (prozessiert). Ein Trial ist ein Datensatz, der gesammelt wurde, wenn der Patient die 10m lange Strecke des Ganglabors einmal durchquert und dabei die Kraftmessplatte mit einem Fuß getroffen hatte. Um bei den Untersuchungen eine gleichmäßige Ganggeschwindigkeit zu erreichen, startete der Patient an einer Stelle, die von den Kameras noch nicht erfasst wurde und beendete seinen Durchlauf, nachdem die Kameras ihn nicht mehr erfassten. Somit wurden die Anlaufphase und die Abbremsphase nicht mit gemessen.

Bei der Nachbearbeitung der Datensätze wurde folgend vorgegangen: Zuerst wurde der Datensatz geöffnet und das Feld von der Stelle, an der zum ersten Mal alle Marker von allen Kameras erkannt wurden, bis zu dem Punkt, bevor der erste Marker von den Kameras nicht mehr erfasst wurde, eingegrenzt und gespeichert. Anschließend wurden die „events“ gesetzt. Events sind die Momente, in denen der Wechsel von Standphase

zu Schwungphase stattfindet. Im Computerprogramm der Firma Vicon® gibt es eine Leiste, auf der die Phasen des Gangzyklus repräsentiert werden. Hier wurden die Stellen mit dem entsprechenden Zeichen versehen, an denen jeweils der rechte oder linke Fuß aufgesetzt oder abgehoben wird (Pfeil nach oben für Anheben des Fußes, Pfeil nach unten für Aufsetzen des Fußes, grün für rechts, rot für links). Anschließend wurde der Datensatz prozessiert. Bei diesem Vorgang wird aus den gemessenen Daten ein dynamisches Gangmodell für die obere und untere Körperpartie erstellt und diese Daten gespeichert. Es wurden die Temporalparameter (Weg-Zeit-Parameter) wie Kadenz (Zeit, die für einen Doppelschritt benötigt wird), Ganggeschwindigkeit, Schrittlänge, Dauer der Standphase und Dauer der Schwungphase berechnet. Da die Schrittlänge mit der Körpergröße variiert, wurde für die weitere Auswertung die Schrittlänge durch die Körpergröße dividiert.

Es erfolgte zudem die kinematische Analyse der Bewegungsumfänge von Hüft-, Knie- und Sprunggelenken, sowie der Beckenkipfung während des Gangzyklus. Der Gangzyklus wurde hierfür auf 100% normiert. Des Weiteren wurde die Kinematik des Rumpfes, des Beckens und des Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase analysiert. Hier wurde sowohl die Bewegung des Thorax im Verhältnis zum Raum, als auch die Bewegung des Thorax im Verhältnis zum Becken berechnet.

Nachdem alle Datensätze prozessiert waren, konnte ein Report erstellt werden. Dies bedeutet, dass die ermittelten Daten in Form von Kurven grafisch dargestellt wurden. Hierfür mussten die Daten in das Kurvenformat exportiert werden. Die Kurven stellen das durchschnittliche Bewegungsausmaß der gemessenen Gelenke zu jedem Zeitpunkt des Gangzyklus dar.

Die kinetische Analyse erfolgte mithilfe von in den Boden eingelassenen Kraftmessplatten. Die Fläche unter der sich daraus ergebenden Kurve ergibt die aufgebrachte Arbeit. Die Berechnung erfolgte durch numerische Integration (Holzmann et al., 2010). Die positive Fläche entspricht der geleisteten Arbeit, während die negative Fläche der absorbierten Arbeit entspricht.

Es wurde die entwickelte Arbeit an Hüft-, Knie und Sprunggelenk in der Sagittalebene gemessen.

Die gemittelten Daten konnten nun in das Programm Excel exportiert und statistisch ausgewertet werden.

3.2.5. Statistische Auswertung

Für den Vergleich präoperativ zu postoperativ wurde der *Wilcoxon-Test* für abhängige Stichproben verwendet. Er gibt an, ob sich zwei abhängige Stichproben in ihrer zentralen Differenz erheblich unterscheiden (Bortz; Lienert, 2008). Für den Vergleich der Patienten mit dem Normalkollektiv wurde der Mann-Whitney-U-Test für unabhängige Stichproben verwendet. Dieser Test prüft die Nullhypothese, ob zwei unabhängige Stichproben aus ‚formgleich‘ verteilten Populationen mit identischem Medianwerte stammen (Bortz; Lienert, 2008). Die Auswertung erfolgte mit Hilfe des Computerprogramms SPSS 18 der Softwarefirma IBM[®]. Es wurde von einem Signifikanzniveau $\alpha \leq 0,05$ ausgegangen. Das maximal zu tolerierende Risiko für eine falsche Entscheidung zugunsten der Alternativhypothese betrug somit 5%. Das Signifikanzniveau α wurde mit dem berechneten p -Wert verglichen. Ist $p \leq 0,05$ kann die Nullhypothese der Gleichheit abgelegt werden (Bortz; Lienert, 2008).

3.3. Das S-ROM Schaftsystem

Das DePuy[®] S-ROM-System ist ein zementloses, baukastenartig aufgebautes Implantatsystem, welches 1984 eingeführt wurde.

Der S-ROM Schaft setzt sich aus 3 Teilen zusammen: Schaft, Hülse und Kopf. Die hohen Variationsmöglichkeiten von Hülsen, Schaftlängen und -durchmessern, proximalen Körperformen und verschiedenen Steckköpfen ermöglichen 10.398 Kombinations-möglichkeiten (Buly 2005; Spitzer 2012).

Das sternförmige Design mit den distalen Rippen des distalen Schaftanteils und die spezielle Form der proximalen Hülse gewährleisten Rotationsstabilität. Die Hülse setzt sich zusammen aus einem konischen Anteil und einem dreieckförmigen Hülsenfortsatz (s. Abb.: 3.3.1). Sie wird in dem Teil verankert, der die beste Knochenqualität aufweist. In der Regel liegt dieser im Calcabereich. Bei komplexen Revisionsoperationen kann er auch im Trochanter major oder minor liegen. Die Verankerung erfolgt metaphysär.

Der Schaft wird aus einem Stück gefertigt und besteht aus einer Titanschmiedelegerung.

Abb.: 3.3.1. S-ROM Schaft mit freundlicher Genehmigung der Johnson & Johnson Medical GmbH Geschäftsbereich DePuySynthes



Abb.: 3.3.2. Porös beschichtete Hülse mit freundlicher Genehmigung der Johnson & Johnson Medical GmbH Geschäftsbereich DePuySynthes®



Die proximale Hülse hat eine nasenförmige Ausziehung für eine gute Passform im metaphysären Teil des Femurs und zusätzliche Rotationsstabilität (s. Abb.: 3.3.2). Schaft und Hülse können unabhängig voneinander rotiert werden, um eine pathologische Anteversion auszugleichen und eine physiologische Anteversion zu rekonstruieren (Spitzer 2012).

Alle Standardschäfte haben distale Rillen. Diese vergrößern den distalen Grunddurchmesser um 1,25 mm und wurden zur Gewährleistung der Rotationsstabilität entwickelt (Spitzer 2012). Der distale Schaft ist poliert, um eine knöcherne Ummauerung im distalen Bereich zu verhindern.

Zusätzlich zu der Auswahl an Durchmessern und Längen sind verschiedene proximale Körperlängen und Offset-Varianten erhältlich. Die proximale Körperlänge wird diagonal entlang des femoralen Halses, beginnend an der Spitze der Hülse, gemessen. Schäfte mit einem Durchmesser von mehr als 9 mm können zudem ein erhöhtes Offset haben, was eine leichte Gewebeanspannung erlaubt, ohne die Beinlänge zu verlängern (Spitzer 2012).

Der Hals der Prothese hat einen 11/13 mm Konus. Hierauf passen 22 mm Kobalt-Chrom-Köpfe in einer Länge, 28 mm Kobalt-Chrom- oder Keramik-Köpfe in 5 Längen, 32 mm Kobalt-Chrom- oder Keramik-Köpfe in 5 Längen oder 36 mm Kobalt-Chrom- oder Keramik-Köpfe in 6 Längen.

4. Ergebnisse

4.1. Weg-Zeit-Parameter

Gruppe eins umfasste Patienten mit einem erkrankten Hüftgelenk und einer gesunden Gegenseite. Tabelle 4.1.1.1. zeigt den Vergleich der Weg-Zeit-Parameter präoperativ zu postoperativ und zum Normalkollektiv. Die Standphase war vor Hüft-TEP-Implantation (60,6% ± 3,87%) im Vergleich zum Normalkollektiv (59,7% ± 1,03%) verlängert, diese Verlängerung war nicht signifikant. Nach Hüft-TEP-Implantation hatte sich die Standphase erneut um wenige Prozent verlängert (61,34% ± 2,03%), so dass nun eine signifikante Verlängerung der Standphase auf der operierten Seite im Vergleich zum Normalkollektiv resultierte. Die Einbein-Standphase war auf der erkrankten Seite vor Hüft-TEP-Implantation (35,95% ± 3,14%) im Vergleich zum Normalkollektiv (40,27% ± 1,23%) verkürzt. Nach Hüft-TEP-Implantation hatte sich die Einbein-Standphase auf der erkrankten Seite signifikant verlängert (37,70% ± 3,32%). Im Verhältnis zum Normalkollektiv blieb die Einbein-Standphase weiterhin signifikant verkürzt. In der Stoßdämpfungsphase übernimmt das Bein die gesamte Körperlast. Diese Phase war sowohl vor (12,2% ± 3,18%) als auch nach Hüft-TEP-Implantation (11,50% ± 1,78%) im Vergleich zum Normalkollektiv (9,69% ± 1,16%) verlängert. Die relative Schrittlänge war sowohl vor (0,33m ± 0,04m), als auch nach Hüft-TEP-Implantation (0,34 ± 0,05m) im Vergleich zum Normalkollektiv (0,39m ± 0,01m) verkürzt.

Tab.: 4.1.1.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 präop, postop, Kontrollgruppe

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Standphase (% GZ)	60,67 (3,87)	61,34 (2,03)	59,70 (1,03)	0,409	0,000	0,153
Einbein-Standphase (%GZ)	35,95 (3,14)	37,70 (3,32)	40,27 (1,23)	0,000	0,000	0,004
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	12,2 (3,18)	11,50 (1,78)	9,69 (1,16)	0,000	0,000	0,362
Relative Schrittlänge (Meter)	0,33 (0,04)	0,34 (0,05)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,089

p1: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Die Standphase der erkrankten Seite (60,67% ± 3,87%) war im Vergleich zur Gegenseite (63,97% ± 3,04%) vor Hüft-TEP-Implantation signifikant verkürzt (siehe Tab.: 4.1.1.2). Nach Hüft-TEP-Implantation war kein signifikanter Unterschied zwischen operierter Seite und gesunder Gegenseite bezüglich der Standphase messbar (siehe Tab.: 4.1.1.2). Im Vergleich zum Normalkollektiv war die Standphase auf der

gesunden Gegenseite sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation signifikant verlängert (siehe Tab.: 4.1.1.3). Die Einbein-Standphase war vor Hüft-TEP-Implantation auf der operierten Seite (35,95% ± 3,14%) kürzer als auf der gesunden Gegenseite (38,91% ± 4,02%). Nach Hüft-TEP-Implantation verlängerte sich die Einbein-Standphase auf der operierten Seite (37,70% ± 3,32%), so dass kein signifikanter Unterschied zwischen operierter und gesunder Gegenseite (38,86% ± 2,09%) bestand. Auf der gesunden Gegenseite zeigte sich in der Einbein-Standphase nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied zu präoperativ (siehe Tab 4.1.1.3). Bei der Stoßdämpfungsphase bestand sowohl vor als auch nach der Operation kein signifikanter Unterschied zwischen erkrankter Seite und gesunder Gegenseite. Die relative Schrittlänge war vor und nach der Operation im Vergleich zur gesunden Gegenseite nicht verändert, jedoch war die relative Schrittlänge der erkrankten und der gesunden Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant verkürzt. Postoperativ hatte sie auf der gesunden Gegenseite signifikant zugenommen, blieb jedoch unter der des Normalkollektivs (siehe Tab 4.1.1.3.).

Tab.: 4.1.1.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 Gegenseite

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5
Standphase (% GZ)	60,67 (3,87)	61,34 (2,03)	63,97 (3,04)	62,29 (3,78)	0,000	0,181
Einbein-Standphase (%GZ)	35,95 (3,14)	37,70 (3,32)	38,91 (4,02)	38,86 (2,09)	0,001	0,114
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	12,2 (3,18)	11,50 (1,78)	12,80 (3,66)	12,10 (3,32)	0,784	0,648
Relative Schrittlänge (Meter)	0,33 (0,04)	0,34 (0,05)	0,32 (0,05)	0,35 (0,04)	0,260	0,412

*p*4: *p*-Wert für den Test Patienten Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Patienten Gruppe 1 postop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.1.1.3. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 Gegenseite präop, postop, Kontrollgruppe

	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 6	<i>p</i> 7	<i>p</i> 8
Standphase (% GZ)	63,97 (3,04)	62,29 (3,78)	59,70 (1,03)	0,000	0,000	0,018
Einbein-Standphase (%GZ)	38,91 (4,02)	38,86 (2,09)	40,27 (1,23)	0,332	0,005	0,715
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	12,80 (3,66)	12,10 (3,32)	9,69 (1,16)	0,000	0,000	0,224
Relative Schrittlänge (Meter)	0,32 (0,05)	0,35 (0,04)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,002

*p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*7: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Tests); *p*8: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon Test); GZ: Gangzyklus; Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Gruppe zwei umfasste neun Patienten mit zwei erkrankten Hüftgelenken, bei denen auf beiden Seiten nacheinander eine Hüft-TEP mit dem Schaftsystem vom Typ S-ROM implantiert worden war.

Auf der zuerst operierten Seite zeigte sich sowohl vor als auch nach der Hüft-TEP-Implantation eine signifikant verlängerte Standphase, verkürzte Einbein-Standphase, verlängerte Stoßdämpfungsphase und verkürzte relative Schrittlänge im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.1.2.1.). Nach Hüft-TEP-Implantation auf der zweiten Seite vergrößerte sich die Schrittlänge auf dieser Seite von 0,28m (\pm 0,05m) auf 0,33m (\pm 0,05m). Standphase, Einbein-Standphase und Stoßdämpfungsphase hatten sich nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zu präoperativ nicht wesentlich verändert. Die Standphase war im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin verlängert, die Einbein-Standphase verkürzt und die Stoßdämpfungsphase verlängert (siehe Tab.: 4.1.2.2.).

Tab.: 4.1.2.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 2 präop, postop, Kontrollgruppe

	Gruppe 2 Präop (N=7)	Gruppe 2 postop (N=7)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Standphase (% GZ)	64,39 (3,71)	63,57 (2,88)	59,70 (1,03)	0,000	0,000	0,313
Einbein-Standphase (%GZ)	35,21 (3,93)	36,90 (1,77)	40,27 (1,23)	0,000	0,000	0,313
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	15,09 (4,59)	13,69 (2,26)	9,69 (1,16)	0,000	0,000	0,313
Relative Schrittlänge (Meter)	0,30 (0,07)	0,32 (0,05)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,063

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.1.2.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 2 zweite Seite, Kontrollgruppe

	Gruppe 2 zweite Seite präop (N=7)	Gruppe 2 zweite Seite postop (N=9)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Standphase (% GZ)	65,75 (5,18)	63,38 (3,54)	59,70 (1,03)	0,000	0,000	0,078
Einbein-Standphase (%GZ)	33,63 (5,22)	36,64 (3,48)	40,27 (1,23)	0,000	0,000	0,109
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	15,53 (6,03)	12,96 (2,99)	9,69 (1,16)	0,000	0,000	0,109
Relative Schrittlänge (Meter)	0,28 (0,05)	0,33 (0,05)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,016

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit Gruppe 2 zweite Seite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Gruppe drei umfasste sechs Patienten mit erkranktem Hüftgelenk auf beiden Seiten, bei denen auf einer Seite eine Hüft-TEP mit dem Schaftsystem vom Typ S-ROM implantiert worden war und auf der Gegenseite bereits andere Voroperationen -wie

Implantation einer Hüft-Totalendoprothese eines anderen Modells oder eine Umstellungsosteotomie erfolgt waren.

Gruppe vier umfasste fünf Patienten, die ebenfalls zwei erkrankte Hüftgelenke hatten, bei denen die Gegenseite jedoch nicht operiert worden war.

In beiden Gruppen zeigten sich sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation eine verlängerte Standphase, eine verkürzte Einbein-Standphase, eine verlängerte Stoßdämpfungsphase und eine verkürzte relative Schrittlänge im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.1.2.1. bis 4.1.3.4.).

Auf der Gegenseite war in Gruppe drei die Standphase präoperativ im Vergleich zum Normalkollektiv verkürzt, postoperativ Vergleich zum Normalkollektiv nicht signifikant verändert. In beiden Gruppen waren sowohl vor als auch nach der Operation, im Vergleich zum Normalkollektiv, die Einbein-Standphase und die relative Schrittlänge verkürzt und die Stoßdämpfungsphase verlängert.

Tab.: 4.1.3.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 3 präop, postop, Kontrollgruppe

	Gruppe 3 präop (N=6)	Gruppe 3 postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Standphase (% GZ)	62,87 (2,30)	62,56 (2,64)	59,70 (1,03)	0,004	0,003	1,000
Einbein-Standphase (%GZ)	38,95 (3,55)	38,45 (2,27)	40,27 (1,23)	0,049	0,019	0,844
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	11,86 (1,61)	12,28 (1,74)	9,69 (1,16)	0,003	0,000	0,438
Relative Schrittlänge (Meter)	0,34 (0,02)	0,32 (0,07)	0,39 (0,02)	0,000	0,001	0,844

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.1.3.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 3 Gegenseite, Kontrollgruppe

	Gruppe 3 Gegenseite präop (N=6)	Gruppe 3 Gegenseite postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Standphase (% GZ)	60,94 (4,49)	61,20 (1,85)	59,70 (1,03)	0,024	0,086	1,000
Einbein-Standphase (%GZ)	37,02 (2,90)	37,96 (1,84)	40,27 (1,23)	0,008	0,001	0,844
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	11,98 (2,84)	11,19 (2,18)	9,69 (1,16)	0,053	0,049	0,438
Relative Schrittlänge (Meter)	0,32 (0,02)	0,35 (0,05)	0,39 (0,02)	0,016	0,016	0,844

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 3 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.1.3.3. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 4 präop, postop, Kontrollgruppe

	Gruppe 4 präop (N=5)	Gruppe 4 postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Standphase (% GZ)	64,18 (7,49)	64,05 (5,13)	59,70 (1,03)	0,026	0,023	0,438
Einbein-Standphase (%GZ)	35,22 (6,70)	38,20 (1,54)	40,27 (1,23)	0,003	0,006	0,813
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	14,76 (6,16)	12,80 (3,32)	9,69 (1,16)	0,000	0,010	0,438
Relative Schrittlänge (Meter)	0,29 (0,06)	0,32 (0,03)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,813

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.1.3.4. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 4, Gegenseite, Kontrollgruppe

	Gruppe 4 Gegenseite präop (N=5)	Gruppe 4 Gegenseite postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Standphase (% GZ)	64,53 (6,96)	62,00 (1,17)	59,70 (1,03)	0,007	0,001	0,438
Einbein-Standphase (%GZ)	35,91 (7,52)	35,74 (4,54)	40,27 (1,23)	0,035	0,010	1,000
Stoßdämpfungsphase (%GZ)	14,87 (7,38)	13,33 (3,13)	9,69 (1,16)	0,004	0,002	0,188
Relative Schrittlänge (Meter)	0,30 (0,06)	0,32 (0,05)	0,39 (0,02)	0,000	0,000	0,813

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 4 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2. Kinematik

4.2.1. Kinematik des Beckens Gruppe eins

In der Gruppe eins zeigte sich am Becken in der Sagittalebene vor Hüft-TEP-Implantation auf der erkrankten Seite eine signifikant vermehrte Anteversion im Vergleich zum Normalkollektiv ($21,92^\circ \pm 8,95^\circ$). Nach Hüft-TEP-Implantation war die Anteversion auf der erkrankten Seite zurückgegangen ($18,78^\circ \pm 7,25^\circ$) (siehe Abb.: 4.2.1.1. und Tab.: 4.2.1.3.). Das Ausmaß war jedoch nicht signifikant. Im Vergleich zum Normalkollektiv bestand noch immer eine signifikant vermehrte Anteversion. Mit der Retroversion (Minimum Anteversion) verhielt es sich ebenso. Die Beckenkipfung in der Sagittalebene, also die Differenz zwischen maximaler und minimaler Anteversion, war vor ($7,3^\circ \pm 4,48^\circ$) und nach Hüft-TEP-Implantation ($4,93^\circ \pm 2,35^\circ$) signifikant höher als beim Normalkollektiv ($1,85 \pm 0,87^\circ$), trotz einer signifikanten Abnahme der Beckenkipfung nach Hüft-TEP-Implantation. Vergleicht man nun die erkrankte Seite mit der Gegenseite, zeigen sich hier sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation keine signifikanten Unterschiede. Die Gegenseite hatte sowohl vor als auch nach Operation eine vermehrte Anteversion (siehe Tab.: 4.2.1.4.). Auch hier hatte die Beckenkipfung postoperativ signifikant abgenommen.

Abb.: 4.2.1.1. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Sagittalebene. Positive Werte entsprechen einer Bewegung des Beckens in Anteversion, negative Werte entsprechen einer Bewegung des Beckens in Retroversion. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.

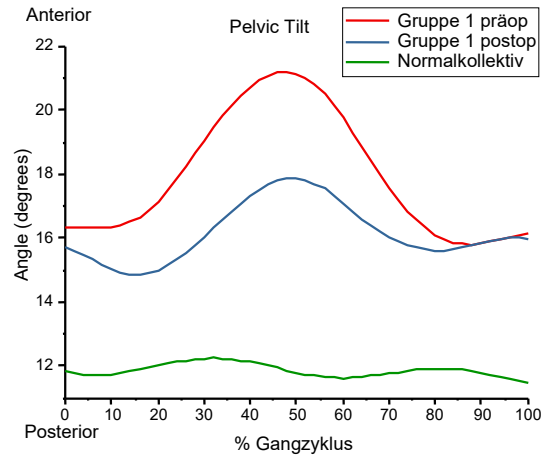
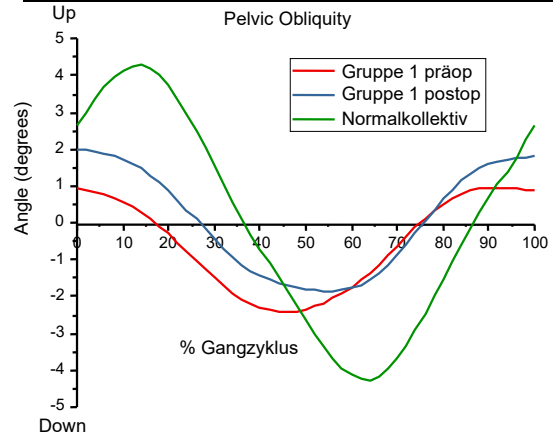


Abb.: 4.2.1.2. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Frontalebene. Positive Werte entsprechen einer Anhebung des Beckens, negative Werte entsprechen einer Absenkung des Beckens. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.



In der Frontalebene ließ sich vor Hüft-TEP-Implantation auf der erkrankten Seite eine verringerte Anhebung des Beckens ($2,21^\circ \pm 4,56^\circ$) nachweisen. Nach Hüft-TEP-Implantation ($3,48^\circ \pm 3,91^\circ$) zeigte sich kein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Normalkollektiv ($4,32^\circ \pm 1,11^\circ$, siehe Abb.: 4.2.1.2. und Tab.: 4.2.1.3.). Die maximale Absenkung des Beckens war vor der Operation ($3,62^\circ \pm 4,43^\circ$) im Vergleich zum Normalkollektiv ($4,28^\circ \pm 1,06^\circ$) nicht signifikant verändert. Nach der Operation war die maximale Beckenabsenkung signifikant geringer ($2,69^\circ \pm 3,03^\circ$) als beim Normalkollektiv. Die Veränderungen im Vergleich vor und nach der Operation für Anhebung und Absenkung des Beckens waren nicht signifikant.

In der Transversalebene wurden sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation auf der erkrankten und der gesunden Seite keine signifikanten Abweichungen im Vergleich zum Normalkollektiv festgestellt (siehe Abb.: 4.2.1.3. und Tab.: 4.2.1.3.).

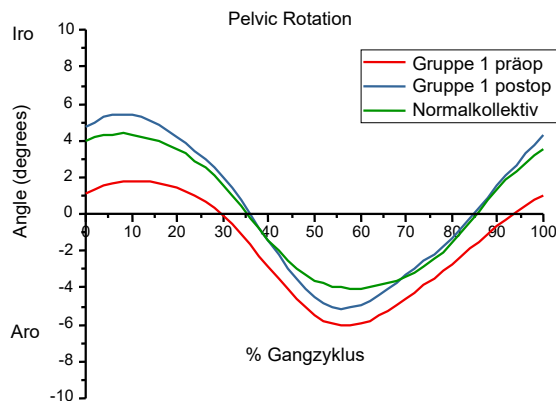


Abb.: 4.2.1.3. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Transversalebene. Positive Werte entsprechen einer Bewegung des Beckens nach vorne, negative Werte entsprechen einer Bewegung des Beckens nach hinten. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.

Tab.: 4.2.1.1. Kinematik des Beckens Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	21,92 (8,95)	18,78 (7,25)	12,62 (4,36)	0,000	0,000	0,068
Minimum Anteversion	14,62 (6,97)	13,84 (6,36)	10,76 (4,30)	0,020	0,021	0,715
Beckenkipfung	7,30 (4,48)	4,93 (2,35)	1,85 (0,87)	0,000	0,000	0,008
Frontalebene						
Maximum hoch	2,21 (4,56)	3,48 (3,91)	4,32 (1,11)	0,034	0,172	0,136
Minimum hoch	-3,62 (4,43)	-2,69 (3,03)	-4,28 (1,06)	0,469	0,030	0,287
Beckenkipfung	5,82 (2,88)	6,17 (2,83)	8,60 (2,16)	0,000	0,000	0,394
Transversalebene						
Maximum vor	4,62 (5,17)	6,34 (4,33)	5,22 (2,55)	0,303	0,246	0,107
Minimum vor	-4,86 (5,11)	-4,00 (3,90)	-4,75 (2,39)	0,696	0,784	0,484
Beckenkipfung	9,48 (4,88)	11,32 (3,70)	9,97 (4,90)	0,795	0,212	0,052

p1: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.1.2. Kinematik des Beckens Gruppe 1 und Gegenseite

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite präop	Gruppe 1 Gegenseite postop	p4	p5
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	21,92 (8,95)	18,78 (7,25)	22,19 (9,01)	18,82 (7,00)	0,082	0,733
Minimum Anteversion	14,62 (6,97)	13,84 (6,36)	14,76 (6,92)	14,01 (6,25)	0,260	0,114
Beckenkipfung	7,30 (4,48)	4,93 (2,35)	7,43 (4,47)	4,81 (2,12)	0,306	0,249
Frontalebene						
Maximum hoch	2,21 (4,56)	3,48 (3,91)	3,27 (4,39)	2,75 (3,05)	0,685	0,733
Minimum hoch	-3,62 (4,43)	-2,69 (3,03)	-2,81 (5,04)	-3,45 (3,75)	0,761	0,592
Beckenkipfung	5,82 (2,88)	6,17 (2,83)	6,08 (2,95)	6,2 (2,83)	0,052	0,661
Transversalebene						
Maximum vor	4,62 (5,17)	6,34 (4,33)	5,43 (4,88)	5,71 (4,36)	0,758	0,733
Minimum vor	-4,86 (5,11)	-4,00 (3,90)	-4,81 (4,80)	-5,52 (4,28)	0,758	0,661
Beckenkipfung	9,48 (4,88)	11,32 (3,70)	10,25 (4,73)	11,24 (3,65)	0,036	0,884

p4: p-Wert für den Test Patienten Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Patienten Gruppe 1 postop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.1.3. Kinematik des Beckens Gruppe 1 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	p6	p7	p8
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	22,19 (9,01)	18,82 (7,00)	12,62 (4,36)	0,000	0,000	0,052
Minimum Anteversion	14,76 (6,92)	14,01 (6,25)	10,76 (4,30)	0,013	0,018	0,761
Beckenkipfung	7,43 (4,47)	4,81 (2,12)	1,85 (0,87)	0,000	0,000	0,003
Frontalebene						
Maximum hoch	3,27 (4,39)	2,75 (3,05)	4,32 (1,11)	0,127	0,021	0,605
Minimum hoch	(-2,81) (5,04)	(-3,45) (3,75)	-4,28 (1,06)	0,310	0,354	0,412
Beckenkipfung	6,08 (2,95)	6,2 (2,83)	8,60 (2,16)	0,000	0,000	0,738
Transversalebene						
Maximum vor	5,43 (4,88)	5,71 (4,36)	5,22 (2,55)	0,739	0,750	0,484
Minimum vor	(-4,81) (4,80)	(-5,52) (4,28)	-4,75 (2,39)	0,675	0,297	0,429
Beckenkipfung	10,25 (4,73)	11,24 (3,65)	9,97 (4,90)	0,817	0,234	0,153

p6: p-Wert für den Test Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p7: p-Wert für den Test Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Tests); p8: p-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.2. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe eins

Vor und nach Hüft-TEP-Implantation bestand im Vergleich zum Normalkollektiv kein signifikanter Unterschied in der maximalen Flexion am Hüftgelenk sowohl der operierten als auch der Gegenseite. Die maximale Extension war vor Hüft-TEP-Implantation mit 7,26° Flexion ($\pm 15,09^\circ$) im Vergleich zum Normalkollektiv mit -7,76° Flexion ($\pm 4,10^\circ$) signifikant geringer (siehe Tab.: 4.2.2.4.). Nach der Operation steigerte sich die Hüftgelenksexension signifikant (1,20° Flexion $\pm 11,10^\circ$). Dennoch war die Hüftgelenksexension nach Hüft-TEP-Implantation weiterhin geringer als beim Normalkollektiv. Die Gegenseite zeigte ebenfalls sowohl vor als auch nach der Operation eine signifikant geringere Extension (-0,02° Flexion $\pm 11,66^\circ$ bzw. -2,26° $\pm 11,35^\circ$) als das Normalkollektiv. Der Bewegungsumfang war auf der erkrankten Seite sowohl vor (25,27° $\pm 9,93^\circ$) als auch nach der Operation (33,14° $\pm 8,55^\circ$) signifikant geringer als beim Normalkollektiv (43,61° $\pm 4,78^\circ$). Der Bewegungsumfang hatte sich nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zu präoperativ signifikant vergrößert. Der Bewegungsumfang der Gegenseite zeigte im Vergleich zum Normalkollektiv sowohl vor als auch nach der Operation keine signifikante Abweichung (siehe Tab.: 4.2.2.5.).

Abb.: 4.2.2.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Sagittalebene. Positive Werte entsprechen einer Bewegung in Flexion, negative Werte entsprechen einer Bewegung in Extension. Die Kurven zeigen die Mittelwerte

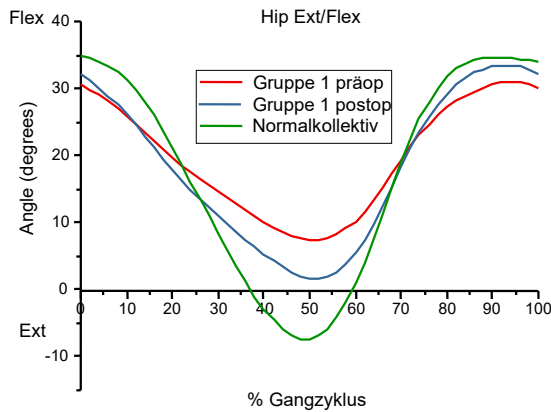
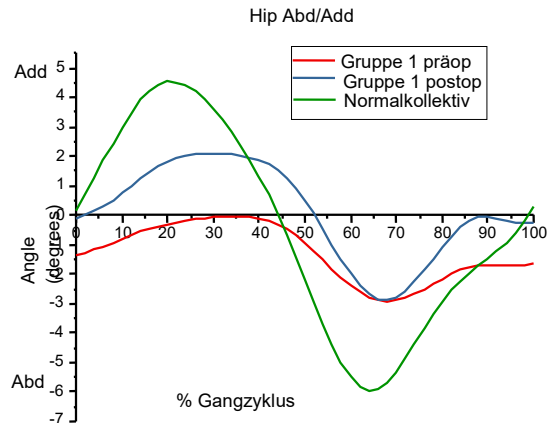


Abb.: 4.2.2.2. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Frontalebene. Positive Werte entsprechen einer Adduktion des Hüftgelenkes, negative Werte entsprechen einer Abduktion des Hüftgelenkes. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.



In der Frontalebene war die maximale Adduktion auf der erkrankten Seite vor der Operation verringert. Nach der Operation war kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv nachweisbar. Bei der Gegenseite war sowohl vor als auch nach der Operation keine signifikante Veränderung zum Normalkollektiv nachweisbar (siehe Abb.: 4.2.2.2.). Die maximale Abduktion war nach Hüft-TEP-Implantation ($3,53^\circ \pm 4,22^\circ$) im Vergleich zum Normalkollektiv ($6,14^\circ \pm 2,22^\circ$) verringert. Die Gegenseite zeigte sowohl vor ($3,04^\circ \pm 5,72^\circ$) als auch nach Hüft-TEP-Implantation ($3,41^\circ \pm 5,50^\circ$) eine verringerte Abduktion im Vergleich zum Normalkollektiv ($6,14^\circ \pm 2,22^\circ$). Im Vergleich zur erkrankten Seite waren keine signifikanten Veränderungen nachweisbar. Der Bewegungsumfang in der Frontalebene war vor und nach Hüft-TEP-Implantation sowohl auf der erkrankten Seite als auch auf der Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv verringert (siehe Tab.: 4.2.2.4. und Tab.: 4.2.2.5.). Es zeigte sich nach Hüft-TEP-Implantation eine signifikante Zunahme des Bewegungsumfanges auf der erkrankten Seite.

In der Transversalebene zeigten sich sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation auf beiden Seiten eine verringerte Innenrotation sowie eine vermehrte Außenrotation. Der Bewegungsumfang war vor und nach der Operation beidseits signifikant vergrößert (siehe Abb.: 4.2.2.3. und Tab.: 4.2.2.4.).

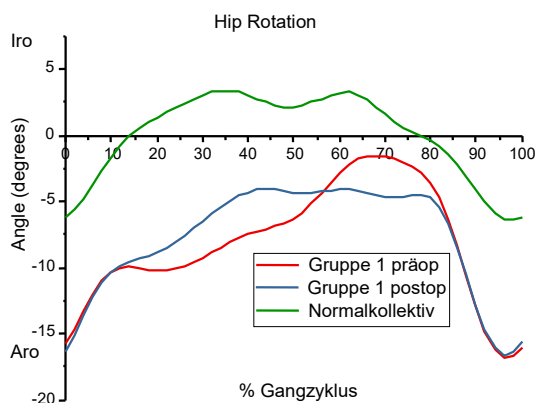


Abb.: 4.2.2.3. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Transversalebene. Werte entsprechen einer Bewegung in Innenrotation, negative Werte entsprechen einer Bewegung in Außenrotation. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.

Tab.: 4.2.2.4. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	32,53 (9,50)	34,34 (10,21)	35,85 (5,56)	0,470	0,297	0,394
Minimum Flexion	7,26 (15,09)	1,20 (11,10)	-7,76 (4,10)	0,000	0,000	0,021
Bewegungsumfang	25,27 (9,93)	33,14 (8,55)	43,61 (4,78)	0,000	0,000	0,000
Frontalebene						
Maximum Adduktion	1,37 (5,20)	3,62 (5,51)	4,75 (2,18)	0,014	0,277	0,059
Minimum Adduktion	-4,09 (5,22)	-3,53 (4,22)	-6,14 (2,22)	0,212	0,001	0,693
Bewegungsumfang	5,43 (2,83)	7,15 (2,80)	10,89 (2,02)	0,000	0,000	0,011
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	0,96 (11,13)	-0,22 (11,16)	6,05 (4,78)	0,010	0,020	0,627
Minimum Innenrotation	-17,84 (1,88)	-18,73 (9,95)	-7,18 (5,29)	0,000	0,000	0,605
Bewegungsumfang	18,80 (6,61)	18,52 (7,79)	13,23 (3,90)	0,000	0,006	0,903

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.2.5. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 präop, postop und Gegenseite

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5
Sagittalebene						
Maximum Flexion	32,53 (9,50)	34,34 (10,21)	41,81 (11,41)	37,44 (9,78)	0,002	0,123
Minimum Flexion	7,26 (15,09)	1,20 (11,10)	-0,02 (11,66)	-2,26 (11,35)	0,001	0,033
Bewegungsumfang	25,27 (9,93)	33,14 (8,55)	41,83 (10,59)	39,70 (8,53)	0,000	0,022
Frontalebene						
Maximum Adduktion	1,37 (5,20)	3,62 (5,51)	5,01 (4,96)	4,00 (3,89)	0,128	0,910
Minimum Adduktion	-4,09 (5,22)	-3,53 (4,22)	-3,04 (5,72)	-3,41 (5,5)	0,761	0,910
Bewegungsumfang	5,43 (2,83)	7,15 (2,80)	8,05 (4,07)	7,41 (3,51)	0,004	0,685

Transversalebene						
Maximum Innenrotation	0,96 (11,13)	-0,22 (11,16)	-1,03 (8,74)	0,19 (11,45)	0,715	0,818
Minimum Innenrotation	-17,84 (1,88)	-18,73 (9,95)	-21,00 (11,44)	-21,24 (10,73)	0,465	0,291
Bewegungsumfang	18,80 (6,61)	18,52 (7,79)	19,97 (5,54)	21,431 (7,37)	0,503	0,338

p4: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); *p5*: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.2.6. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 Gegenseite präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p6</i>	<i>p7</i>	<i>p8</i>
Sagittalebene						
Maximum Flexion	41,81 (11,41)	37,44 (9,78)	35,85 (5,56)	0,075	0,851	0,068
Minimum Flexion	-0,02 (11,66)	-2,26 (11,35)	-7,76 (4,10)	0,007	0,022	0,648
Bewegungsumfang	41,83 (10,59)	39,70 (8,53)	43,61 (4,78)	0,369	0,062	0,101
Frontalebene						
Maximum Adduktion	5,01 (4,96)	4,00 (3,89)	4,75 (2,18)	0,874	0,862	0,412
Minimum Adduktion	-3,04 (5,72)	-3,41 (5,5)	-6,14 (2,22)	0,006	0,004	0,543
Bewegungsumfang	8,05 (4,07)	7,41 (3,51)	10,89 (2,02)	0,000	0,000	0,260
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	-1,03 (8,74)	0,19 (11,45)	6,05 (4,78)	0,001	0,056	0,447
Minimum Innenrotation	-21,00 (11,44)	-21,24 (10,73)	-7,18 (5,29)	0,000	0,000	0,808
Bewegungsumfang	19,97 (5,54)	21,43 (7,37)	13,23 (3,90)	0,000	0,000	0,465

p6: *p*-Wert für den Test Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p7*: *p*-Wert für den Test Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p8*: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.3. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe eins

In der Sagittalebene waren auf der erkrankten Seite sowohl die maximale Flexion des Kniegelenkes ($46,32^\circ \pm 9,51^\circ$ vor OP; $50,36^\circ \pm 9,23^\circ$ nach OP) als auch der Bewegungsumfang ($46,14^\circ \pm 7,38^\circ$ vor OP; $50,24^\circ \pm 8,26^\circ$ nach OP) vor und nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv ($58,86^\circ \pm 4,25^\circ$ Flexion; $57,01 \pm 3,29^\circ$ Bewegungsumfang) verringert (siehe Tab.: 4.2.3.2.). Beide hatten postoperativ signifikant zugenommen. Die maximale Extension war im Vergleich zum Normalkollektiv nicht wesentlich verändert (siehe Abb.: 4.2.3.1). Betrachtet man isoliert die Standphase, so zeigte sich hier eine verringerte Flexion vor der Operation ($35,01^\circ \pm 10,4^\circ$) im Vergleich zum Normalkollektiv ($39,88^\circ \pm 4,96^\circ$). Nach der Operation zeigte sich keine wesentliche Veränderung zum Normalkollektiv. In der Schwungphase zeigte sich vor Hüft-TEP-Implantation ($46,32^\circ \pm 9,51^\circ$) eine verringerte Flexion im Vergleich zum Normalkollektiv ($58,86^\circ \pm 4,25^\circ$). Trotz signifikanter

Zunahme der maximalen Flexion nach der Operation ($51,41^\circ \pm 7,93^\circ$) bestand hier weiterhin eine verringerte Flexion, während die Extension sich nach der Operation nicht signifikant verändert hatte.

Beim initialen Bodenkontakt war die maximale Flexion sowohl vor als auch nach der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert und die maximale Extension erhöht. In der Frontalebene war der Bewegungsumfang vor und nach der Operation signifikant vermehrt, wobei die Varus- und Valgusbewegung isoliert betrachtet im Vergleich zum Normalkollektiv nicht signifikant verändert war. Die Varus-Valgusbewegung war hier keine Bewegung des Kniegelenkes, sondern eine am Kniegelenk gemessene Bewegung im Raum.

Tab.: 4.2.3.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	46,32 (9,51)	50,36 (9,23)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,024
Minimum Flexion	0,18 (6,89)	0,12 (7,459)	1,85 (3,19)	0,35	0,106	0,831
Bewegungsumfang	46,14 (7,38)	50,24 (8,26)	57,01 (3,29)	0,000	0,000	0,002
Maximum Flexion Standphase	35,01 (10,40)	37,19 (8,82)	39,88 (4,96)	0,003	0,06	0,181
Minimum Flexion Standphase	0,45 (6,95)	0,40 (8,22)	1,94 (3,19)	0,060	0,217	0,884
Maximum Flexion Schwungphase	46,32 (9,51)	51,41 (7,93)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,007
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	7,51 (8,98)	6,53 (9,57)	18,10 (6,20)	0,000	0,000	0,761
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	1,69 (7,12)	1,01 (8,05)	8,42 (4,99)	0,000	0,000	1,000
Frontalebene						
Maximum Varus	5,79 (3,90)	4,51 (6,13)	5,30 (3,21)	0,633	0,515	0,301
Minimum Varus	-1,6 (3,54)	-2,59 (6,12)	-0,43 (3,30)	0,172	0,06	0,301
Bewegungsumfang	7,48 (3,17)	7,10 (5,48)	5,73 (2,22)	0,038	0,02	0,429

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Vergleicht man nun die erkrankte Seite mit der Gegenseite, so zeigte sich vor Hüft-TEP-Implantation in der Sagittalebene eine verringerte Flexion ($46,32^\circ \pm 9,51^\circ$ vs. $50,36 \pm 9,23^\circ$) und ein verringerter Bewegungsumfang auf der erkrankten Seite ($46,14^\circ \pm 7,38^\circ$ vs. $50,24^\circ \pm 9,23^\circ$). Nach der Operation war kein Unterschied mehr zwischen erkrankter Seite und Gegenseite sowohl in der Standphase als auch in der Schwungphase nachweisbar (siehe Tab.: 4.2.3.4). Die maximale Flexion beim initialen Bodenkontakt war vor der Operation ($7,57^\circ \pm 8,95^\circ$) im Vergleich zur Gegenseite

(13,26°± 8,72°) verringert. Nach Hüft-TEP-Implantation bestand kein signifikanter Unterschied zwischen erkrankter Seite und Gegenseite (siehe Tab.: 4.2.3.4). Mit der maximalen Extension beim initialen Bodenkontakt verhielt es sich ebenso.

In der Frontalebene bestand auf der erkrankten Seite vor Hüft-TEP-Implantation eine erhöhte Varusstellung und eine verringerte Valgusstellung im Vergleich zur Gegenseite. Nach der Operation bestand in der Frontalebene kein Unterschied zur Gegenseite.

Tab.: 4.2.3.4. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 präop. postop und Gegenseite

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	p4	p5
Sagittalebene						
Maximum Flexion	46,32 (9,51)	50,36 (9,23)	52,07 (9,16)	52,11 (6,19)	0,031	0,485
Bewegungsumfang	46,14 (7,38)	50,24 (8,26)	50,45 (7,69)	52,55 (7,26)	0,026	0,088
Minimum Flexion	0,18 (6,89)	0,12 (7,459)	1,61 (7,04)	-0,44 (7,56)	0,263	0,506
Maximum Flexion Standphase	35,01 (10,40)	37,19 (8,82)	39,09 (8,58)	36,31 (8,22)	0,136	0,648
Minimum Flexion Standphase	0,45 (6,95)	0,40 (8,22)	2,07 (7,25)	-0,28 (7,63)	0,224	0,543
Maximum Flexion Schwungphase	46,32 (9,51)	51,41 (7,93)	50,16 (9,35)	52,11 (6,19)	0,121	0,378
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	7,51 (8,98)	6,53 (9,57)	13,26 (8,72)	10,02 (9,40)	0,010	0,153
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	1,69 (7,12)	1,01 (8,05)	5,65 (8,77)	2,94 (8,53)	0,048	0,484
Frontalebene						
Maximum Varus	5,79 (3,90)	4,51 (6,13)	2,98 (5,22)	3,45 (4,33)	0,007	0,322
Minimum Varus	-1,6 (3,54)	-2,59 (6,12)	-5,58 (4,97)	-4,45 (4,12)	0,001	0,149
Bewegungsumfang	7,48 (3,17)	7,10 (5,48)	8,56 (4,55)	7,91 (2,41)	0,615	0,277

p4: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5:p-Wert für den Test für den Vergleich Gruppe 1 postop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Die Gegenseite wies sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation eine verringerte maximale Flexion und einen verringerten Bewegungsumfang in der Sagittalebene auf. Beim initialen Bodenkontakt bestand ebenfalls vor und nach Hüft-TEP Implantation eine verringerte Flexion (siehe Tab.: 4.2.3.5.). Am Kniegelenk der Gegenseite fanden sich im Vergleich vor und nach Hüft-TEP-Implantation keine messbar signifikanten Unterschiede.

Tab.: 4.2.3.5. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=39)	p6	p7	p8
Sagittalebene						
Maximum Flexion	52,07 (9,16)	52,11 (6,19)	58,86 (4,25)	0,001	0,000	0,927
Minimum Flexion	1,61 (7,04)	-0,44 (7,56)	1,85 (3,19)	1,000	0,022	0,094
Bewegungsumfang	50,45 (7,69)	52,55 (7,26)	57,01 (3,29)	0,000	0,022	0,089
Maximum Flexion Standphase	39,09 (8,58)	36,31 (8,22)	39,88 (4,96)	0,543	0,013	0,094
Minimum Flexion Standphase	2,07 (7,25)	-0,28 (7,63)	1,94 (3,19)	0,874	0,03	0,068
Maximum Flexion Schwungphase	50,16 (9,35)	52,11 (6,19)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,465
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	13,26 (8,72)	10,02 (9,40)	18,10 (6,20)	0,014	0,000	0,059
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	5,65 (8,77)	2,94 (8,53)	8,42 (4,99)	0,078	0,001	0,083
Frontalebene						
Maximum Varus	2,98 (5,22)	3,45 (4,33)	5,30 (3,21)	0,028	0,138	0,648
Minimum Varus	-5,58 (4,97)	-4,45 (4,12)	-0,43 (3,30)	0,000	0,000	0,503
Bewegungsumfang	8,56 (4,55)	7,91 (2,41)	5,73 (2,22)	0,005	0,001	0,903

p6: p-Wert für den Test Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p7: p-Wert für den Test Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p8: p-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Abb.: 4.2.3.1. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 in der Sagittalebene. Positive Werte entsprechen einer Bewegung in Flexion, negative Werte entsprechen einer Bewegung in Extension. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.

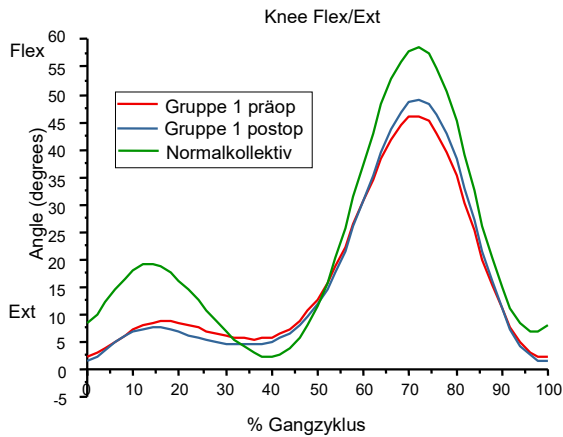
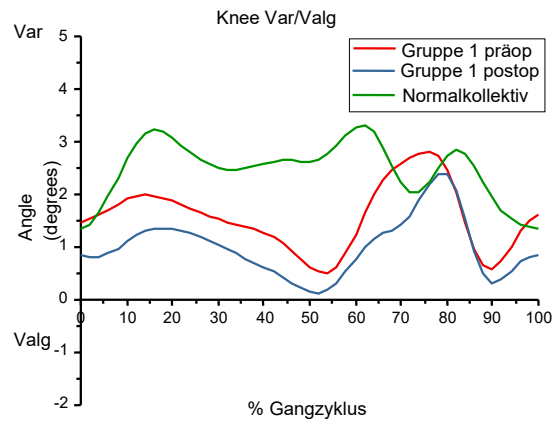


Abb.: 4.2.3.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 in der Frontalebene. Positive Werte entsprechen einer Varusbewegung des Kniegelenks, negative Werte entsprechen einer Valgusbewegung des Kniegelenks. Die Kurven zeigen die Mittelwerte.



4.2.4. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe eins

Betrachtet man die Bewegung des Rumpfes, des Beckens und des Hüftgelenkes in der Einbein-Standphase in der Frontalebene, so zeigte sich, dass sowohl vor Hüft-TEP-Implantation als auch nach der Operation der Oberkörper im Verhältnis zum Raum, im Vergleich zum Normalkollektiv, weiter zur erkrankten Seite geneigt wurde (siehe Tab.: 4.2.4.1.) Die Thoraxbewegung im Verhältnis zum Becken, die Beckenneigung und die Hüftadduktion waren im Vergleich zum Normalkollektiv nicht signifikant verändert.

Tab.: 4.2.4.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes Gruppe 1 während der Einbein-Standphase präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=24;25; 38;39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Frontalebene						
Thorax Raum	-3,04 (3,99)	-2,76 (2,31)	-0,80 (0,53)	0,002	0,000	0,855
Thorax Becken	-1,62 (5,43)	-2,23 (4,40)	-1,92 (0,72)	0,325	0,168	0,484
Becken	-1,42 (5,00)	-0,54 (3,93)	1,27 (0,57)	0,057	0,127	0,201
Hüfte (Adduktion)	-0,21 (5,57)	2,02 (5,44)	2,38 (2,13)	0,113	0,988	0,064

Positive Werte bedeuten ein Absinken zur Gegenseite bzw. eine Adduktion; *p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Vergleicht man die erkrankte Seite mit der Gegenseite, so zeigte sich hier vor der Operation kein signifikanter Unterschied (siehe Tab.: 4.2.4.2.). Nach der Operation wurde der Oberkörper auf der erkrankten Seite im Verhältnis zum Raum stärker zur gleichen Seite geneigt.

Tab.: 4.2.4.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase präop, postop und Gegenseite

	Gruppe 1 präop (N=23)	Gruppe 1 postop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5
Frontalebene						
Thorax Raum	-3,04 (3,99)	-2,76 (2,31)	-1,10 (3,45)	-0,68 (2,88)	0,181	0,031
Thorax Becken	-1,62 (5,43)	-2,23 (4,40)	-0,82 (5,63)	0,17 (4,32)	0,831	0,114
Becken	-1,42 (5,00)	-0,54 (3,93)	-0,28 (4,78)	-0,85 (3,21)	0,563	0,761
Hüfte (Adduktion)	-0,21 (5,57)	2,02 (5,44)	2,58 (4,60)	2,23 (3,93)	0,274	1,000

Positive Werte bedeuten ein Absinken zur Gegenseite bzw. eine Adduktion; *p*4: *p*-Wert für den Tests Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 1 postop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop. (Mann-Whitney-U Test); Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Die Gegenseite wies nach Hüft-TEP-Implantation eine verminderte Neigung des Thorax im Verhältnis zum Becken zur gleichen Seite im Vergleich zum Normalkollektiv auf.

Des Weiteren zeigte sich eine vermehrte Neigung des Beckens zur gleichen Seite im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.4.3.). Die Hüftadduktion der Gegenseite war vor der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv vermehrt. Nach der Operation war im Vergleich zum Normalkollektiv kein signifikanter Unterschied messbar. Die Veränderung der Hüftadduktion war präoperativ im Vergleich zu postoperativ nicht signifikant.

Tab.: 4.2.4.3. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 1 Gegenseite präop (N=23)	Gruppe 1 Gegenseite postop (N=23)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	p6	p7	p8
Frontalebene						
Thorax Raum	-1,10 (3,45)	-0,68 (2,88)	-0,80 (0,53)	0,841	0,315	0,301
Thorax Becken	-0,82 (5,63)	0,17 (4,32)	-1,92 (0,72)	0,218	0,019	0,224
Becken	-0,28 (4,78)	-0,85 (3,21)	1,27 (0,57)	0,169	0,003	0,465
Hüfte (Adduktion)	2,58 (4,60)	2,23 (3,93)	2,38 (2,13)	0,000	0,795	0,67

Positive Werte bedeuten ein Absinken zur Gegenseite bzw. eine Adduktion; p6: p-Wert für den Test Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p7: p-Wert für den Test Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p8: p-Wert für den Test Gruppe 1 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.5. Kinematik des Beckens Gruppe zwei

Betrachtet man die Kinematik des Beckens in Gruppe zwei, so zeigte sich in der Sagittalebene auf beiden Seiten vor Hüft-TEP-Implantation eine vermehrte Anteversion, eine verminderte Retroversion und ein vermehrter Bewegungsumfang (siehe Tab.: 4.2.5.1.). Postoperativ blieben die Anteversion und der Bewegungsumfang auf beiden Seiten vermehrt, während die Retroversion auf der zweiten Seite vermindert blieb.

In der Frontalebene war auf beiden Seiten vor Hüft-TEP-Implantation ($6,18 \pm 3,53$ erste Seite und $6,17 \pm 2,96$ zweite Seite) die Beckenkipfung im Vergleich zum Normalkollektiv ($8,6 \pm 2,16$) verringert. Nach Hüft-TEP-Implantation bestand auf der ersten Seite kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv. Auf der zweiten Seite blieb die Beckenkipfung verringert. Betrachtet man das Anheben und Absenken des Beckens separat, so zeigte sich hier auf der zuerst operierten Seite im Vergleich zum Normalkollektiv sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied. Auf der zweiten Seite verringerte sich nach der Operation die Anhebung des Beckens (siehe Tab.: 4.2.5.2.).

In der Transversalebene bestand vor ($-8,63 \pm 4,16$) und nach Hüft-TEP-Implantation ($-7,96 \pm 3,70$) auf der ersten Seite eine vermehrte Retroversion im Vergleich zum

Normalkollektiv ($-4,75 \pm 2,39$). Auf der zweiten Seite bestand sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv.

Tab.: 4.2.5.1. Kinematik des Beckens Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 präop (N=7)	Gruppe 2 postop (N=7)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	19,28 (3,15)	20,54 (9,10)	12,62 (4,36)	0,001	0,028	0,313
Minimum Anteversion	14,57 (3,51)	15,68 (7,86)	10,76 (4,30)	0,039	0,128	0,313
Beckenkipfung	4,71 (2,18)	4,85 (2,74)	1,85 (0,87)	0,000	0,002	0,625
Frontalebene						
Maximum hoch	4,05 (3,27)	3,17 (2,53)	4,32 (1,11)	0,453	0,335	0,813
Minimum hoch	-2,13 (3,81)	-4,30 (4,17)	-4,28 (1,06)	0,183	0,145	0,438
Beckenkipfung	6,18 (3,53)	7,47 (2,10)	8,60 (2,16)	0,033	0,239	1,000
Transversalebene						
Maximum vor	4,31 (4,24)	5,46 (4,41)	5,22 (2,55)	0,788	0,952	0,813
Minimum vor	-8,63 (4,16)	-7,96 (3,70)	-4,75 (2,39)	0,013	0,023	0,188
Beckenkipfung	12,94 (5,05)	13,42 (5,17)	9,97 (4,90)	0,106	0,239	0,813

p1: p-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.5.2. Kinematik des Beckens Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 zweite Seite präop (N=7)	Gruppe 2 zweite Seite postop (N=9)	Kontrollgruppe (N= 39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	22,21 (6,43)	18,64 (6,07)	12,62 (4,36)	0,000	0,010	0,156
Minimum Anteversion	17,08 (6,87)	14,30 (4,94)	10,76 (4,30)	0,017	0,044	0,156
Beckenkipfung	5,13 (1,86)	4,34 (2,44)	1,85 (0,87)	0,000	0,001	0,219
Frontalebene						
Maximum hoch	4,01 (3,08)	2,78 (4,21)	4,32 (1,11)	0,229	0,048	0,047
Minimum hoch	-2,16 (2,94)	-4,08 (2,19)	-4,28 (1,06)	0,087	0,958	0,156
Beckenkipfung	6,17 (2,96)	6,85 (3,39)	8,60 (2,16)	0,049	0,034	0,813
Transversalebene						
Maximum vor	7,39 (2,59)	8,83 (5,35)	5,22 (2,55)	0,066	0,093	0,578
Minimum vor	-3,77 (3,89)	-5,52 (3,67)	-4,75 (2,39)	0,531	0,958	0,578
Beckenkipfung	11,16 (3,43)	14,35 (6,16)	9,97 (4,90)	0,531	0,100	0,469

p4: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit Gruppe 2 zweite Seite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.6. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe zwei

Bei der maximalen Flexion in der Sagittalebene der zuerst operierten Seite zeigte sich im Vergleich zum Normalkollektiv sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied. Die maximale Extension war vor der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert. Nach der Operation bestand kein Unterschied zum Normalkollektiv. Die Zunahme der Extension war im Vergleich vor Operation zu nach Operation statistisch signifikant. Der Bewegungsumfang war sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation verringert (siehe Tab.: 5.2.6.1.).

In der Frontalebene zeigte sich vor und nach Hüft-TEP-Implantation kein Unterschied in der maximalen Adduktion, jedoch eine verminderte Abduktion und ein verringerter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. Nach Hüft-TEP-Implantation zeigte sich keine Veränderung in der Frontalebene (siehe Tab.: 5.2.6.1.) zu vor der Operation.

In der Transversalebene bestand nach der Operation kein wesentlicher Unterschied zu den Werten vor der Operation. Die maximale Innenrotation war im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert, während die maximale Außenrotation und der Bewegungsumfang sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv vermehrt waren (siehe Tab.: 5.2.6.1.).

Tab.: 4.2.6.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 präop (N=7)	Gruppe 2 postop (N=7)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	34,13 (10,18)	39,27 (10,64)	35,85 (5,56)	0,742	0,453	0,813
Minimum Flexion	3,80 (11,66)	3,14 (13,67)	-7,76 (4,10)	0,000	0,061	0,025
Beckenkipfung	30,32 (11,93)	36,13 (5,06)	43,61 (4,78)	0,005	0,001	0,063
Frontalebene						
Maximum Adduktion	4,50 (3,70)	4,57 (3,02)	4,75 (2,18)	0,811	0,952	0,313
Minimum Adduktion	0,55 (3,52)	-2,27 (3,78)	-6,14 (2,22)	0,000	0,005	0,625
Beckenkipfung	3,95 (2,15)	6,83 (3,44)	10,89 (2,02)	0,000	0,003	0,063
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	4,47 (4,99)	3,97 (9,76)	6,05 (4,78)	0,435	0,351	0,625
Minimum Innenrotation	-20,04 (12,45)	-19,63 (11,30)	-7,18 (5,29)	0,008	0,001	0,063
Beckenkipfung	24,51 (9,93)	23,60 (7,62)	13,23 (3,90)	0,001	0,000	0,063

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3:*p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop. (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Betrachtet man die zweite Seite, so zeigten sich in der Sagittalebene sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation keine wesentlichen Unterschiede bei der maximalen Flexion im Vergleich zum Normalkollektiv. Die maximale Extension und der Bewegungsumfang waren sowohl vor als auch nach der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant verringert. Vergleicht man die maximale Extension und den Bewegungsumfang vor und nach der Operation, so zeigte sich eine signifikante Zunahme dieser Werte (siehe Tab.: 5.2.6.2.).

In der Frontalebene war die Adduktion der zweiten Seite im Vergleich zum Normalkollektiv nicht signifikant verändert. Die Abduktion war vor der Operation verringert. Nach der Operation bestand im Vergleich zum Normalkollektiv kein wesentlicher Unterschied in der Abduktion. Der Bewegungsumfang war vor und nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert.

In der Transversalebene bestanden vor Hüft-TEP-Implantation auf der zweiten Seite eine verminderte Innenrotation, eine vermehrte Außenrotation und ein erhöhter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. Nach der Operation bestand bei der Innenrotation kein wesentlicher Unterschied zum Normalkollektiv, während Außenrotation und Bewegungsumfang weiterhin vermehrt waren (siehe Tab.: 5.2.6.2.).

Tab.: 4.2.6.2. Kinematik des Beckens Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 zweite Seite präop (N=7)	Gruppe 2 zweite Seite postop (N=9)	Kontrollgruppe (N=39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Flexion	35,11 (6,00)	33,96 (7,95)	35,85 (5,56)	0,952	0,566	0,578
Minimum Flexion	5,68 (11,18)	-2,01 (7,10)	-7,76 (4,10)	0,000	0,013	0,031
Beckenkipfung	29,43 (8,14)	35,96 (5,57)	43,61 (4,78)	0,000	0,000	0,016
Frontalebene						
Maximum Adduktion	3,49 (4,78)	2,40 (4,14)	4,75 (2,18)	0,614	0,108	0,688
Minimum Adduktion	-2,08 (3,58)	-5,20 (3,74)	-6,14 (2,22)	0,008	0,302	0,297
Beckenkipfung	5,57 (3,18)	7,60 (3,30)	10,89 (2,02)	0,001	0,008	0,297
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	-1,19 (8,49)	-0,94 (14,73)	6,05 (4,78)	0,025	0,125	0,688
Minimum Innenrotation	-21,87 (11,71)	-24,95 (10,90)	-7,18 (5,29)	0,001	0,000	0,578
Beckenkipfung	20,68 (3,92)	24,01 (9,87)	13,23 (3,90)	0,001	0,002	0,375

p4: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit Gruppe 2 zweite Seite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.7. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe zwei

In der Sagittalebene waren in Gruppe zwei sowohl die maximale Flexion des Kniegelenkes als auch der Bewegungsumfang beider Seiten vor und nach Hüft-TEP-Implantation verringert. Die maximale Extension war im Vergleich zum Normalkollektiv auf beiden Seiten vor und nach der Operation nicht wesentlich verändert. Betrachtet man isoliert die Standphase, so zeigte sich auf der ersten Seite kein wesentlicher Unterschied zum Normalkollektiv. Auf der zweiten Seite war sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation die maximale Flexion in der Standphase im Vergleich zum Normalkollektiv verringert. In der Schwungphase war auf beiden Seiten vor und nach Hüft-TEP-Implantation die maximale Knieflexion im Vergleich zum Normalkollektiv verringert. Während des initialen Bodenkontaktes war auf der ersten Seite die maximale Flexion nach der Operation verringert, während die maximale Extension nicht wesentlich vom Normalkollektiv abwich (siehe Tab.: 4.2.7.1.). Auf der zweiten Seite zeigten sich sowohl vor als auch nach der Operation eine verringerte Flexion und eine vermehrte Extension im Kniegelenk beim initialen Bodenkontakt im Vergleich zum Normalkollektiv. In der Frontalebene zeigte sich auf der ersten Seite postoperativ eine vermehrte Valgusbewegung. Der Bewegungsumfang und die Varusbewegung waren sowohl vor als auch nach der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert. Auf der zweiten Seite bestand sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation ein erhöhter Bewegungsumfang (siehe Tab.: 4.2.7.2.). Vor Hüft-TEP Implantation war im Vergleich zum Normalkollektiv die Varusbewegung vermehrt, nach der Operation war die Valgusbewegung vermehrt.

Tab.: 4.2.7.1 Kinematik des Kniegelenks Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 präop (N=7)	Gruppe 2 postop (N=7)	Kontrollgruppe (N= 24;39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	44,97 (8,97)	50,93 (7,36)	58,86 (4,25)	0,000	0,003	0,025
Minimum Flexion	3,14 (9,47)	4,06 (7,39)	1,85 (3,19)	0,675	0,697	0,625
Bewegungsumfang	41,83 (7,54)	46,87 (7,71)	57,01 (3,29)	0,000	0,000	0,063
Maximum Flexion Standphase	36,63 (8,53)	37,20 (10,43)	39,88 (4,96)	0,417	0,136	0,313
Minimum Flexion Standphase	3,59 (9,70)	4,55 (7,27)	1,94 (3,19)	0,765	0,509	0,625
Maximum Flexion Schwungphase	44,46 (10,22)	50,93 (7,36)	58,86 (4,25)	0,000	0,003	0,125
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	13,60 (10,00)	11,98 (6,71)	18,10 (6,20)	0,173	0,028	0,813
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	6,87 (10,65)	6,47 (6,95)	8,42 (4,99)	0,569	0,549	1,000

Frontalebene						
Maximum Varus	4,15 (5,30)	3,48 (4,54)	5,30 (3,21)	0,383	0,291	0,813
Minimum Varus	-3,22 (4,74)	-4,37 (4,89)	-0,43 (3,30)	0,076	0,036	1,000
Bewegungsumfang	7,36 (2,00)	7,87 (2,69)	5,73 (2,22)	0,057	0,053	0,313

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.7.2 Kinematik des Kniegelenks Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 zweite Seite präop (N=7)	Gruppe 2 zweite Seite postop (N=9)	Kontrollgruppe (N= 24;39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Sagittalebene						
Maximum Flexion	41,47 (3,06)	44,75 (9,00)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,219
Minimum Flexion	0,65 (4,00)	(-1,17) (4,98)	1,85 (3,19)	0,672	0,086	0,375
Bewegungsumfang	40,82 (4,23)	45,91 (4,60)	57,01 (3,29)	0,000	0,000	0,078
Maximum Flexion Standphase	34,50 (2,88)	31,45 (7,84)	39,88 (4,96)	0,009	0,004	0,578
Minimum Flexion Standphase	1,04 (3,79)	-0,89 (4,87)	1,94 (3,19)	0,762	0,144	0,219
Maximum Flexion Schwungphase	41,47 (3,06)	44,68 (9,15)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,219
Sagittalebene						
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	8,22 (6,79)	7,20 (5,19)	18,10 (6,20)	0,007	0,000	0,938
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	2,05 (4,85)	0,35 (5,20)	8,42 (4,99)	0,022	0,002	0,578
Frontalebene						
Maximum Varus	5,89 (5,36)	2,61 (5,10)	5,30 (3,21)	0,000	0,057	0,219
Minimum Varus	-2,24 (4,43)	-5,08 (4,82)	-0,43 (3,30)	0,300	0,020	0,219
Bewegungsumfang	8,12 (1,26)	7,69 (5,10)	5,73 (2,22)	0,017	0,030	0,688

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit Gruppe 2 zweite Seite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.8. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe zwei

Auf der zuerst operierten Seite zeigte sich in der Frontalebene nach der Operation eine vermehrte Neigung des Beckens zur gleichen Seite im Vergleich zum Normalkollektiv. Vor der Operation gab es keine Veränderung der Bewegung des Rumpfes, des Beckens und des Hüftgelenkes in der Einbein-Standphase im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.8.1.).

Auf der zweiten Seite bestanden sowohl vor als auch nach der Operation eine vermehrte Neigung des Thorax zur gleichen Seite im Verhältnis zum Raum und eine vermehrte Neigung des Beckens zur gleichen Seite im Verhältnis zum Raum im Vergleich zum

Normalkollektiv. Die Thoraxneigung im Verhältnis zum Becken hatte nach Hüft-TEP-Implantation abgenommen, im Vergleich zum Normalkollektiv bestand jedoch sowohl vor als auch nach der Operation kein signifikanter Unterschied (siehe Tab.: 4.2.8.2.).

Tab.: 4.2.8.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 präop (N=7)	Gruppe 2 postop (N=7)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Frontalebene						
Thorax Raum	-2,26 (2,91)	-1,42 (2,15)	-0,80 (0,53)	0,182	0,417	0,313
Thorax Becken	-1,28 (3,76)	0,53 (3,31)	-1,92 (0,72)	1,000	0,261	0,625
Becken	-0,98 (4,14)	-1,94 (2,74)	1,27 (0,57)	0,468	0,000	0,313
Hüfte (Adduktion)	3,29 (4,22)	2,33 (2,78)	2,38 (2,13)	0,193	0,952	0,625

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.8.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe

	Gruppe 2 zweite Seite präop (N=7)	Gruppe 2 zweite Seite postop (N=9)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Frontalebene						
Thorax Raum	-3,88 (0,56)	-3,39 (1,702)	-0,80 (0,53)	0,000	0,000	0,109
Thorax Becken	-3,42 (2,43)	-1,92 (0,72)	-1,48 (4,51)	0,210	0,138	0,047
Becken	-1,40 (3,34)	-1,91 (3,91)	1,27 (0,57)	0,027	0,005	0,688
Hüfte (Adduktion)	2,05 (4,38)	0,67 (4,58)	2,38 (2,13)	0,092	0,433	0,578

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 2 zweite Seite präop im Vergleich mit Gruppe 2 zweite Seite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.9. Kinematik des Beckens Gruppe drei und vier

Bei der Kinematik des Beckens zeigten sich sowohl bei Gruppe drei als auch bei Gruppe vier in der Sagittalebene vor Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied in Anteversion und Retroversion im Vergleich zum Normalkollektiv, während nach Hüft-TEP-Implantation bei Gruppe vier eine vermehrte Anteversion und eine verminderte Retroversion nachweisbar waren. Die Beckenkipfung war in beiden Gruppen sowohl vor als auch nach der Operation erhöht (siehe Tab.: 4.2.9.1. und Tab.: 4.2.9.3.).

In der Frontalebene zeigten sich in Gruppe drei präoperativ eine verminderte Beckenkipfung und eine verminderte Beckensenkung, während die Anhebung des

Beckens im Vergleich zum Normalkollektiv keinen signifikanten Unterschied aufwies. Nach Hüft-TEP-Implantation zeigte sich zusätzlich eine verringerte Anhebung des Beckens. Die bereits präoperativ verringerte Beckenkipfung verringerte sich postoperativ noch einmal signifikant. Gruppe vier unterschied sich in der Frontalebene nicht signifikant vom Normalkollektiv.

In der Transversalebene bestand sowohl bei Gruppe drei als auch bei Gruppe vier kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.9.1. und Tab.: 4.2.9.3.). Vergleicht man die Gegenseite der beiden Gruppen mit dem Normalkollektiv, so zeigte sich in der Sagittalebene sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation eine erhöhte Beckenkipfung. Bei Gruppe vier bestanden nach der Operation zusätzlich im Vergleich zum Normalkollektiv eine vermehrte Anteversion und eine verminderte Retroversion. Vor der Operation bestand hier kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.9.2. und Tab.: 4.2.9.4.).

In der Frontalebene war die maximale Anhebung des Beckens auf der Gegenseite in Gruppe drei sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation vermindert. Die Senkung des Beckens war vor der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv nicht wesentlich verändert. Nach Hüft-TEP-Implantation war die Senkung des Beckens vermindert. Die Beckenkipfung war vor der Operation vermindert und hatte sich nach der Operation noch einmal signifikant verringert. In Gruppe vier zeigte sich sowohl vor als auch nach der Operation in der Frontalebene auf der Gegenseite kein signifikanter Unterschied.

In der Transversalebene bestand für die Gegenseite der Gruppen drei und vier kein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.9.2. und Tab.: 4.2.9.4.).

Tab.: 4.2.9.1. Kinematik des Beckens Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 präop (N=6)	Gruppe 3 postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	19,51 (8,86)	12,50 (4,69)	12,62 (4,36)	0,740	0,935	0,063
Minimum Anteversion	13,76 (7,77)	9,21 (3,93)	10,76 (4,30)	0,301	0,483	0,094
Bewegungsumfang	5,75 (3,35)	3,29 (1,14)	1,85 (0,87)	0,000	0,016	0,063
Frontalebene						
Maximum hoch	5,61 (5,68)	1,58 (3,34)	4,32 (1,11)	0,483	0,034	0,313
Minimum hoch	1,51 (6,00)	-1,73 (2,96)	-4,28 (1,06)	0,001	0,019	0,844
Bewegungsumfang	4,10 (1,81)	3,31 (1,70)	8,60 (2,16)	0,000	0,000	0,031
Transversalebene						
Maximum vor	1,04 (6,31)	3,50 (4,29)	5,22 (2,55)	0,058	0,350	0,156
Minimum vor	-8,21 (6,61)	-6,18 (3,96)	-4,75 (2,39)	0,204	0,423	0,438
Bewegungsumfang	9,25 (2,36)	9,68 (0,96)	9,97 (4,90)	0,884	0,987	0,313

p1: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2:p-Wert für den Test Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.9.2. Kinematik des Beckens Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 Gegenseite präop (N=6)	Gruppe 3 Gegenseite postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	19,57 (8,80)	12,46 (4,67)	12,62 (4,36)	0,068	0,961	0,063
Minimum Anteversion	13,70 (7,62)	9,37 (3,99)	10,76 (4,30)	0,286	0,591	0,094
Beckenkipfung	5,87 (4,05)	3,09 (1,24)	1,85 (0,87)	0,000	0,019	0,156
Frontalebene						
Maximum hoch	-1,41 (5,46)	1,66 (2,92)	4,32 (1,11)	0,000	0,017	0,688
Minimum hoch	-5,96 (5,77)	-1,70 (3,20)	-4,28 (1,06)	0,333	0,031	0,313
Beckenkipfung	4,56 (1,78)	3,36 (1,43)	8,60 (2,16)	0,000	0,000	0,031
Transversalebene						
Maximum vor	8,20 (7,27)	6,25 (4,23)	5,22 (2,55)	0,546	0,613	0,688
Minimum vor	-1,38 (6,78)	-3,72 (3,74)	-4,75 (2,39)	0,160	0,386	0,438
Beckenkipfung	9,59 (2,79)	9,96 (2,12)	9,97 (4,90)	0,987	0,961	1,000

p4: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 1 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.9.3. Kinematik des Beckens Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 präop (N=5)	Gruppe 4 postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	21,72 (12,07)	26,42 (7,18)	12,62 (4,36)	0,053	0,000	0,313
Minimum Anteversion	18,00 (10,54)	20,75 (6,14)	10,76 (4,30)	0,123	0,000	0,188
Beckenkipfung	3,72 (1,89)	5,67 (2,53)	1,85 (0,87)	0,001	0,000	0,625
Frontalebene						
Maximum hoch	2,47 (7,87)	1,75 (6,40)	4,32 (1,11)	0,615	0,097	0,813
Minimum hoch	-5,89 (4,44)	-7,28 (4,37)	-4,28 (1,06)	0,565	0,114	0,625
Beckenkipfung	8,36 (6,20)	9,03 (7,98)	8,60 (2,16)	0,471	0,097	0,438
Transversalebene						
Maximum vor	7,44 (9,71)	8,61 (10,29)	5,22 (2,55)	0,802	0,802	0,313
Minimum vor	-5,46 (5,72)	-6,13 (6,57)	-4,75 (2,39)	0,202	0,277	0,125
Beckenkipfung	12,91 (4,54)	14,74 (5,08)	9,97 (4,90)	0,216	0,082	1,000

p1: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.9.4. Kinematik des Beckens Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 Gegenseite präop (N=5)	Gruppe 4 Gegenseite postop (N=5)	Kontrollgruppe (N= 39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Anteversion	21,56 (12,35)	26,37 (7,58)	12,62 (4,36)	0,069	0,000	0,313
Minimum Anteversion	17,99 (10,53)	20,74 (6,49)	10,76 (4,30)	0,123	0,000	0,438
Beckenkipfung	3,58 (2,16)	5,63 (2,48)	1,85 (0,87)	0,006	0,000	0,625
Frontalebene						
Maximum hoch	5,98 (4,46)	7,18 (4,22)	4,32 (1,11)	0,494	0,143	1,000
Minimum hoch	-2,41 (7,90)	-1,23 (6,38)	-4,28 (1,06)	0,541	0,069	0,813
Beckenkipfung	8,39 (6,40)	8,42 (7,43)	8,60 (2,16)	0,517	0,089	0,438
Transversalebene						
Maximum vor	5,10 (5,74)	6,19 (6,87)	5,22 (2,55)	0,449	0,366	0,313
Minimum vor	-7,78 (10,53)	-7,95 (10,57)	-4,75 (2,39)	0,858	0,720	0,188
Beckenkipfung	12,87 (5,33)	14,14 (5,71)	9,97 (4,90)	0,245	0,097	0,625

p4: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 4 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.10. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe drei und vier

In der Sagittalebene zeigte sich sowohl in Gruppe drei als auch in Gruppe vier nach Hüft-TEP-Implantation eine verringerte Flexion, während vor der Operation kein Unterschied zum Normalkollektiv bestand. Die maximale Extension war in Gruppe drei

präoperativ reduziert. Postoperativ hatte die maximale Extension in Gruppe drei signifikant zugenommen, so dass nun kein signifikanter Unterschied mehr zum Normalkollektiv bestand. In Gruppe vier war die maximale Extension vor und nach Hüft-TEP-Implantation reduziert. Der Bewegungsumfang war in beiden Gruppen vor der Operation signifikant verringert. Nach Hüft-TEP-Implantation war in Gruppe drei der Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin verringert, während sich im Vergleich zu präoperativ eine signifikante Zunahme des Bewegungsumfanges zeigte. In Gruppe vier bestand nach Hüft-TEP-Implantation kein Unterschied zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.10.1. und Tab.: 4.2.10.3.).

In der Frontalebene zeigten sich für Gruppe drei sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation eine verringerte Abduktion und ein verringerter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. In Gruppe vier zeigte sich in der Frontalebene kein Unterschied zum Normalkollektiv.

In der Transversalebene bestanden in Gruppe vier vor der Operation eine verringerte Innenrotation und für beide Gruppen eine vermehrte Außenrotation und ein erhöhter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. Nach der Operation war die Innenrotation in Gruppe vier im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert. Die Außenrotation war in Gruppe vier weiterhin vermehrt, während bei Gruppe drei kein Unterschied zum Normalkollektiv bestand. Der Bewegungsumfang war in beiden Gruppen weiterhin vermehrt (siehe Tab.: 4.2.10.1. und Tab.: 4.2.10.3.).

Betrachtet man die Gegenseite, so zeigte sich nach Hüft-TEP-Implantation in Gruppe drei eine verringerte Flexion, während vor der Operation kein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Normalkollektiv bestand. Die Extension war im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert. Der Bewegungsumfang war nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert, während vor der Operation keine Veränderung zum Normalkollektiv bestand. Gruppe vier zeigte nach Hüft-TEP-Implantation eine verringerte Extension, während vor und nach der Operation die Flexion im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert war. Der Bewegungsumfang war sowohl vor als auch nach der Operation verringert (siehe Tab.: 4.2.10.2. und Tab.: 4.2.10.4.).

In der Frontalebene war auf der Gegenseite der Gruppe drei der Bewegungsumfang sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv

verringert. Die maximale Adduktion war vor der Operation verringert. Postoperativ bestand kein Unterschied zum Normalkollektiv. Die Abduktion war postoperativ verringert, während präoperativ kein Unterschied zum Normalkollektiv bestand. Die Gegenseite von Gruppe vier zeigte in der Frontalebene postoperativ eine verminderte Abduktion. Bewegungsumfang und Adduktion waren im Vergleich zum Normalkollektiv nicht verändert.

In der Transversalebene bestanden vor und nach der Operation auf der Gegenseite von Gruppe drei eine verringerte Innenrotation, eine vermehrte Außenrotation und ein vermehrter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. Gruppe vier zeigte sowohl vor als auch nach der Operation eine vermehrte Außenrotation, während der Bewegungsumfang nur nach der Operation vermehrt war (siehe Tab.: 4.2.10.2. und Tab.: 4.2.10.4.).

Tab.: 4.2.10.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 präop (N=6)	Gruppe 3 postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	30,01 (12,55)	28,50 (7,96)	35,85 (5,56)	0,317	0,024	0,844
Minimum Flexion	3,30 (10,0)	-5,09 (7,99)	-7,76 (4,10)	0,011	0,192	0,031
Bewegungsumfang	26,71 (9,55)	33,60 (5,31)	43,61 (4,78)	0,000	0,000	0,031
Frontalebene						
Maximum Adduktion	6,48 (7,44)	3,50 (4,50)	4,75 (2,18)	0,884	0,181	1,000
Minimum Adduktion	-0,07 (8,09)	-1,76 (4,32)	-6,14 (2,22)	0,006	0,010	0,688
Bewegungsumfang	6,54 (2,28)	5,26 (2,48)	10,89 (2,02)	0,000	0,000	0,063
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	5,75 (12,21)	5,68 (7,32)	6,05 (4,78)	0,832	0,909	0,563
Minimum Innenrotation	-16,31 (15,29)	-13,64 (10,01)	-7,18 (5,29)	0,049	0,086	0,313
Bewegungsumfang	22,06 (4,90)	19,31 (6,48)	13,23 (3,90)	0,000	0,026	0,219

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.10.2. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 Gegenseite präop (N=6)	Gruppe 3 Gegenseite postop (N=6)	Kontrollgruppe (N= 39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Flexion	36,54 (14,10)	28,16 (7,63)	35,85 (5,56)	0,782	0,021	0,156
Minimum Flexion	-7,95 (11,77)	-8,79 (7,97)	-7,76 (4,10)	0,884	0,884	0,844
Bewegungsumfang	44,49 (12,48)	36,94 (4,93)	43,61 (4,78)	0,568	0,004	0,094
Frontalebene						
Maximum Adduktion	-1,40 (6,38)	2,67 (4,43)	4,75 (2,18)	0,002	0,131	0,438
Minimum Adduktion	-8,38 (8,68)	-2,82 (3,13)	-6,14 (2,22)	0,909	0,013	0,094
Bewegungsumfang	6,98 (2,49)	5,48 (2,73)	10,89 (2,02)	0,002	0,000	0,313
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	-0,35 (6,66)	1,93 (5,85)	6,05 (4,78)	0,029	0,017	0,563
Minimum Innenrotation	-23,57 (11,12)	-20,52 (4,36)	-7,18 (5,29)	0,000	0,000	1,000
Bewegungsumfang	23,21 (7,06)	22,45 (5,96)	13,23 (3,90)	0,000	0,000	0,438

p4: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 3 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 2.4.10.3. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 präop (N=5)	Gruppe 4 postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	35,81 (8,72)	44,11 (4,34)	35,85 (5,56)	0,971	0,002	0,125
Minimum Flexion	4,71 (6,60)	5,23 (8,53)	-7,76 (4,10)	0,000	0,000	0,438
Bewegungsumfang	31,11 (4,12)	38,88 (7,91)	43,61 (4,78)	0,000	0,216	1,000
Frontalebene						
Maximum Adduktion	3,31 (10,11)	2,17 (4,38)	4,75 (2,18)	0,189	0,114	0,313
Minimum Adduktion	-8,93 (9,56)	-8,60 (7,94)	-6,14 (2,22)	0,720	0,830	0,313
Bewegungsumfang	12,24 (8,13)	10,76 (8,63)	10,89 (2,02)	0,774	0,053	0,625
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	-2,76 (8,32)	2,71 (5,90)	6,05 (4,78)	0,009	0,177	0,813
Minimum Innenrotation	-28,40 (7,32)	-21,95 (8,60)	-7,18 (5,29)	0,000	0,000	1,000
Bewegungsumfang	25,64 (8,56)	24,66 (9,48)	13,23 (3,90)	0,001	0,002	0,188

p1: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 2.4.10.4. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 Gegenseite präop (N=5)	Gruppe 4 Gegenseite postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=39)	p4	p5	p6
Sagittalebene						
Maximum Flexion	33,87 (17,39)	37,09 (13,57)	35,85 (5,56)	0,366	0,517	0,125
Minimum Flexion	1,56 (12,49)	8,62 (9,71)	-7,76 (4,10)	0,069	0,000	1,000
Bewegungsumfang	32,31 (8,18)	28,47 (10,00)	43,61 (4,78)	0,002	0,000	0,188
Frontalebene						
Maximum Adduktion	7,38 (6,95)	8,13 (5,56)	4,75 (2,18)	0,971	0,114	0,313
Minimum Adduktion	-3,60 (8,83)	-1,31 (2,78)	-6,14 (2,22)	1,000	0,001	1,000
Bewegungsumfang	10,98 (7,62)	9,44 (6,07)	10,89 (2,02)	0,082	0,058	0,625
Transversalebene						
Maximum Innenrotation	-2,36 (16,64)	3,99 (9,91)	6,05 (4,78)	0,386	0,517	0,813
Minimum Innenrotation	-23,91 (10,74)	-19,92 (7,86)	-7,18 (5,29)	0,000	0,000	0,125
Bewegungsumfang	21,55 (10,42)	23,91 (10,03)	13,23 (3,90)	0,105	0,014	0,625

p4: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 4 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.11. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe drei und vier

In der Sagittalebene zeigten sich in Gruppe drei und vier auf der operierten Seite vor und nach der Operation eine verringerte Flexion und ein verringerter Bewegungsumfang im Vergleich zum Normalkollektiv. In der Standphase bestand kein Unterschied zum Normalkollektiv, wobei die Flexion in Gruppe drei postoperativ signifikant abgenommen hatte. In der Schwungphase zeigte sich in beiden Gruppen vor und nach der Hüft-TEP Implantation eine verringerte Flexion. Beim initialen Bodenkontakt war in beiden Gruppen vor und nach der Operation die maximale Flexion im Vergleich zum Normalkollektiv verringert. In Gruppe drei zeigte sich postoperativ die maximale Extension im Vergleich zum Normalkollektiv vermehrt.

In der Frontalebene zeigte sich in Gruppe drei kein Unterschied zum Normalkollektiv, während in Gruppe vier vor und nach der Operation eine vermehrte Valgusbewegung und ein vergrößerter Bewegungsumfang festgestellt wurden (siehe Tab.: 4.2.11.1. und Tab.: 4.2.11.3.). Betrachtet man die Gegenseite, so zeigte sich hier in beiden Gruppen vor und nach der Operation eine verringerte Flexion in der Sagittalebene im Vergleich zum Normalkollektiv. Die maximale Extension und der Bewegungsumfang in der Sagittalebene waren in Gruppe drei auf der Gegenseite vor allem nach der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert, während in Gruppe vier die maximale

Extension vor der Operation und der Bewegungsumfang sowohl vor als auch nach der Operation geringer war als beim Normalkollektiv. Während der Standphase war in Gruppe drei die maximale Flexion der Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv nicht wesentlich verändert. Die Extension war postoperativ vermehrt. In Gruppe vier zeigten sich vor der Operation in der Standphase eine verringerte Flexion der Gegenseite und sowohl vor als auch nach der Operation eine vermehrte Kniegelenksexension. In der Schwungphase zeigte sich in beiden Gruppen vor und nach der Hüft-TEP-Implantation auf der Gegenseite eine verringerte Flexion. Beim initialen Bodenkontakt sah man in Gruppe drei vor und nach der Operation auf der Gegenseite eine verringerte Kniegelenksflexion und eine vermehrte Kniegelenksexension. In Gruppe vier war vor allem vor der Operation das Kniegelenk der Gegenseite geringer flektiert, während eine vermehrte Extension vor und nach der Operation bestand (siehe Tab.: 4.2.11.2. und Tab.: 4.2.11.4.).

In der Frontalebene konnte man in Gruppe drei vor allem vor der Operation eine vermehrte Valgusbewegung der Gegenseite und einen vermehrten Bewegungsumfang der Gegenseite beobachten, während in Gruppe vier vor und nach der Operation der Bewegungsumfang der Gegenseite vermehrt war (siehe Tab.: 4.2.11.2. und Tab.: 4.2.11.4.).

Tab.: 4.2.11.1. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 präop (N=6)	Gruppe 3 postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=24;39)	p1	p2	p3
Sagittalebene						
Maximum Flexion	46,70 (10,14)	49,08 (7,29)	58,86 (4,25)	0,000	0,002	0,844
Minimum Flexion	0,73 (7,35)	(-0,36) (4,92)	1,85 (3,19)	0,807	0,192	1,000
Bewegungsumfang	45,97 (3,90)	49,44 (3,56)	57,01 (3,29)	0,000	0,000	0,063
Maximum Flexion Standphase	37,17 (9,79)	36,52 (8,09)	39,88 (4,96)	0,613	0,204	0,000
Minimum Flexion Standphase	1,88 (7,12)	0,09 (5,10)	1,94 (3,19)	0,442	0,271	0,844
Maximum Flexion Schwungphase	46,70 (10,14)	49,08 (7,29)	58,86 (4,25)	0,000	0,002	0,844
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	8,96 (7,94)	6,86 (4,28)	18,10 (6,20)	0,006	0,000	0,844
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	2,47 (7,71)	1,36 (4,95)	8,42 (4,99)	0,068	0,004	1,000

Frontalebene						
Maximum Varus	4,72 (5,28)	3,42 (2,76)	5,30 (3,21)	0,858	0,170	0,563
Minimum Varus	-0,88 (4,56)	-2,14 (3,47)	-0,43 (3,30)	0,987	0,317	0,438
Bewegungsumfang	5,60 (1,31)	5,57 (1,72)	5,73 (2,22)	0,757	0,935	1,000

$p1$: p -Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); $p2$: p -Wert für den Test Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); $p3$: p -Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.11.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 Gegenseite präop (N=6)	Gruppe 3 Gegenseite postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=24;39)	$p4$	$p5$	$p6$
Sagittalebene						
Maximum Flexion	49,38 (11,41)	47,70 (5,65)	58,86 (4,25)	0,014	0,000	0,844
Minimum Flexion	-2,64 (6,38)	-4,62 (4,91)	1,85 (3,19)	0,140	0,003	0,219
Bewegungsumfang	52,02 (7,97)	52,32 (4,00)	57,01 (3,29)	0,092	0,008	1,000
Maximum Flexion Standphase	34,41 (9,07)	35,59 (8,13)	39,88 (4,96)	0,150	0,204	0,563
Minimum Flexion Standphase	-2,28 (6,76)	-4,23 (5,11)	1,94 (3,19)	0,204	0,006	0,156
Maximum Flexion Schwungphase	49,38 (11,41)	47,70 (5,65)	58,86 (4,25)	0,014	0,000	0,844
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	8,90 (12,14)	5,46 (4,51)	18,10 (6,20)	0,014	0,000	0,688
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	4,28 (9,63)	0,55 (3,27)	8,42 (4,99)	0,041	0,001	0,219
Frontalebene						
Maximum Varus	5,52 (2,86)	4,27 (4,31)	5,30 (3,21)	0,757	0,568	0,438
Minimum Varus	-3,64 (1,77)	-2,60 (6,28)	-0,43 (3,30)	0,014	0,386	0,844
Bewegungsumfang	9,16 (2,62)	6,87 (2,59)	5,73 (2,22)	0,004	0,317	0,219

$p4$: p -Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); $p5$: p -Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); $p6$: p -Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 3 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.11.3. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 präop (N=5)	Gruppe 4 postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=24;39)	$p1$	$p2$	$p3$
Sagittalebene						
Maximum Flexion	44,89 (16,90)	47,49 (13,33)	58,86 (4,25)	0,001	0,005	0,188
Minimum Flexion	4,21 (3,04)	4,26 (5,26)	1,85 (3,19)	0,154	0,329	0,125
Bewegungsumfang	40,69 (17,79)	43,23 (17,03)	57,01 (3,29)	0,000	0,000	0,625
Maximum Flexion Standphase	38,47 (13,27)	39,85 (9,48)	39,88 (4,96)	0,329	0,517	0,438
Minimum Flexion Standphase	5,21 (3,30)	5,36 (6,62)	1,94 (3,19)	0,063	0,277	0,188
Maximum Flexion Schwungphase	44,23 (18,36)	46,43 (15,63)	58,86 (4,25)	0,001	0,005	0,625
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	12,78 (2,09)	12,08 (2,04)	18,10 (6,20)	0,032	0,014	1,000
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	5,59 (3,51)	5,62 (4,23)	8,42 (4,99)	0,202	0,293	0,313

Frontalebene						
Maximum Varus	2,47 (4,61)	3,47 (3,82)	5,30 (3,21)	0,245	0,471	0,813
Minimum Varus	-7,01 (5,78)	-6,39 (3,38)	-0,43 (3,30)	0,009	0,001	1,000
Bewegungsumfang	9,48 (3,53)	9,86 (2,61)	5,73 (2,22)	0,010	0,003	0,813

p1: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.11.4. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 Gegenseite präop (N=5)	Gruppe 4 Gegenseite postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=24;39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Sagittalebene						
Maximum Flexion	39,84 (7,80)	39,86 (6,46)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,125
Minimum Flexion	-2,33 (4,94)	1,64 (8,75)	1,85 (3,19)	0,026	0,293	0,813
Bewegungsumfang	42,17 (11,21)	38,22 (11,17)	57,01 (3,29)	0,001	0,000	0,063
Maximum Flexion Standphase	30,95 (7,02)	34,33 (6,89)	39,88 (4,96)	0,003	0,069	1,000
Minimum Flexion Standphase	-2,05 (4,70)	-1,30 (2,20)	1,94 (3,19)	0,026	0,035	0,625
Maximum Flexion Schwungphase	39,72 (7,79)	42,69 (9,03)	58,86 (4,25)	0,000	0,000	0,625
Maximum Flexion initialer Bodenkontakt	6,63 (3,37)	12,41 (4,93)	18,10 (6,20)	0,000	0,082	0,125
Minimum Flexion initialer Bodenkontakt	-1,14 (4,59)	2,48 (8,16)	8,42 (4,99)	0,001	0,035	1,000
Frontalebene						
Maximum Varus	7,90 (3,70)	7,83 (5,86)	5,30 (3,21)	0,202	0,329	1,000
Minimum Varus	-1,82 (2,80)	-2,96 (5,75)	-0,43 (3,30)	0,311	0,227	0,313
Bewegungsumfang	9,72 (2,73)	10,79 (7,55)	5,73 (2,22)	0,006	0,039	1,000

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 4 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.2.12. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein- Standphase Gruppe drei und vier

Gruppe drei zeigte vor Hüft-TEP-Implantation keinen wesentlichen Unterschied in der Bewegung des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes in der Frontalebene in der Einbein-
Standphase im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.12.1.). Postoperativ war
der Thorax im Verhältnis zum Raum vermehrt zu gleichen Seite geneigt.

Gruppe vier zeigte vor und nach Hüft-TEP-Implantation eine vermehrte Neigung des
Beckens im Verhältnis zum Raum zur gleichen Seite. Die Thoraxneigung im Verhältnis
zum Becken war nach der Operation vermehrt zur Gegenseite (siehe Tab.: 4.2.12.3.).

Betrachtet man die voroperierte Gegenseite in Gruppe drei, so zeigten sich vor Hüft-
TEP-Implantation eine vermehrte Neigung des Thorax und des Beckens im Verhältnis

zum Raum zur gleichen voroperierten Seite und eine verminderte Adduktion. Nach der Operation waren Thoraxneigung und Adduktion der Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv nicht signifikant verändert. Die Beckenneigung der voroperierten Gegenseite blieb vermehrt zur dieser voroperierten Seite.

Gruppe vier zeigte auf der nichtoperierten Gegenseite vor Hüft-TEP-Implantation eine vermehrte Neigung des Beckens zur gleichen nichtoperierten Seite im Vergleich zum Normalkollektiv. Postoperativ zeigte sich kein signifikanter Unterschied der Beckenkipfung der Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.2.12.2. und Tab.: 4.2.12.4.).

Tab.: 4.2.12.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 präop (N=6)	Gruppe 3 postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	p1	p2	p3
Frontalebene						
Thorax Raum	-1,83 (2,39)	-2,22 (1,28)	-0,80 (0,53)	0,980	0,011	0,688
Thorax Becken	-4,85 (8,24)	-1,47 (3,29)	-1,92 (0,72)	0,291	0,981	0,844
Becken	3,02 (6,35)	-0,74 (2,76)	1,27 (0,57)	1,000	0,090	0,438
Hüfte (Adduktion)	4,23 (7,05)	2,19 (4,71)	2,38 (2,13)	0,987	0,404	1,000

p1: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p2: p-Wert für den Test Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p3: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.12.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 3 Gegenseite präop (N=6)	Gruppe 3 Gegenseite postop (N=6)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	p4	p5	p6
Frontalebene						
Thorax Raum	-1,92 (0,97)	-0,87 (2,19)	-0,80 (0,53)	0,009	1,000	0,438
Thorax Becken	2,47 (6,15)	-0,16 (3,96)	-1,92 (0,72)	0,060	0,010	0,844
Becken	-4,39 (5,358)	-0,71 (3,57)	1,27 (0,57)	0,000	0,033	0,563
Hüfte (Adduktion)	-2,79 (8,09)	1,49 (4,82)	2,38 (2,13)	0,024	0,503	0,219

p4: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); p6: p-Wert für den Test Gruppe 3 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 3 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.12.3. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 präop (N=5)	Gruppe 4 postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	<i>p</i> 1	<i>p</i> 2	<i>p</i> 3
Frontalebene						
Thorax Raum	-3,31 (4,23)	-1,75 (3,75)	-0,80 (0,53)	0,068	0,114	0,438
Thorax Becken	0,77 (6,25)	3,08 (1,69)	-1,92 (0,72)	0,552	0,000	0,813
Becken	-4,09 (5,36)	-4,83 (3,72)	1,27 (0,57)	0,000	0,000	0,813
Hüfte (Adduktion)	-4,38 (5,36)	-3,76 (9,20)	2,38 (2,13)	0,449	0,089	0,813

*p*1: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*2: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*3: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

Tab.: 4.2.12.4. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe

	Gruppe 4 Gegenseite präop (N=5)	Gruppe 4 Gegenseite postop (N=5)	Kontrollgruppe (N=24;25;38;39)	<i>p</i> 4	<i>p</i> 5	<i>p</i> 6
Frontalebene						
Thorax Raum	-4,69 (4,77)	-1,88 (5,14)	-0,80 (0,53)	0,1140	0,5180	0,8130
Thorax Becken	-4,21 (8,86)	-4,72 (8,92)	-1,92 (0,72)	0,5160	0,8720	0,3130
Becken	-0,48 (6,86)	2,88 (4,72)	1,27 (0,57)	0,0290	0,7520	0,3130
Hüfte (Adduktion)	0,78 (9,01)	4,82 (4,66)	2,38 (2,13)	0,2020	0,1050	0,8130

*p*4: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*5: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test); *p*6: *p*-Wert für den Test Gruppe 4 Gegenseite präop im Vergleich mit Gruppe 4 Gegenseite postop (Wilcoxon Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung.

4.3. Kinetik

4.3.1. Positive Arbeit Gruppe eins

In Gruppe eins nahm die geleistete Arbeit am Hüftgelenk postoperativ signifikant zu (siehe Tab.: 4.3.1.1.). Im Vergleich zum Normalkollektiv ($0,20 \pm 0,05$ J/kg) war sie jedoch auch nach Hüft-TEP-Implantation ($0,15 \pm 0,07$ J/kg) weiterhin signifikant verringert. Im Vergleich zur gesunden Gegenseite ($0,17 \pm 0,10$ J/kg) war die geleistete Arbeit präoperativ ($0,09 \pm 0,05$ J/kg) deutlich verringert. Nach Hüft-TEP-Implantation bestand zwischen operierter Seite ($0,15 \pm 0,07$ J/kg) und gesunder Gegenseite ($0,21 \pm 0,14$ J/kg) kein signifikanter Unterschied mehr (siehe Tab.: 4.3.1.1.). Am Kniegelenk und am Sprunggelenk lag wie auch an allen drei Gelenken der gesunden Gegenseite sowohl vor als auch nach der Operation kein wesentlicher Unterschied zum Normalkollektiv vor (siehe Tab.: 4.3.1.1.).

Tab.: 4.3.1.1. Positive Arbeit Gruppe 1 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

positive Arbeit krank	Gruppe 1 präop (N=(23))	%	Gruppe 1 postop (N=(23))	%	Kontrolle (N=39)	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	0,09 (± 0,05)	23,08	0,15 (± 0,07)	31,25	0,20 (± 0,05)	36,36	0,000	0,009	0,000	0,000	0,098
Knie	0,05 (± 0,04)	12,82	0,06 (± 0,06)	12,50	0,06 (± 0,03)	10,91	0,186	0,163	0,964	0,315	0,211
OSG	0,25 (± 0,27)	64,10	0,27 (± 0,10)	56,25	0,29 (± 0,08)	52,73	0,078	0,633	0,329	0,377	0,234
Summe	0,39	100	0,48	100	0,55	100					

positive Arbeit Gegenseite	Gruppe 1 präop (N=(23))	%	Gruppe 1 postop (N=(23))	%	Kontrolle (N=39)	%	p1	p2	p3
Hüfte	0,17 (± 0,10)	33,33	0,21 (± 0,14)	35,00	0,20 (± 0,05)	36,36	0,116	0,686	0,086
Knie	0,07 (± 0,05)	13,73	0,077(± 0,06)	11,67	0,06 (± 0,03)	10,91	0,761	0,988	0,988
OSG	0,27 (± 0,06)	52,94	0,32 (± 0,15)	53,33	0,29 (± 0,08)	52,73	0,426	0,654	0,211
Summe	0,51	100	0,60	100	0,55	100			

p1: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test)(bzw. Vergleich positive Arbeit Gegenseite Gruppe 1 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test)(bzw. Vergleich positive Arbeit Gegenseite Gruppe1 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe1 präop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit Gegenseite Gruppe 1 präop mit positive Arbeit Gegenseite Gruppe 1 postop); p4: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 1 präop im Vergleich mit positive Arbeit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test für den Vergleich positive Arbeit krank Gruppe1 postop im Vergleich mit positive Arbeit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.3.2. Positive Arbeit Gruppe zwei

In Gruppe zwei war die geleistete Arbeit am Hüftgelenk der zuerst operierten Seite sowohl vor als auch nach Hüft-TEP Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv verringert. Im Vergleich präoperativ zu postoperativ gab es keine signifikante Veränderung. Am Kniegelenk gab es sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation auf der zuerst operierten Seite keinen signifikanten Unterschied zum Normalkollektiv. Vor der Operation war die geleistete Arbeit am Sprunggelenk ($0,18 \pm 0,08$ J/kg) deutlich geringer als beim Normalkollektiv ($0,28 \pm 0,08$ J/kg). Nach der Operation ($0,26 \pm 0,07$ J/kg) nahm die Arbeit signifikant zu, so dass kein Unterschied mehr zum Normalkollektiv ($0,28 \pm 0,08$ J/kg) bestand.

Bei Gruppe zwei wurde die Gegenseite ebenfalls operiert. Hier zeigte sich am Hüftgelenk ($0,11 \pm 0,06$ J/kg) wie bereits bei der zuerst operierten Seite sowohl vor als auch nach der Operation eine signifikant geringere positive Arbeit als bei der Kontrollgruppe ($0,20 \pm 0,05$ J/kg). Auch hier nahm die geleistete Arbeit nach der Operation nicht signifikant zu. Am Sprunggelenk kam es ebenfalls zu keiner wesentlichen Veränderung nach Hüft-TEP-Implantation, hier wurde vor und nach der Operation signifikant weniger Arbeit geleistet als beim Normalkollektiv. Am

Kniegelenk gab es vor und nach der Operation keine wesentliche Abweichung vom Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.3.2.1.).

Tab.: 4.3.2.1. Positive Arbeit Gruppe 2 präop, postop, zweite Seite und Kontrollgruppe

positive Arbeit krank	Gruppe 2 präop (N=7)	%	Gruppe 2 postop (N=9)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	0,10 (± 0,05)	28,57	0,16 (± 0,06)	33,33	0,20 (± 0,05)	36,36	0,000	0,049	0,109
Knie	0,07 (± 0,05)	20,00	0,06 (± 0,05)	12,50	0,06 (± 0,03)	10,91	0,934	0,419	0,578
OSG	0,18 (± 0,08)	51,43	0,26 (± 0,07)	54,17	0,29 (± 0,08)	52,73	0,001	0,450	0,047
Summe	0,35	100	0,48	100	0,55	100			

positive Arbeit krank zweite Seite	Gruppe 2 präop (N=8)	%	Gruppe 2 postop (N=9)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	0,11 (± 0,06)	30,56	0,13 (± 0,05)	33,33	0,20 (± 0,05)	36,36	0,000	0,001	0,641
Knie	0,05 (± 0,03)	13,89	0,05 (± 0,04)	12,82	0,06 (± 0,03)	10,91	0,728	0,219	0,313
OSG	0,20 (± 0,10)	55,56	0,21 (± 0,09)	53,85	0,29 (± 0,08)	52,73	0,011	0,009	0,844
Summe	0,36	100	0,39	100	0,55	100			

p1: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test)(bzw. Vergleich positive Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 2 präop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 präop mit positive Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 postop). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.3.3. Positive Arbeit Gruppe drei und vier

Bei Gruppe drei zeigte sich präoperativ eine verringerte Arbeit im Vergleich zum Normalkollektiv am Hüftgelenk. Postoperativ zeigte sich keine signifikante Veränderung der geleisteten Arbeit. Dennoch war nach der Operation kein signifikanter Unterschied mehr zum Normalkollektiv nachweisbar. Die positive Arbeit am Kniegelenk zeigte sowohl vor als auch nach der Operation keinen signifikanten Unterschied zum Normalkollektiv. Am Sprunggelenk war die geleistete Arbeit sowohl vor ($0,23 \pm 0,08$ J/kg) als auch nach ($0,23 \pm 0,11$ J/kg) Hüft-TEP-Implantation signifikant geringer als beim Normalkollektiv ($0,29 \pm 0,08$ J/kg). Hier hatte keine signifikante Veränderung stattgefunden. Vergleicht man die operierte Seite mit der Gegenseite, so zeigte sich sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied.

Im Vergleich zum Normalkollektiv zeigte die Gegenseite das gleiche Ergebnis wie die Seite mit S-ROM[®] Hüft-TEP.

Tab.: 4.3.3.1. Positive Arbeit Gruppe 3 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

positive Arbeit krank	Gruppe 3 präop (N=6)	%	Gruppe 3 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	0,09 (± 0,05)	24,32	0,16 (± 0,05)	35,56	0,20 (± 0,05)	36,36	0,000	0,097	0,063	0,563	1,000
Knie	0,05 (± 0,02)	13,51	0,06 (± 0,03)	13,33	0,06 (± 0,03)	10,91	0,546	0,720	0,813	0,688	0,438
OSG	0,23 (± 0,08)	62,16	0,23 (± 0,11)	51,11	0,29 (± 0,08)	52,73	0,024	0,032	0,813	0,438	0,063
Summe	0,37	100	0,45	100	0,55	100					

positive Arbeit Gegenseite	Gruppe 3 präop (N=6)	%	Gruppe 3 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	0,11 (± 0,06)	24,44	0,06 (± 0,08)	20,69	0,20 (± 0,05)	36,36	0,002	0,615	0,313
Knie	0,12 (± 0,15)	26,67	0,15, (± 0,03)	51,72	0,06 (± 0,03)	10,91	0,961	0,347	1,000
OSG	0,22 (± 0,08)	48,89	0,08 (± 0,03)	27,59	0,29 (± 0,08)	52,73	0,013	0,000	0,063
Summe	0,45	100	0,29	100	0,55	100			

p1: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 präop mit positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 postop); p4: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 3 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Tests); p5: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 3 postop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 3 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

In Gruppe vier zeigte sich am Hüftgelenk sowohl vor ($0,08 \pm 0,04$ J/kg) als auch nach Hüft-TEP-Implantation ($0,11 \pm 0,08$ J/kg) eine verringerte Arbeit im Vergleich zum Normalkollektiv ($0,20 \pm 0,05$ J/kg). Nach der Operation kam es zu keiner signifikanten Veränderung im Vergleich zu präoperativ. Am Kniegelenk und am Sprunggelenk kam es nach der Operation ebenfalls zu keiner signifikanten Veränderung, wobei die positive Arbeit am Kniegelenk postoperativ im Vergleich zum Normalkollektiv verringert war. Im Vergleich zur Gegenseite zeigte sich sowohl vor als auch nach der Operation kein signifikanter Unterschied.

Auf der Gegenseite war die geleistete Arbeit am Hüftgelenk sowohl vor ($0,12 \pm 0,11$ J/kg) als auch nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv ($0,11 \pm 0,08$ J/kg) verringert. Am Kniegelenk der Gegenseite war die geleistete Arbeit im Vergleich zum Normalkollektiv ($0,06 \pm 0,03$ J/kg) postoperativ verringert ($0,03 \pm 0,03$ J/kg), während präoperativ ($0,08 \pm 0,05$ J/kg) kein signifikanter Unterschied bestand. Am Sprunggelenk war die Arbeit der Gegenseite präoperativ ($0,18 \pm 0,09$ J/kg) verringert. Nach der Operation gab es keinen wesentlichen Unterschied ($0,24 \pm 0,12$ J/kg) zum Normalkollektiv ($0,29 \pm 0,08$ J/kg) (siehe Tab.: 4.3.3.2.).

Tab.: 4.3.3.2. Positive Arbeit Gruppe 4 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

positive Arbeit krank	Gruppe 4 präop (N=5)	%	Gruppe 4 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	0,08 (± 0,04)	21,62	0,11 (± 0,08)	32,35	0,20 (± 0,05)	36,36	0,000	0,021	0,625	0,625	1,000
Knie	0,11 (± 0,17)	29,73	0,03 (± 0,01)	8,82	0,06 (± 0,03)	10,91	0,202	0,005	1,000	0,813	0,813
OSG	0,18 (± 0,14)	48,65	0,20 (± 0,12)	58,82	0,29 (± 0,08)	52,73	0,165	0,058	0,813	0,625	0,313
Summe	0,37	100	0,34	100	0,55	100					

positive Arbeit Gegenseite	Gruppe 4 präop (N=5)	%	Gruppe 4 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	0,12 (± 0,11)	31,58	0,11 (± 0,08)	28,95	0,20 (± 0,05)	36,36	0,035	0,013	0,813
Knie	0,08 (± 0,05)	21,05	0,03 (± 0,03)	7,89	0,06 (± 0,03)	10,91	0,406	0,035	0,313
OSG	0,18 (± 0,09)	47,37	0,24 (± 0,12)	63,16	0,29 (± 0,08)	52,73	0,010	0,427	0,125
Summe	0,38	100	0,38	100	0,55	100			

p1: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 4 präop mit positive Arbeit krank Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 präop mit positive Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 postop); p4: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 4 präop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 4 Gegenseite präop; p5: p-Wert für den Test positive Arbeit krank Gruppe 4 postop im Vergleich mit positive Arbeit krank Gruppe 4 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.3.4. Negative Arbeit Gruppe eins

Vergleicht man nun die absorbierte Energie, so zeigte sich in Gruppe eins auf der erkrankten Seite präoperativ eine signifikant verringerte Energieabsorption an Hüft- und Kniegelenk, während am Sprunggelenk ($-0,19 \pm 0,05$ J/kg) im Vergleich zum Normalkollektiv ($-0,14 \pm 0,05$ J/kg) mehr Energie absorbiert wurde. Nach Hüft-TEP-Implantation blieb die negative Energie am Sprunggelenk ($-0,20 \pm 0,08$ J/kg) vermehrt und am Kniegelenk vermindert, während am Hüftgelenk kein Unterschied zum Normalkollektiv nachweisbar war. Präoperativ wurde an Hüft- und Kniegelenk signifikant weniger Energie absorbiert als auf der Gegenseite. Postoperativ bestand kein signifikanter Unterschied zur Gegenseite mehr. Die Gegenseite wies präoperativ ($-0,19 \pm 0,07$ J/kg) im Vergleich zum Normalkollektiv ($-0,14 \pm 0,05$ J/kg) eine vermehrte Energieabsorption am Sprunggelenk auf. Postoperativ hatte sich die negative Energie an allen drei Gelenken nicht signifikant verändert (siehe Tab.: 4.3.4.1.).

Tab.: 4.3.4.1. Negative Arbeit Gruppe 1 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

negative Arbeit krank	Gruppe 1 präop (N=23)	%	Gruppe 1 postop (N=23)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	-0,09 (± 0,07)	20,93	-0,15 (± 0,14)	28,85	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,039	0,806	0,080	0,002	0,142
Knie	-0,15 (± 0,10)	34,88	-0,17 (± 0,08)	32,69	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,000	0,024	0,170	0,014	0,273
OSG	-0,19 (± 0,05)	44,19	-0,20 (± 0,08)	38,46	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,001	0,002	0,247	0,893	0,823
Summe	-0,43	100	-0,52	100	-0,46	100					

negative Arbeit Gegenseite	Gruppe 1 präop (N=23)	%	Gruppe 1 postop (N=23)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	-0,19 (± 0,14)	32,20	-0,18 (± 0,15)	31,03	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,012	0,478	0,687
Knie	-0,21 (± 0,11)	35,59	-0,20 (± 0,09)	34,48	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,332	0,223	0,988
OSG	-0,19 (± 0,07)	32,20	-0,20 (± 0,08)	34,48	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,003	0,001	0,754
Summe	-0,59	100	-0,58	100	-0,46	100			

p1: *p*-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 1 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit Gegenseite Gruppe 1 präop mit dem Normalkollektiv); p2: *p*-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 1 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit Gegenseite Gruppe 1 postop mit dem Normalkollektiv); p3: *p*-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 1 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit Gegenseite Gruppe 1 präop mit negative Arbeit Gegenseite Gruppe 1 postop); p4: *p*-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 1 präop im Vergleich mit negative Arbeit Gruppe 1 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5: *p*-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 1 postop im Vergleich mit negative Arbeit Gruppe 1 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.3.5. Negative Arbeit Gruppe zwei

In Gruppe zwei nahm die negative Energie am Hüftgelenk postoperativ signifikant zu. Im Vergleich zum Normalkollektiv war der Unterschied sowohl vor als auch nach der Operation nicht signifikant. Am Kniegelenk war die absorbierte Energie sowohl vor (-0,09 ± 0,05 J/kg) als auch nach (-0,15 ± 0,02 J/kg) Hüft-TEP-Implantation signifikant verringert (-0,21 ± 0,06 J/kg).

Auf der zweiten operierten Seite war die negative Energie am Kniegelenk sowohl vor als auch nach der Operation signifikant verringert, während die anderen beiden Gelenke keinen signifikanten Unterschied zum Normalkollektiv aufwiesen. Postoperativ kam es an allen drei Gelenken zu keiner wesentlichen Veränderung (siehe Tab.: 4.3.5.1.).

Tab.: 4.3.5.1. Negative Arbeit Gruppe 2 präop, postop, zweite Seite und Kontrollgruppe

negative Arbeit krank	Gruppe 2 präop (N=7)	%	Gruppe 2 postop (N=9)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	-0,08 (± 0,08)	23,53	-0,14 (± 0,09)	28,57	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,204	0,621	0,031
Knie	-0,09 (± 0,05)	26,47	-0,15 (± 0,02)	30,61	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,000	0,000	0,078
OSG	-0,17 (± 0,07)	50,00	-0,20 (± 0,07)	40,82	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,417	0,040	0,375
Summe	-0,34	100	-0,49	100	-0,46	100,00			

negative Arbeit krank Zweite Seite	Gruppe 2 präop (N=8)	%	Gruppe 2 postop (N=9)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	-0,13 (± 0,11)	31,71	-0,18 (± 0,13)	35,29	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,478	0,284	0,250
Knie	-0,12 (± 0,07)	29,27	-0,15 (± 0,05)	29,41	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,002	0,003	0,383
OSG	-0,16 (± 0,06)	39,02	-0,18 (± 0,09)	35,29	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,461	0,164	1,000
Summe	-0,41	100	-0,51	100	-0,46	100			

p1: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 2 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 2 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 2 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 präop mit negative Arbeit krank zweite Seite Gruppe 2 postop). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.3.6. Negative Arbeit Gruppe drei und vier

In Gruppe drei zeigte sich an Hüft- und Sprunggelenk keine signifikante Veränderung sowohl im Vergleich vor der Operation zu nach der Operation als auch im Vergleich zum Normalkollektiv und im Vergleich zur voroperierten Gegenseite. Am Kniegelenk bestand vor der Operation eine verringerte negative Energie, die nach der Hüft-TEP-Implantation nicht mehr nachweisbar war. Im Vergleich zu den Werten vor der Operation und zur Gegenseite bestand kein signifikanter Unterschied.

Auf der Gegenseite bestand präoperativ eine vermehrte Energieabsorption am Hüftgelenk und eine verringerte am Kniegelenk. Postoperativ zeigte sich an allen drei Gelenken kein signifikanter Unterschied zum Normalkollektiv. Die Veränderungen postoperativ im Vergleich zu präoperativ waren an allen drei Gelenken ebenfalls nicht signifikant (siehe Tab.: 4.3.6.1.).

Tab.: 4.3.6.1. Negative Arbeit Gruppe 3 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

negative Arbeit krank	Gruppe 3 präop (N=6)	%	Gruppe 3 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	-0,13 (± 0,08)	28,89	-0,11 (± 0,06)	22,92	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,568	0,858	0,813	0,438	0,125
Knie	-0,14 (± 0,07)	31,11	-0,19 (± 0,07)	39,58	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,031	0,449	0,063	0,688	0,438
OSG	-0,18 (± 0,06)	40,00	-0,18 (± 0,06)	37,50	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,257	0,366	0,625	0,563	0,625
Summe	-0,45	100	-0,48	100	-0,46	100					

negative Arbeit Gegenseite	Gruppe 3 präop (N=6)	%	Gruppe 3 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	-0,20 (± 0,13)	39,22	-0,17 (± 0,06)	29,82	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,016	0,053	0,625
Knie	-0,14 (± 0,04)	27,45	-0,20 (± 0,06)	35,09	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,004	0,693	0,063
OSG	-0,17 (± 0,05)	33,33	-0,20 (± 0,06)	35,09	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,160	0,075	0,625
Summe	-0,51	100	-0,57	100	-0,46	100			

p1: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 3 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 präop mit negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 3 postop); p4: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 3 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 3 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 3 postop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 3 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

In Gruppe vier zeigte sich auf der operierten Seite und auf der Gegenseite postoperativ keine signifikante Veränderung der negativen Energie zu präoperativ. Im Vergleich zur Gegenseite zeigte sich sowohl vor als auch nach der Operation kein signifikanter Unterschied. Die Gegenseite wies vor und nach der Operation am Kniegelenk eine verminderte Energieabsorption im Vergleich zum Normalkollektiv auf. Am Hüft- und Sprunggelenk zeigte sich sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation kein signifikanter Unterschied im Vergleich zum Normalkollektiv (siehe Tab.: 4.3.6.2.).

Tab.: 4.3.6.2. Negative Arbeit Gruppe 4 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe

negative Arbeit krank	Gruppe 4 präop (N=5)	%	Gruppe 4 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3	p4	p5
Hüfte	-0,16 (± 0,12)	39,02	-0,23 (± 0,12)	38,98	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,494	0,021	0,313	1,000	0,063
Knie	-0,12 (± 0,09)	29,27	-0,18 (± 0,10)	30,51	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,048	0,449	0,125	0,313	0,188
OSG	-0,13 (± 0,07)	31,71	-0,18 (± 0,04)	30,51	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,830	0,154	0,125	1,000	0,625
Summe	-0,41	100	-0,59	100	-0,46	100					

negative Arbeit Gegenseite	Gruppe 4 präop (N=5)	%	Gruppe 4 postop (N=5)	%	Kontrolle	%	p1	p2	p3
Hüfte	-0,18 (± 0,13)	42,86	-0,14 (± 0,11)	33,11	-0,11 (± 0,04)	23,91	0,427	0,774	1,000
Knie	-0,10 (± 0,07)	23,81	-0,12 (± 0,09)	30,31	-0,21 (± 0,06)	45,65	0,005	0,048	0,813
OSG	-0,14 (± 0,03)	33,33	-0,15 (± 0,09)	36,57	-0,14 (± 0,05)	30,43	0,774	0,494	0,813
Summe	-0,42	100	-0,41	100	-0,46	100			

p1: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 4 präop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 präop mit dem Normalkollektiv); p2: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 4 postop im Vergleich mit dem Normalkollektiv (Mann-Whitney-U Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 postop mit dem Normalkollektiv); p3: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 4 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test) (bzw. Vergleich negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 präop mit negative Arbeit krank Gegenseite Gruppe 4 postop); p4: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 4 präop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 4 Gegenseite präop (Mann-Whitney-U Test); p5: p-Wert für den Test negative Arbeit krank Gruppe 4 postop im Vergleich mit negative Arbeit krank Gruppe 4 Gegenseite postop (Mann-Whitney-U Test). Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung in Joule pro Kilogramm sowie der prozentuale Anteil an der Gesamtarbeit.

4.4. Passive Beweglichkeit

Die passive Hüftgelenksflexion war nach Hüft-TEP-Implantation ($94,13^\circ \pm 15,86^\circ$) signifikant höher als vor der Operation ($82,39^\circ \pm 25,40^\circ$). Die Abduktion von durchschnittlich $18,04^\circ (\pm 7,03^\circ)$ präoperativ hatte postoperativ signifikant zugenommen ($22,61^\circ \pm 7,21^\circ$). Die Innenrotation ($16,74^\circ \pm 12,02^\circ$) und Außenrotation ($16,30^\circ \pm 9,80^\circ$) hatten nach Hüft-TEP-Implantation ebenfalls signifikant zugenommen ($27,61^\circ \pm 11,27^\circ$ Innenrotation und $23,04^\circ \pm 6,87^\circ$ Außenrotation). Die Beinlängendifferenz, Hüftgelenksextension und Adduktion hatten sich postoperativ nicht wesentlich verändert (Siehe Tab.: 4.4.1.1.).

Tab.: 4.4.1.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 1

	N	Gruppe 1 präop	N	Gruppe 1 postop	p1
Beinlängendifferenz	23	1,17 (0,87)	23	0,94 (1,19)	0,198
passive Hüftgelenksextension	23	8,39 (5,80)	23	8,61 (3,09)	0,787
passive Hüftgelenksflexion	23	82,39 (25,40)	23	94,13 (15,86)	0,002
passive Hüftgelenksabduktion	23	18,04 (7,03)	23	22,61 (7,21)	0,014
passive Hüftgelenksadduktion	23	12,83 (6,37)	23	14,57 (5,82)	0,336
passive Hüftgelenksinnenrotation	23	16,74 (12,02)	23	27,61 (11,27)	0,001
passive Hüftgelenksaußenrotation	23	16,30 (9,80)	23	23,04 (6,87)	0,006

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test).

Gruppe zwei zeigte nach Hüft-TEP-Implantation auf der zweiten Seite eine signifikante Zunahme der passiven Hüftgelenksflexion auf dieser Seite. Die Veränderungen der passiven Beweglichkeit auf der ersten Seite waren nicht signifikant. Die Beinlängendifferenz hatte sich sowohl nach der ersten als auch nach der zweiten Operation nicht signifikant verändert (Siehe Tab.: 4.4.2.1.).

Tab.: 4.4.2.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 2

	N	Gruppe 2 präop	N	Gruppe 2 postop	p1
Beinlängendifferenz	9	0,72 (0,83)	9	0,22 (0,36)	0,125
passive Hüftgelenksextension	7	3,57 (9,45)	7	12,14 (6,36)	0,063
passive Hüftgelenksflexion	7	82,86 (25,64)	7	97,14 (9,06)	0,063
passive Hüftgelenksabduktion	7	21,43 (13,14)	7	25,00 (4,08)	0,5
passive Hüftgelenksadduktion	7	12,14 (4,88)	7	12,43 (3,82)	0,75
passive Hüftgelenksinnenrotation	7	24,29 (17,42)	7	33,57 (9,88)	0,25
passive Hüftgelenksaußenrotation	7	17,86 (9,94)	7	29,29 (10,58)	0,125
passive Hüftgelenksextension zweite Seite	8	5,63 (6,78)	9	11,11 (6,97)	0,188
passive Hüftgelenksflexion zweite Seite	8	86,25 (00,88)	9	98,89 (8,94)	0,047
passive Hüftgelenksabduktion zweite Seite	8	20,63 (6,78)	9	23,89 (4,17)	0,344
passive Hüftgelenksadduktion zweite Seite	8	15,62 (6,78)	9	14,44 (3,91)	3813
passive Hüftgelenksinnenrotation zweite Seite	8	20,00 (8,02)	9	20,00 (5,59)	1
passive Hüftgelenksaußenrotation zweite Seite	8	25,63 (18,98)	9	33,33 (12,25)	0,234

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test).

Gruppe drei und vier zeigten nach Hüft-TEP-Implantation keine signifikanten Veränderungen der passiven Beweglichkeit und der Beinlängendifferenz (Siehe Tab.: 4.4.3.1. und Tab.: 4.4.3.2.).

Tab.: 4.4.3.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 3

	N	Gruppe 3 präop	N	Gruppe 3 postop	p1
Beinlängendifferenz	6	0,83 (0,82)	6	1,33 (1,03)	0,625
passive Hüftgelenksextension	6	5,50 (4,64)	6	10,83 (5,85)	0,5
passive Hüftgelenksflexion	6	89,17 (18,28)	6	94,17 (4,92)	0,563
passive Hüftgelenksabduktion	6	14,50 (15,22)	6	24,17 (4,92)	0,25
passive Hüftgelenksadduktion	6	15,00 (5,48)	6	15,83 (5,85)	1
passive Hüftgelenksinnenrotation	6	14,17 (9,17)	6	25,83 (4,92)	0,063
passive Hüftgelenksaußenrotation	6	16,67 (14,02)	6	20,83 (4,92)	0,5

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test).

Tab.: 4.4.3.2. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 4

	N	Gruppe 4 präop	N	Gruppe 4 postop	p1
Beinlängendifferenz	5	1,40 (1,14)	5	1,90 (2,13)	0,875
passive Hüftgelenksextension	5	6,40 (4,98)	5	8,40 (3,58)	1
passive Hüftgelenksflexion	5	86,00 (8,94)	5	78,00 (33,47)	1
passive Hüftgelenksabduktion	5	20,00 (7,91)	5	21,00 (2,24)	1
passive Hüftgelenksadduktion	5	16,00 (5,48)	5	14,60 (5,55)	0,75
passive Hüftgelenksinnenrotation	5	19,00 (5,48)	5	19,00 (12,45)	1
passive Hüftgelenksaußenrotation	5	15,00 (7,07)	5	15,00 (8,66)	1

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test).

4.5. Offset und Inklinationswinkel

In Gruppe eins hatten sich das horizontale Offset und der Inklinationswinkel nach Hüft-TEP-Implantation nicht signifikant verändert. Das vertikale Offset nahm im Schnitt von -0,72 cm ($\pm 1,58$ cm) auf 0,60 cm ($\pm 0,64$) zu (siehe Tab: 4.5.1.1.).

Tab.: 4.5.1.1. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 1

	N	Gruppe 1 präop	N	Gruppe 1 postop	p1
horizontales Offset	21	4,94 (1,59)	21	5,36 (1,01)	0,107
vertikales Offset	21	-0,72 (1,58)	21	0,60 (0,64)	0,001
Inklinationswinkel	21	48,7 (8,07)	19	46,47 (7,93)	0,172

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test).

In Gruppe zwei, drei und vier hatten sich das horizontale Offset, das vertikale Offset und der Inklinationswinkel nach Hüft-TEP-Implantation nicht wesentlich verändert (siehe Tab: 4.5.2.1., Tab: 4.5.2.2 und Tab: 4.5.2.3).

Tab.: 4.5.2.1. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 2

	N	Gruppe 2 präop	N	Gruppe 2 postop	p1
horizontales Offset	7	5,24 (0,75)	8	6,10 (0,98)	0,094
vertikales Offset	7	0,29 (0,66)	8	0,55 (0,92)	0,328
Inklinationswinkel	7	46,14 (8,38)	8	44,88 (8,95)	0,906
horizontales Offset zweite Seite	4	5,18 (1,19)	5	5,76 (0,375)	0,375
vertikales Offset zweite Seite	4	1,00 (0,86)	5	1,10 (1,03)	0,375

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test).

Tab.: 4.5.2.2. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 3

	N	Gruppe 3 präop	N	Gruppe 3 postop	p1
horizontales Offset	6	5,58 (1,93)	4	5,48 (0,99)	0,75
vertikales Offset	6	-0,63 (1,50)	4	0,48 (0,48)	0,5
Inklinationswinkel	6	51,50 (10,33)	4	46,50 (14,01)	1

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test).

Tab.: 4.5.2.3. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 4

	N	Gruppe 4 präop	N	Gruppe 4 postop	p1
horizontales Offset	5	4,74 (1,65)	4	4,98 (1,51)	0,25
vertikales Offset	5	(-0,02) (1,83)	4	0,40 (0,52)	0,75
Inklinationswinkel	5	48,00 (9,82)	4	53,00 (11,52)	0,25

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test).

4.6. Harris Hip Score

In Gruppe eins zeigte sich nach Hüft-TEP-Implantation eine signifikante Zunahme des HHS in allen vier Bereichen. (siehe Tab.: 4.6.1.).

Tab.: 4.6.1. Harris Hip Score Gruppe 1

Gruppe 1	präop (N= 21)	postop (N= 21)	max.	p1
Schmerz	12,38 (± 8,31)	33,81 (± 10,43)	44	0,000
Funktion	12,81 (± 3,98)	19,52 (± 4,09)	25	0,000
Beweglichkeit	7,29 (± 1,06)	8,57 (± 2,52)	9	0,004
Gangbild	14,90 (± 5,03)	17,29 (± 4,80)	22	0,026
HHS-Gesamt	47,38 (± 12,25)	79,19 (± 15,75)	100	0,000

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 1 präop im Vergleich mit Gruppe 1 postop (Wilcoxon Test). max: maximal zu erreichende Wert im HHS.

In Gruppe zwei hatten die Werte des HHS ebenfalls in allen Bereichen zu genommen. Die Zunahme der Beweglichkeit war jedoch nicht signifikant, während sich alle anderen Bereiche signifikant verbesserten (siehe Tab.: 4.6.2.).

Tab.: 4.6.2. Harris Hip Score Gruppe 2

Gruppe 2	präop (N=7)	postop (N=8)	max.	p1
Schmerz	8,57 (± 6,90)	36,50 (± 11,65)	44	0,016
Funktion	10,41 (± 2,85)	18,38 (± 6,02)	25	0,016
Beweglichkeit	7,14 (± 1,21)	8,33 (± 0,50)	9	0,063
Gangbild	9,43 (± 3,46)	17,75 (± 3,01)	22	0,016
HHS-Gesamt	35,14 (± 11,73)	80,88 (± 16,61)	100	0,016

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 2 präop im Vergleich mit Gruppe 2 postop (Wilcoxon Test). max: maximal zu erreichende Wert im HHS.

In Gruppe drei und vier hatten sich postoperativ ebenfalls alle Bereiche des HHS verbessert, die Zunahme des HHS war hier jedoch statistisch nicht signifikant (siehe Tab.: 4.6.3. und Tab.: 4.6.4.).

Tab.: 4.6.3. Harris Hip Score Gruppe 3

Gruppe 3	präop (N=4)	postop (N=4)	max.	p1
Schmerz	18,50 (± 18,86)	33,5 (±15,78)	44	0,500
Funktion	13,00 (± 3,65)	19,00 (± 6,98)	25	0,250
Beweglichkeit	7,25 (± 1,26)	8,00 (± 0,00)	9	0,500
Gangbild	12,50 (± 6,56)	17,00 (± 4,69)	22	0,500
HHS-Gesamt	51,25 (± 12,12)	77,50 (± 23,81)	100	0,250

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 3 präop im Vergleich mit Gruppe 3 postop (Wilcoxon Test). max: maximal zu erreichende Wert im HHS.

Tab.: 4.6.4. Harris Hip Score Gruppe 4

Gruppe 4	präop (N=3)	postop (N=3)	max.	p1
Schmerz	6,68 (± 5,77)	30,00 (± 10,00)	44	0,250
Funktion	9,00 (± 7,55)	18,00 (± 5,29)	25	0,500
Beweglichkeit	7,67 (± 0,58)	7,67 (± 0,58)	9	1,000
Gangbild	12,67 (± 11,37)	12,67 (± 11,37)	22	1,000
HHS-Gesamt	36,00 (± 12,77)	68,33 (± 17,79)	100	0,250

Angegeben werden der Mittelwert und die einfache Standardabweichung. p1: p-Wert für den Test Gruppe 4 präop im Vergleich mit Gruppe 4 postop (Wilcoxon Test). max: maximal zu erreichende Wert im HHS.

5. Diskussion

5.1. Aktueller Stand der Forschung

Die funktionelle Ganganalyse wurde im Laufe der Zeit immer öfter Gegenstand wissenschaftlicher Untersuchungen verschiedenster Fachdisziplinen. Die Ergebnisse der Studien lassen sich jedoch aufgrund der unterschiedlichen verwendeten Ganganalysesysteme nur eingeschränkt vergleichen.

Die dreidimensionale Ganganalyse ist eine gute Methode, um Bewegungsabläufe und Bewegungsstörungen zu analysieren (Wiemann 2000). Westhoff et al. wiesen eine hohe Reliabilität für dieses Untersuchungsverfahren nach (Westhoff B. et al. 2004). Das Verfahren findet unter anderem auch im Bereich Endoprothetik Anwendung.

In der Endoprothetik werden neben verschiedenen Prothesenmodellen und unterschiedlichen Gleitpaarungen die verschiedenen Zugangswege anterior vs. posterior und konventionell vs. minimalinvasiv diskutiert (Lühmann; Hauschild; Raspe, 2000). Dabei ist die Bezeichnung minimalinvasiv nicht einheitlich definiert. Sendtner et al. fanden in einer bundesweiten Umfrage 2007 heraus, dass 56% der Befragten MIS als weichteilschonend definierten, während 33% MIS über die Länge des Hautschnitts definierten. Insgesamt wurden laut dieser Umfrage 1/3 der Hüft-TEP-Implantationen minimalinvasiv implantiert (Sendtner; Boluki; Grifka 2007). Der Vergleich der unterschiedlichen Zugangswege erfolgt immer häufiger auch über den Vergleich ganganalytischer Parameter. Queen et al. verglichen Patienten, die mit dem lateralen Zugangsweg, mit dem posterioren Zugangsweg und dem anterolateralen Zugangsweg operiert wurden, mit einem Normalkollektiv. Hier zeigten sich postoperativ anhaltende Einschränkungen in der maximalen Bodenreaktionskraft und ein anhaltend verringerter Bewegungsumfang in der Sagittalebene unabhängig vom Zugangsweg (Queen et al. 2014). Rathod et al. konnten ebenfalls Verbesserungen der Beweglichkeit postoperativ, unabhängig vom Zugangsweg, aufzeigen (Rathod et al. 2013). Bei Vergleichen minimalinvasiver mit konventionellen Zugangswegen zeigten sich in der Literatur Vorteile für die minimalinvasive Technik, wie geringere Schmerzen postoperativ und geringerer Blutverlust bei vergleichbarer Komplikationsrate. Diese Vorteile waren jedoch nur in den ersten 3-6 Monaten postoperativ nachweisbar (Jung; Anagnostakos; Kohn 2012). Eine Verbesserung der kinetischen und kinematischen Parameter ließ sich bei beiden Zugangswegen nachweisen, jedoch ohne statistisch signifikante Unterschiede

zwischen den Gruppen (Reininga et al. 2013; Sander et al. 2012; Wohlrab et al. 2008). Das S-ROM Schaftsystem erwies sich bereits in Studien mit einer 5 Jahres Überlebensrate der Prothese von 94,4% nach Revision als gutes Implantat für die Revisionsendoprothetik und in der Primärendoprothetik bei vorangegangener Umstellungsosteotomie sowie bei fortgeschrittener Dysplasie (Biant et al. 2008; Christie; Brinson 2005; Onodera et al. 2006; Smith; Dunn; Manaster 1997; Tanzer et al. 2001). Einzelne Fälle von Osteolysen und Lockerungen wurden als Schwachstellen von modularen Schaftsystemen diskutiert (Fabi; Goldstein; Gordon 2009; Tanzer et al. 2001). In dieser Studie gab es im follow-up keine Revisionen.

5.2. Weg-Zeit-Parameter

Die Analyse der Weg-Zeit-Parameter in Gruppe eins bei Patienten mit einer erkrankten Hüfte und gesunder Gegenseite zeigte auf der erkrankten Seite vor Hüft-TEP-Implantation in der Standphase im Vergleich zum Normalkollektiv keine signifikante Veränderung. Vergleicht man jedoch die erkrankte Seite mit der gesunden Gegenseite, so zeigte sich auf der erkrankten Seite eine signifikant verkürzte Standphase. Dies bewirkt eine kürzere Belastung des erkrankten Beins und eine längere Belastung der gesunden Gegenseite. Dieser Bewegungsablauf wird optisch als Schonhinken wahrgenommen und in mehreren unterschiedlichen Studien erkannt (Isobe et al. 1998; Rompen et al. 2002).

Nach Hüft-TEP-Implantation zeigte sich im Vergleich zum Normalkollektiv eine signifikante Verlängerung der Standphase. Vergleicht man die Werte mit der gesunden Gegenseite, so zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der Standphase. Damit wurden beide Beine nach Hüft-TEP-Implantation gleich lang belastet und es entsteht ein gleichmäßiges flüssiges Gangbild.

Betrachtet man die Einbein-Stand-Phase, wird diese Veränderung noch einmal deutlich. Die Einbein-Stand-Phase war vor der Operation im Vergleich zum Normalkollektiv und im Vergleich zur Gegenseite signifikant verkürzt. Nach Hüft-TEP-Implantation war die Einbein-Standphase im Verhältnis zum Normalkollektiv noch immer verkürzt. Im Vergleich zur gesunden Gegenseite bestand jedoch kein signifikanter Unterschied mehr. Damit zeigt sich erneut, dass beide Beine nach Hüft-TEP-Implantation gleichmäßiger belastet werden. Die Einbein-Stand-Phase ist der belastungsintensivste Teil der

Standphase (Perry, 2003). Da die Einbein-Stand-Phase im Vergleich zum Normalkollektiv signifikant verkürzt war, wobei die gesamte Standphase nicht signifikant verändert war, wurde das erkrankte Bein geschont, indem in der Standphase die doppeltunterstützten Anteile verlängert waren, was die beidseits signifikant verlängerte Stoßdämpfungsphase belegt. Auf der erkrankten Seite bewirkt die verlängerte doppeltunterstützte Phase eine Entlastung. Da die Gegenseite nicht entlastet werden muss, führt die auch hier verlängerte Stoßdämpfungsphase zu einem gewissen Grad an Symmetrie. Wäre die Stoßdämpfungsphase auf der Gegenseite präoperativ so kurz wie beim Normalkollektiv, wäre das Gangbild ungleichmäßiger und das Schonhinken ausgeprägter. Dies zeigt, dass der Körper die Belastung des gesunden Beines nicht nur verändert, um das erkrankte zu entlasten, sondern auch ein symmetrisches Gangbild trotz Schonung anstrebt.

Nagariya et al. analysierten Merkmale des Gangbildes von Patienten nach Hüft-TEP-Implantation mit einem Ultraflex Ganganalysator und verglichen diese mit einem Normalkollektiv (Nagariya; Bhargava; Shrivastava 2007). Sie konnten vor der Operation ebenfalls eine Verkürzung der Einbein-Stand-Phase sowie eine Verlängerung der Schwungphase und der doppelt unterstützten Standphase auf der operierten Seite im Vergleich zum Normalkollektiv finden. Um die Symmetrie des Gangbildes zu beurteilen, muss jedoch auch die Gegenseite untersucht werden. John et al. fanden vier Jahre nach Hüft-TEP Implantation keine Unterschiede in den Weg-Zeit-Parametern zwischen operierter Seite und Gegenseite, wobei sie keine Angaben über das verwendete Implantat und das Ausmaß präoperativer Unterschiede machten (John et al. 2021). Martinez et al. konnten nachweisen, dass die Gangsymmetrie durch unterschiedliche Ganggeschwindigkeiten nicht beeinflusst wird. Sie verwendeten Schuhsohlen, die sowohl die Kinetik als auch die Kinematik des Fußes messen (Martínez-Ramírez et al. 2013).

Die relative Schrittlänge war sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zum Normalkollektiv verkürzt. Im Vergleich zur Gegenseite bestand kein signifikanter Unterschied. Eine kurze Schrittlänge führt automatisch zu einer verkürzten Einbein-Standphase und damit zu einer Entlastung des Beines. Des Weiteren kann Unsicherheit bei der Belastung oder im Gleichgewicht Ursache für eine verkürzte Schrittlänge sein. (Götz-Neumann, 2011)

Es zeigte sich eine messbare Verbesserung der Weg-Zeit-Parameter nach Hüft-TEP-Implantation. Vor allem die Symmetrie hatte postoperativ zugenommen. Dennoch verblieben weiterhin deutliche Unterschiede im Vergleich zum Normalkollektiv. Dies konnte bereits in früheren Studien mit Coxarthrose-Patienten, die über einen kürzeren Zeitraum beobachtet wurden und bei anderen Prothesenmodellen als in dieser Studie verwendet, festgestellt werden (Agostini et al. 2014; Eitzen et al. 2012).

In den anderen Gruppen zeigten sich die Verbesserungen der Weg-Zeit-Parameter nicht ganz so deutlich. In Gruppe zwei war nach der Operation der ersten Seite keine wesentliche Verbesserung feststellbar. Ursache hierfür kann eine starke Beeinträchtigung durch die erkrankte, noch nicht operierte Gegenseite sein. Nach der Operation der zweiten Seite zeigte sich lediglich eine Zunahme der relativen Schrittlänge, die jedoch im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin verkürzt war. Die größere Schrittlänge kann Ausdruck der besseren Beweglichkeit postoperativ sein. Die weiterhin verlängerte Standphase und verkürzte Einbeinstandphase sind Ausdruck einer weiter anhaltenden Gangunsicherheit. Diese kann durch eine Kraftminderung oder Gleichgewichtsstörung verursacht sein. Bei Gruppe drei und vier zeigten sich zwar Verbesserungen nach Hüft-TEP-Implantation, diese waren jedoch im Vergleich zu präoperativ nicht signifikant, was unter anderem am deutlich kleineren Patientenkollektiv liegen kann. Bermann et al. konnten nachweisen, dass die Verbesserung der quantitativen Gangparameter bei Patienten nach beidseitiger degenerativer Erkrankung des Hüftgelenkes geringer ausgeprägt waren als bei Patienten mit einseitiger Arthrose (Berman; Quinn; Zarro 1991).

5.3. Kinematik

5.3.1. Kinematik des Beckens

Eine verstärkte Anteversion des Beckens in der Sagittalebene, wie es in Gruppe eins nachgewiesen wurde, ist Folge einer unzureichenden Extension im Hüftgelenk (Götz-Neumann, 2011). In der terminalen Standphase erfolgt physiologischerweise eine Hyperextension im Hüftgelenk. Ist diese Bewegung aufgrund einer Kontraktur oder starker Schmerzen nicht möglich, erfolgt kompensatorisch ein Kippen des Beckens nach anterior mit dann vermehrter Lumballdose, um das Bein weiter in Retroversionsstellung bringen zu können. Diese Fehlhaltung kann langfristig Beschwerden im Bereich der Lendenwirbelsäule hervorrufen (Götz-Neumann, 2011).

Durch die Hüft-TEP-Implantation konnte dieser pathologische Bewegungsablauf bei unseren Patienten nicht signifikant korrigiert werden. Da sowohl präoperativ als auch postoperativ in allen Gruppen im Schnitt eine passive Hyperextension im Hüftgelenk möglich war und die Schmerzen sich nachweislich gebessert haben, ist die Ursache für die Beibehaltung am Ehesten in einer langjährigen Gewöhnung an diese Ausweichbewegung zu sehen. Parratte et al., konnten hingegen 12 Monate nach Hüft-TEP-Implantation eine signifikante Abnahme der Anteversion im Becken um durchschnittlich $3,1^\circ$ und damit einen physiologischeren Bewegungsablauf nachweisen (Parratte et al. 2009). Sie schlossen jedoch Patienten mit Dysplasie und starker Deformität aus ihrer Studie aus. Somit gab es geringere Variationen unter den einzelnen Patienten.

Das größere Ausmaß der Beckenkipfung in der Sagittalebene ist ebenfalls eine Reaktion auf die eingeschränkte Hüftbeweglichkeit und Folge der übermäßigen Anteversion. Die signifikante Reduktion der Beckenkipfung nach Hüft-TEP-Implantation resultiert somit aus einer verbesserten Beweglichkeit des Hüftgelenkes. Die Ausgleichbewegung im Becken konnte in dieser Studie reduziert, jedoch nicht vollständig abgebaut werden. Weber et al. zeigten ebenfalls, dass die Implantation einer Hüft-Totalendoprothese die Beckenkipfung beeinflusst und schlossen hieraus, dass diese Veränderung der funktionellen Anatomie bei der Ausrichtung der Pfannenkomponente berücksichtigt werden muss, um eine möglichst gute Funktion des Hüftgelenkes zu erzielen (Weber et al. 2021).

Die Gegenseite macht die vermehrte Anteversionsbewegung der erkrankten Seite mit. Dies hat anatomische Gründe. Die Beckenkipfung nach anterior lässt sich nicht einseitig ausführen, da das Becken im Iliosakralbereich und an der Symphyse durch straffe bindegewebige Strukturen miteinander verbunden ist (Götz-Neumann, 2011; Schünke; Schulte; Schumacher, 2011). Aufgrund dessen lassen sich keine isolierten Bewegungen einer Beckenhälfte bewusst durchführen.

Die geringere Beckenkipfung in der Frontalebene, welche sich nach Hüft-TEP-Implantation nicht signifikant verbesserte, ist ebenfalls Folge einer verringerten Hüftgelenksexension. Physiologischerweise haben Becken und Rumpf in der Vor-Schwung-Phase ihren tiefsten Punkt erreicht, während das Hüftgelenk am Übergang von terminaler Standphase zur Vor-Schwung-Phase die maximale Extensionsposition

einnimmt (Götz-Neumann, 2011). Eine verringerte Hyperextension im Hüftgelenk führt zu einer verkürzten Schrittlänge und zu einer geringeren Absenkung des Beckens.

In der Transversalebene gab es keine signifikanten Unterschiede.

In der Sagittalebene sah man bei Gruppe zwei die gleichen Kompensationsbewegungen zum Ausgleich einer verringerten Hüftgelenksbeweglichkeit wie bei Gruppe eins. Auch hier lag eine vermehrte Anteversion und eine vermehrte Beckenkipfung vor. Kubota et al. konnten diesen Mechanismus bei beidseitiger Arthrose ebenfalls während des gesamten Gangzyklus nachweisen (Kubota et al. 2007). Wie auch bei Gruppe eins konnte nach Hüft-TEP-Implantation diese Ausgleichsbewegung nicht abgebaut werden. Auch Gruppe drei und vier zeigte vor und nach Hüft-TEP-Implantation eine vermehrte Beckenkipfung in der Sagittalebene.

In der Frontalebene war in Gruppe zwei auf beiden Seiten vor Hüft-TEP-Implantation die Beckenkipfung im Vergleich zum Normalkollektiv ebenfalls verringert. Nach Hüft-TEP-Implantation bestand auf der zuerst operierten Seite kein signifikanter Unterschied mehr zum Normalkollektiv. In Gruppe drei bestanden vor der Operation ein verminderter Bewegungsumfang und eine verminderte Beckensenkung. Nach der Operation war zusätzlich die Beckenanhebung verringert, was zu einer weiteren Verringerung der Beckenkipfung führt. Die verringerte Beckenkipfung in der Frontalebene ist auch hier Folge einer verminderten Hüftgelenksexension und der verkürzten Schrittlänge.

In der Transversalebene bestand in Gruppe zwei vor und nach Hüft-TEP-Implantation auf der ersten Seite eine vermehrte Rückwärtsbewegung im Vergleich zum Normalkollektiv. Die Ursache hierfür kann die Unfähigkeit sein, die Beinbewegung in der terminalen Standphase von der Beckenbewegung zu trennen als Folge einer konzentrischen Bewegungseinschränkung im Hüftgelenk (Götz-Neumann, 2011). Gruppe drei und vier zeigten sowohl vor als auch nach Operation keinen Unterschied zum Normalkollektiv, was Folge des deutlich kleineren Patientenkollektivs sein kann.

5.3.2. Kinematik des Hüftgelenkes

Die vor Hüft-TEP-Implantation messbaren Veränderungen im Bewegungsumfang des Hüftgelenkes in der Sagittalebene in Gruppe eins waren nach Hüft-TEP-Implantation nicht vollständig reversibel. Die verringerte Hüftgelenksexension vor Hüft-TEP-Implantation ist Ausdruck der bestehenden Bewegungseinschränkung, da die maximale

Extension im Hüftgelenk in der terminalen Standphase passiv durch die Verlagerung des Schwerpunktes nach vorne erreicht wird (Götz-Neumann, 2011). Diese konnte postoperativ signifikant verbessert werden, so dass sowohl die Extension im Hüftgelenk als auch der gesamte Bewegungsumfang im Hüftgelenk nach der Operation signifikant zunahm. Trotz wesentlicher Verbesserung der Hüftgelenksbeweglichkeit waren der Bewegungsumfang und die maximale Extension im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin reduziert. Queen et al. und Mendiola et al. konnten dies im Vergleich konventioneller- vs. minimalinvasiver Zugangsweg für beide Zugangswege ebenfalls nachweisen (Queen et al. 2014).

Die Gegenseite zeigte ebenfalls eine signifikant geringere Extension als das Normalkollektiv. Grund für die verringerte Extension auf der Gegenseite kann die verkürzte Schrittlänge sein, die zu einem vorzeitigen Einsetzen des initialen Bodenkontaktes der erkrankten Seite führt.

In der Frontalebene verbesserte sich der Bewegungsumfang im Hüftgelenk nach Hüft-TEP-Implantation signifikant. Ein normaler Bewegungsumfang konnte dennoch nicht erreicht werden. Präoperativ war die Adduktion verringert, während die Abduktion postoperativ verringert war, was jeweils zu einem verringerten Bewegungsumfang führte. Die maximale Adduktion im Hüftgelenk erfolgt in der mittleren Standphase, wenn der Körperschwerpunkt nach vorne gebracht wird. Sie ist verringert, wenn durch eine größere Spurbreite das Bein weiter lateral positioniert wird (Perry, 2003).

Die maximale Abduktion im Hüftgelenk erfolgt in der initialen Schwungphase, wenn das Referenzbein nach vorne gebracht wird. Die verringerte Abduktion in dieser Phase postoperativ kann Folge einer Kraftminderung der Flexoren sein, da bei einer Schwäche der Hüftflexoren deren Funktion über die Adduktoren kompensiert wird (Perry, 2003).

In der Transversalebene zeigten sich sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation eine verringerte Innenrotation und eine vermehrte Außenrotation. Physiologischerweise findet die maximale Innenrotation in der Phase der Belastungsantwort statt, wenn das Bein die Körperlast übernimmt (Götz-Neumann, 2011). In Außenrotation ist der Kapselbandapparat entspannt und die Belastung des Hüftgelenkes wird reduziert. Dies konnten Weißgräber et al. am Modell nachweisen (Weißgräber et al. 2012). So wird das Hüftgelenk bei der Übernahme der Körperlast geschont. Der Bewegungsumfang war vor und nach der Operation hierdurch signifikant vergrößert. Diese Veränderung

ließ sich auch auf der Gegenseite nachweisen und konnte postoperativ nicht aufgehoben werden.

In Gruppe zwei bestand vor Hüft-TEP-Implantation auf beiden Seiten ebenfalls eine verringerte Hüftgelenksexension. Dies ist laut Kubota et al. bei beidseitiger Coxarthrose charakteristisch (Kubota et al. 2007). Postoperativ bestand auf der ersten Seite kein Unterschied zum Normalkollektiv, während auf der zweiten Seite trotz signifikanter Zunahme der Extension weiterhin eine verringerte Extension im Vergleich zum Normalkollektiv verblieb. Gruppe drei und vier zeigten ebenfalls vor Hüft-TEP-Implantation eine verringerte Extension. In Gruppe drei konnte nach der Operation kein Unterschied zum Normalkollektiv nachgewiesen werden, während in Gruppe vier trotz signifikanter Zunahme der Extension im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin eine verringerte Extension bestand. Die verringerte Hüftgelenksexension als Folge von Schmerzen und Bewegungseinschränkung ist eine der Hauptursachen für eine Veränderung des Gangbildes (Eitzen et al. 2012; Queen et al. 2014; Rathod et al. 2013). Der Bewegungsumfang ist auf Grund dessen in allen drei Gruppen vor Hüft-TEP-Implantation verringert. Nach der Operation war der Bewegungsumfang für Gruppe zwei und vier im Normbereich, während Gruppe drei weiterhin einen verringerten Bewegungsumfang aufwies. Im Vergleich zu präoperativ nahm der Bewegungsumfang bei Gruppe drei dennoch signifikant zu.

In der Frontalebene zeigten sich sowohl in Gruppe zwei auf beiden Seiten als auch in Gruppe drei vor und nach der Operation eine verringerte Abduktion und ein verringerter Bewegungsumfang im Hüftgelenk. Eine verringerte Abduktion bei beidseitiger Coxarthrose konnten auch Kubota et al. nachweisen (Kubota et al. 2007). Gruppe vier zeigte vor und nach Hüft-TEP-Implantation keinen Unterschied zum Normalkollektiv. Die zweite Seite der zweiten Gruppe zeigte in der Abduktion nach der Operation keinen Unterschied mehr zum Normalkollektiv. Für die anderen Gruppen kam es nach der Operation zu keiner wesentlichen Veränderung in der Frontalebene.

In der Transversalebene bestand bei allen drei Gruppen, wie bereits auch in Gruppe eins festgestellt, vor der Operation eine vermehrte Außenrotation im Hüftgelenk. Diese typische Schonhaltung konnte nach der Operation nur in Gruppe drei abgebaut werden. Milner et al. konnten nachweisen, dass langanhaltende Schmerzen präoperativ zu einer stärkeren Ausprägung von pathologischen Bewegungsmustern postoperativ führten

(Miltner; Lange; Zilkens 2003). Dass auch eine Gewöhnung an ein pathologisches Gangbild zu dessen Beibehaltung führen kann, zeigten Windhager et al., die eine Verbesserung der Weg-Zeit-Parameter und der Kinematik durch mentales Gehtraining erreichen konnten (Windhager et al. 2005).

5.3.3. Kinematik des Kniegelenkes

In der Sagittalebene waren sowohl die maximale Flexion des Kniegelenks als auch der Bewegungsumfang auf der erkrankten Seite vor Hüft-TEP-Implantation verringert. Nach der Operation hatten sich beide Werte signifikant erhöht, waren jedoch im Vergleich zum Normalkollektiv weiterhin verringert. So konnte zwar eine Verbesserung erreicht werden, normale Verhältnisse jedoch nicht. Zu diesen Ergebnissen kamen auch Horstmann et al. bei Coxarthrosepatienten nach Hüft-TEP Implantation (Horstmann et al. 2013). Die Gegenseite zeigte ebenfalls für beide Parameter vor und nach Hüft-TEP Implantation verringerte Werte. Betrachtet man jedoch die erkrankte Seite im Vergleich zur Gegenseite, so zeigte sich, dass die Verbesserung der erkrankten Seite nach Hüft-TEP-Implantation zu einer Angleichung an die Gegenseite geführt hatte, so dass hier kein Unterschied mehr bestand. Die verringerte Kniegelenksflexion war am ehesten Folge der verkürzten Schrittlänge und der verringerten Extension im Hüftgelenk. Die Kniegelenksflexion war bei unseren Patienten in der Schwungphase verringert. Hier erfolgt die Kniegelenksflexion passiv durch die Hüftgelenksflexion. (Götz-Neumann, 2011). Ein reduzierter Bewegungsumfang im Hüftgelenk als Folge der verringerten Hüftgelenksexension führt zu einer verkürzten Schwungphase. Der Fuß wird somit vorzeitig auf die initiale Standphase vorbereitet, bevor die ausreichende Flexion im Kniegelenk erreicht wird. Auch eine vermehrte Anteversion des Beckens begünstigt eine reduzierte Vorwärtsbewegung des Oberschenkels (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003).

Beim initialen Bodenkontakt war die maximale Kniegelenksflexion sowohl auf der erkrankten Seite als auch auf der Gegenseite im Vergleich zum Normalkollektiv verringert und die maximale Kniegelenksexension vermehrt. Dieser Befund blieb auch nach der Operation bestehen und ist Ausdruck einer Schwäche des M. quadrizeps femoris. Beim initialen Bodenkontakt erfolgt die Übernahme der Körperlast auf das Bein. Der M. quadrizeps femoris hat die Aufgabe, das flektierte Kniegelenk in dieser

Phase zu stabilisieren. Bei einer Schwäche des M. quadrizeps femoris erfolgt kompensatorisch eine Verringerung der Kniegelenksflexion, um die Anforderungen an den Muskel zu reduzieren. Im Extremfall kann dieser Kompensationsmechanismus zu einer fehlenden Flexion, bis zu einer Hyperextension im Kniegelenk führen (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). Nach Hüft-TEP-Implantation hatte sich die verringerte Kniegelenksflexion beim initialen Bodenkontakt der Gegenseite angeglichen. Dies zeigt, dass weiterhin eine Quadrizepsschwäche bestand. Lediglich das Ausmaß hatte sich auf der erkrankten Seite verringert. Eine Zunahme der Kraftentwicklung nach Hüft-TEP Implantation mit einer verbliebenen Schwäche der Kniegelenkssextensoren und Kniegelenksflexoren im Vergleich zu gesunden Probanden konnten Judd et al. bestätigen (Judd et al. 2014).

Alle drei Gruppen zeigten auf beiden Seiten in der Sagittalebene, wie bereits auch in Gruppe eins beschrieben, eine verminderte Flexion im Kniegelenk vor allem in der Schwungphase als Folge der verminderten Vorwärtsbewegung des Oberschenkels. Diese kann durch eine vermehrte Anteversion im Becken erfolgen (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). In allen drei Gruppen blieb auch nach der Operation auf beiden Seiten die verminderte Flexion in der Schwungphase bestehen. Beim initialen Bodenkontakt war in Gruppe drei und vier, wie bereits auch in Gruppe eins festgestellt, die maximale Kniegelenksflexion sowohl vor als auch nach der Operation verringert. In Gruppe zwei zeigte sich dies vor allem auf der zweiten Seite.

In Gruppe eins, auf der zweiten Seite der Gruppe zwei und in Gruppe vier zeigte sich prä- und postoperativ ein vermehrter Bewegungsumfang in der Frontalebene. Dies ist ebenfalls Folge einer Quadrizepsschwäche, die zu einer Instabilität in der Einbein-Standphase führt.

5.3.4. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase

Die stärkste Belastung erfährt das Hüftgelenk während der Belastungsaufnahme und der Einbein-Standphase. In dieser Phase werden die Abduktoren aktiv, um das Hüftgelenk zu stabilisieren. Eine Insuffizienz der Abduktoren hat eine Neigung des Beckens zur Gegenseite zur Folge. Kompensatorisch wird der Rumpf zur Standbeinseite geneigt, um das Absinken des Beckens zu reduzieren (Götz-Neumann, 2011; Perry, 2003). Dieses

Phänomen wurde von Trendelenburg beschrieben und ließ sich bei unseren Patienten vor allem in Gruppe zwei präoperativ und postoperativ auf der zweiten Seite und in Gruppe drei präoperativ auf der Gegenseite beobachten. Kubota et al. zählen diesen Mechanismus zu den Gangcharakteristika bei beidseitiger Hüftgelenksarthrose (Kubota et al. 2007). Die Ausrichtung des Implantates scheint einen entscheidenden Einfluss auf die Muskelkraft der Abduktoren zu haben. Mahmood et al. zeigten, dass eine Reduktion des globalen femoralen Offsets um mehr als 5mm einen negativen Effekt auf die Muskelkraft der Abduktoren hat (Mahmood et al. 2016).

Nach der Operation war die Thoraxneigung in Gruppe drei auf der Gegenseite zurückgegangen und wich nicht mehr vom Normalkollektiv ab, während die Beckenneigung weiterhin vermehrt war. In Gruppe eins blieb das Becken stabil und der Oberkörper neigte sich sowohl vor als auch nach der Operation vermehrt zur gleichen Seite, während in Gruppe vier der Oberkörper stabil blieb und das Becken zur Gegenseite absank. Hier war das Trendelenburghinken unvollständig ausgebildet.

Die Gegenseite in Gruppe eins wies nach Hüft-TEP-Implantation eine vermehrte Neigung des Beckens zur gleichen Seite auf. Daraus resultierte eine verminderte Neigung des Thorax im Verhältnis zum Becken zur gleichen Seite im Vergleich zum Normalkollektiv. Hierbei handelt es sich um eine kombinierte Bewegung, um eine Schwäche der Hüftgelenksflexoren auf der operierten Seite auszugleichen. Das Becken wird zur Standbeinseite geneigt und auf der Schwungbeinseite angehoben, um das Schwungbein vom Boden zu lösen, da die Flexoren auf der Schwungbeinseite zu geschwächt sind, um alleine das Schwungbein vom Boden zu lösen. Um das Gleichgewicht in dieser Position zu gewährleisten wird der Oberkörper im Verhältnis zum Becken leicht zur Schwungbeinseite geneigt. Arnold et al. konnten nach Hüft-TEP-Implantation eine Verbesserung der Oberkörperabweichung in der Frontalebene nachweisen. Normwerte konnten auch hier nicht erreicht werden (Arnold; Schliebe 1992). Stief et al. zeigten zwei Jahre postoperativ im Vergleich zur Kontrollgruppe keinen Unterschied in der Neigung von Becken und Thorax in der Frontalebene (Stief et al. 2018). Leijendekkers et al. zeigten eine vermehrte Seitneigung des Thorax zur gleichen Seite bei Patienten mit Hüftgelenksdysplasie. Allerdings untersuchten sie lediglich sechs Patienten und es wurden keine Angaben zu präoperativen Werten

gemacht, so dass keine Aussage über eine Zunahme oder Abnahme der Thoraxneigung postoperativ gemacht werden kann (Leijendekkers et al. 2018).

Gruppe zwei zeigte auf der zuerst operierten Seite, ebenso wie Gruppe drei, sowohl vor als auch nach der Operation keine wesentliche Veränderung in der Frontalebene im Vergleich zum Normalkollektiv.

5.4. Kinetik

Beim Gehen wird bei jedem Schritt Energie freigesetzt und Energie absorbiert, um eine gleichmäßige Vorwärtsbewegung zu produzieren. Physikalisch gesehen bezeichnet die Arbeit das Produkt aus Kraft und zurückgelegtem Weg (Holzmann et al., 2010). Seichert et al. konnten nachweisen, dass sich aus gemessenen Bodenreaktionskräften durch die Berechnung der Leistungskurve aktive von passiven Anteilen unterscheiden lassen und sich so funktionelle Defizite ermitteln lassen (Seichert; Erhart; Senn 1997).

In der vorliegenden Studie wurde die entwickelte Arbeit an Hüft-, Knie- und Sprunggelenk in der Sagittalebene gemessen. Gruppe eins umfasste mit N=23 die größte Anzahl an Patienten. Die generierte Arbeit am Hüftgelenk war im Vergleich zum Normalkollektiv sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation verringert. Es kam jedoch nicht zu einer vermehrten Kraftentwicklung an Knie- oder Sprunggelenk, um die verringerte Arbeit am Hüftgelenk zu kompensieren. Die gesunde Gegenseite zeigte ebenfalls keine Kompensation durch vermehrte Arbeit. Sowohl vor als auch nach der Operation gab es hier keinen wesentlichen Unterschied zum Normalkollektiv. Nach der Operation kam es zu einer signifikanten Zunahme der erbrachten Arbeit am Hüftgelenk, so dass postoperativ kein signifikanter Unterschied zur gesunden Gegenseite mehr bestand. Somit wurde eine symmetrische Belastung beider Seiten erreicht, anders als bei Queen et al., die den anterolateralen mit dem posterioren Zugang verglichen und hier keine Unterschiede zwischen den Zugangswegen, jedoch postoperativ trotz Verbesserung der Kinetik verringerte Bodenreaktionskräfte auf der operierten Seite und somit eine asymmetrische Belastung festgestellt hatten (Queen et al. 2014). In Bezug auf die Gelenkbelastung beobachteten Stief et al. eine Verschiebung der Lastverteilung im Kniegelenk von medial nach lateral, so dass entsprechend im Hüftgelenk ein größeres Adduktionsmoment beobachtet wurde. Sie kamen zu dem Schluss, dass Patienten mit Hüftgelenkersatz ein höheres Risiko für eine abnormale Gelenkbelastung

und damit für die Entwicklung von Arthrosen in anderen Gelenken der unteren Extremitäten haben könnten (Stief et al. 2018). John et al. zeigten vier Jahre postoperativ anhaltend reduzierte Kraftwerte für Hüftflexion, Hüftextension und Hüftabduktion im Vergleich zu den Werten der Kontrollgruppe (John et al. 2021). Eine postoperativ reduzierte Hüftabduktionskraft und Hüftflexionskraft wurde in mehreren Studien nachgewiesen (Mendiola et al. 2020).

In Gruppe zwei wurden beide Seiten operiert. Somit zeigten auch beide Seiten präoperativ eine verminderte Arbeit am Hüftgelenk. Auch hier erfolgte keine Kompensation durch vermehrte Arbeit an Knie- oder Sprunggelenk. Das Sprunggelenk leistete sogar im Vergleich zum Normalkollektiv weniger Arbeit. Nach der Operation hatte lediglich die geleistete Arbeit am Sprunggelenk der zuerst operierten Seite signifikant zugenommen, so dass kein wesentlicher Unterschied zum Normalkollektiv mehr messbar war. Dies zeigt, dass bei beidseitiger Schonung des Hüftgelenkes insgesamt weniger Arbeit generiert wird.

In Gruppe drei waren ebenfalls beide Hüftgelenke erkrankt. Auch hier zeigte sich wie bereits bei Gruppe zwei, dass präoperativ sowohl am Hüft- als auch am Sprunggelenk signifikant weniger Arbeit generiert wurde. Auch hier erfolgte keine Kompensation durch Mehrarbeit der übrigen Gelenke. Postoperativ konnte am Hüftgelenk sowohl auf der operierten Seite als auch auf der Gegenseite kein wesentlicher Unterschied im Vergleich zum Normalkollektiv mehr nachgewiesen werden, wobei am Sprunggelenk auf beiden Seiten die Leistung weiterhin verringert war. Dies zeigt, dass die Schonhaltung postoperativ nachlässt. Sowohl die präoperative Schonhaltung als auch die zunehmende Kraftentwicklung postoperativ waren symmetrisch, da im Vergleich der operierten Seite zur Gegenseite sowohl präoperativ als auch postoperativ kein signifikanter Unterschied bestand.

In Gruppe vier gab es auf beiden Seiten sowohl präoperativ als auch postoperativ eine verringerte Arbeit am Hüftgelenk. An allen drei Gelenken, Hüft-, Knie- und Sprunggelenk, gab es auf beiden Seiten nach der Operation keine signifikante Veränderung der geleisteten Arbeit im Vergleich zu vor der Hüft-TEP-Implantation. Ursache hierfür kann eine bleibende Kraftminderung, anhaltende Schmerzen oder die Gewöhnung an das über Jahre angeeignete pathologische Gangbild sein, welches unbewusst beibehalten wird. Da die Schmerzen postoperativ abgenommen hatten (vergl.

Ergebnisse Harris Hip Score) sind anhaltende Kraftminderung und unbewusste Beibehaltung der über Jahre antrainierten Schonhaltung als Ursache für die anhaltende verminderte Arbeit zu sehen. Beaulieu et al. zeigten eine anhaltende Kraftminderung in der Hüftgelenksabduktion und eine verringerte generierte und absorbierte Kraft im Schnitt 10 Monate nach einer Hüft-TEP-Implantation (Beaulieu; Lamontagne; Beaulé 2010).

In Gruppe zwei, drei und vier war aufgrund der beidseitigen Beeinträchtigung und vermutlich auch aufgrund der geringen Patientenzahl die Verbesserung der Kraftentwicklung nicht signifikant. Dennoch wurde in allen Gruppen deutlich, dass es durch Schonung des Hüftgelenkes zu keiner übermäßigen Kraftentwicklung an Knie- oder Sprunggelenk und zu keiner vermehrten Kraftentwicklung auf der Gegenseite kam, wenn man die absoluten Zahlen betrachtet. Bei beidseitiger Erkrankung nahm die generierte Arbeit am Sprunggelenk tendenziell ab. Betrachtet man den prozentualen Anteil der geleisteten Arbeit von der Gesamtarbeit, zeigte sich in allen vier Gruppen sowohl präoperativ als auch postoperativ eine geringere Arbeit am Hüftgelenk und eine prozentuale Mehrarbeit entweder am Knie-, am Sprung- oder an beiden Gelenken.

Betrachtet man die absorbierte Energie, so zeigte sich in Gruppe eins präoperativ eine verringerte negative Energie an Hüft- und Kniegelenk. Grund hierfür kann zum einen die bereits verringerte positive Energie sein, so dass weniger Kraft entwickelt wurde, die gebremst werden muss, zum anderen kann dies auch als Schonmechanismus interpretiert werden. Das Sprunggelenk absorbierte präoperativ signifikant mehr Energie im Vergleich zum Normalkollektiv, was als Kompensation zu werten ist. Postoperativ bestand am Hüftgelenk kein Unterschied zum Normalkollektiv mehr. Am Kniegelenk blieb die absorbierte Energie verringert und am Sprunggelenk erhöht. Da postoperativ mehr Kraft generiert wurde, musste auch mehr abgefangen werden. Die Absorption der Energie erfordert ebenfalls Kraft und stellt somit wie auch die Generierung von Energie eine Belastung dar. Daher war die Belastung am Sprunggelenk sowohl vor als auch nach der Hüft-TEP-Implantation erhöht. Auf der Gegenseite erfolgte präoperativ sowohl am Hüft- als auch am Sprunggelenk eine vermehrte Energieabsorption im Vergleich zum Normalkollektiv. Dies kann ebenfalls als Kompensationsmechanismus zur Entlastung der erkrankten Seite interpretiert werden. Postoperativ blieb lediglich die Energieabsorption am Sprunggelenk erhöht,

während sich die Werte am Hüftgelenk normalisierten. Die gleichmäßige Verteilung der absorbierten Energie auf beide Hüftgelenke postoperativ zeigt, dass die operierte Seite in der Lage ist postoperativ mehr Kraft auf zu nehmen. Präoperativ wurde an Hüft- und Kniegelenk der gesunden Seite signifikant mehr Energie absorbiert als auf der erkrankten Seite, was zu einer Mehrbelastung dieser Gelenke führte. Postoperativ war kein signifikanter Unterschied in der negativen Arbeit an allen drei Gelenken im Vergleich zur Gegenseite mehr messbar. Rasch et al. konnten bereits 6 Monate nach Hüft-TEP-Implantation eine Verbesserung der Muskelkraft von Hüft- und Kniemusculatur nachweisen, welche sich zwei Jahre postoperativ weiter verbessert hatte, wobei ebenfalls noch keine Normwerte erreicht werden konnten. Vor allem die Hüftabduktoren wiesen zwei Jahre postoperativ noch eine deutliche Schwäche auf (Rasch; Dalén; Berg 2010).

Bei Gruppe zwei waren beide Hüftgelenke erkrankt. Hier zeigte sich auf beiden Seiten präoperativ am Hüft- und Sprunggelenk keine signifikante Veränderung im Vergleich zum Normalkollektiv. Postoperativ wurde auf der ersten Seite am Sprunggelenk im Vergleich zum Normalkollektiv mehr Energie absorbiert. Am Kniegelenk wurde sowohl vor als auch nach Hüft-TEP-Implantation weniger Energie im Vergleich zum Normalkollektiv absorbiert.

In Gruppe drei zeigte sich präoperativ am Kniegelenk beider Seiten eine verringerte und am Hüftgelenk der Gegenseite eine vermehrte Energieabsorption im Vergleich zum Normalkollektiv. Im Vergleich präoperativ zu postoperativ war an allen drei Gelenken, Hüft-, Knie- und Sprunggelenk auf beiden Seiten keine signifikante Veränderung evident. Die absorbierte Energie war sowohl präoperativ als auch postoperativ symmetrisch. Dies hängt am ehesten mit der beidseits sowohl präoperativ als auch postoperativ verringerten positiven Arbeit zusammen. Da beide Seiten erkrankt waren, wurde beim Gehen so viel Kraft generiert, wie sie auch symmetrisch abgefangen werden konnte.

Auch hier waren die Ergebnisse von Gruppe zwei, drei und vier aufgrund der geringen Patientenzahl und der beidseitigen Beeinträchtigung nicht so deutlich wie in Gruppe eins. Es kann jedoch festgehalten werden, dass nach Hüft-TEP-Implantation das operierte Gelenk mehr Energie absorbieren konnte als präoperativ. Bei eingeschränkter Belastbarkeit erfolgte die Kompensation durch eine vermehrte Belastungsaufnahme am

gegenseitigen Hüftgelenk und am Sprunggelenk. Nach Hüft-TEP-Implantation erfolgte beidseits eine symmetrischere Belastungsaufnahme an allen drei Gelenken. Eine Verbesserung der kinetischen Parameter nach Hüft-TEP-Implantation verschiedener Implantatmodelle konnte bereits in unterschiedlichen Studien ermittelt werden (Boudriot et al. 2003; Leuchte; Luchs; Wohlrab 2007; Sander et al. 2012). Die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist jedoch auf Grund unterschiedlicher Messsysteme, Bodenplatten vs. Schuheinlagen, Untersuchungen, bei denen die Patienten auf einem Laufband auf der Stelle gehen vs. Untersuchungen, bei denen die Patienten eine festgelegte Distanz auf ebener Strecke zurücklegen, und unterschiedlicher Analyseverfahren, Kraftvektoren vs. Drehmomente, eingeschränkt. Leuchte et al. verglichen den konventionellen anterolateralen Zugang mit dem minimalinvasiven und konnten hier bezüglich der Bodenreaktionskräfte 8 und 14 Wochen postoperativ leichte Vorteile bezüglich der MIS Gruppe feststellen. 28 Wochen postoperativ zeigte sich jedoch kein Unterschied mehr zwischen den Zugangswegen (Leuchte; Luchs; Wohlrab 2007).

5.5. Passive Beweglichkeit

Die Hüft-TEP-Implantation führte zu einer messbaren Verbesserung der passiven Beweglichkeit des betroffenen Hüftgelenkes. Diese Verbesserung zeigte sich vor allem in Gruppe eins. Die Flexion und Innenrotation des Hüftgelenkes hatten im Schnitt um mehr als 10° zugenommen. Auch die Abduktion und die Außenrotation hatten signifikant zugenommen. Diese Zunahme der passiven Beweglichkeit spiegelte sich jedoch im Gangbild nicht so deutlich wider. Hier hatte die Flexion des Hüftgelenkes lediglich um durchschnittlich knapp 2° zugenommen, was nicht signifikant war. Abduktion, Adduktion und Rotation hatten sich im Gangbild nicht signifikant verändert. Dies zeigt, dass Bewegungsmuster, die über Jahre ausgeübt werden, sich sehr schwer ändern lassen. Trotz verbesserter Beweglichkeit im Hüftgelenk wurde diese Beweglichkeit nach der Operation unter Belastung nicht abgerufen. Bhave et al. nutzten die mittels Ganganalyse und isokinetischer Krafterfassung ermittelten Ergebnisse, um postoperativ bestehende funktionelle Defizite gezielt zu behandeln, was zu nachweisbaren Erfolgen führte (Bhave et al. 2007). Gangstörungen können postoperativ laut Windhager et al. durch gezieltes mentales Training verbessert werden, was ein Nachweis dafür ist, dass die Gewöhnung an ein pathologisches Gangbild einen

erheblichen Anteil an dessen Beibehaltung trägt (Windhager et al. 2005). John et al. zeigten auch vier Jahre nach Hüft-TEP-Implantation im Vergleich zu gesunden Kontrollgruppen eine reduzierte aktive Hüftbeweglichkeit für Flexion, Extension und Abduktion (John et al. 2021).

In Gruppe zwei ließen sich am Hüftgelenk die Zunahme der passiven Extension, Flexion, Hüftabduktion, Innenrotation und der Außenrotation in der Tendenz nachweisen, waren jedoch nicht signifikant. Die zweite Seite zeigte am Hüftgelenk in der Tendenz ebenfalls eine Zunahme der passiven Extension, Flexion, Abduktion und Außenrotation. Hier war jedoch lediglich die Zunahme der passiven Hüftgelenksflexion signifikant.

Die Veränderungen der passiven Beweglichkeit in Gruppe drei und Gruppe vier waren nicht signifikant. Dennoch lässt sich aus den Ergebnissen vor allem der Gruppe drei eine tendenzielle Zunahme der Beweglichkeit in allen Ebenen ableiten. Als Ursache für die fehlende Signifikanz kann die geringere Patientenzahl angesehen werden.

5.6. Veränderungen des Inklinationwinkels und des Offsets

Offset und Inklinationswinkel sind wichtige mechanische Stellgrößen in der Endoprothetik, die Auswirkungen auf die Hebelwirkungen am Hüftgelenk haben. Das horizontale Offset beschreibt den Abstand zwischen Femurachse und Hüftkopfmittelpunkt. Er ist physiologischerweise sehr variabel. Der physiologische Schenkelhalswinkel liegt zwischen 120 und 140°. Bei einem varischen Schenkelhals ist er geringer und bei einem valgischen Schenkelhals ist er größer. Bei Implantation eines Hüftgelenkes strebt man die Herstellung des physiologischen Offsets an. In allen vier Gruppen gab es nach der Operation im Vergleich zu präoperativ keine signifikante Veränderung im horizontalen Offset. Sarial et al. konnten herausfinden, dass eine Verringerung des Offsets von mindestens 15% auf einer Seite zu einer statistisch signifikanten Asymmetrie im Gangbild und einem verringerten Bewegungsumfang führt (Sariali et al. 2014).

Das vertikale Offset beschreibt den Abstand zwischen der Spitze des Trochanter major und Hüftkopfmittelpunkt in der vertikalen Achse. Physiologischerweise liegt der Trochanter major auf Höhe des Hüftkopfmittelpunktes oder wenige Millimeter darunter. Bei starken Deformitäten des Hüftgelenkes kann der Trochanter major auch cranial des

Hüftkopfmittelpunktes liegen. In der vorliegenden Studie wurden Patienten mit zum Teil ausgeprägten Fehlbildungen untersucht, so dass in Gruppe eins der Trochanter major bis zu 4,9 cm cranial des Hüftkopfmittelpunktes gemessen wurde. Das vertikale Offset verbesserte sich in Gruppe eins signifikant und befand sich postoperativ im Normbereich.

Der röntgenologische Inklinationswinkel ist eine etablierte Methode zur Beurteilung der Hüftpfannenposition. Lu et al. konnten hierfür im Vergleich zur CT-Untersuchung eine hohe Reliabilität nachweisen (Lu et al. 2013). Physiologischerweise liegt der Inklinationswinkel im Bereich zwischen 35 und 45°. In allen vier Gruppen gab es nach Hüft-TEP-Implantation keine signifikante Veränderung im Inklinationswinkel. Kummer et al. fanden heraus, dass ein postoperativer Inklinationswinkel zw. 35 und 45°, entsprechend dem anatomischen, einen bestmöglichen Bewegungsumfang am Hüftgelenk ermöglicht. Winkel über 45° führen zu einer Einschränkung der Rotation (Kummer et al. 1999). Dies kann eine Erklärung dafür sein, dass die Verbesserung des Bewegungsumfanges des Hüftgelenkes in Gruppe drei am geringsten ausgefallen ist.

5.7. Harris Hip Score

Der HHS ist ein geeignetes und daher auch oft verwendetes Verfahren, um das klinische Outcome nach Hüft-TEP-Implantation zu beurteilen. Die Reliabilität und Validität des Scores wurde bereits in Studien geprüft (Kumar et al. 2019).

In Gruppe eins und zwei gab es eine signifikante Zunahme des HHS nach Hüft-TEP-Implantation. Während bei Gruppe eins alle Parameter des HHS postoperativ eine signifikant höhere Punktzahl erreicht hatten, war die Zunahme der Beweglichkeit in Gruppe zwei nicht signifikant.

In Gruppe drei und vier erhöhte sich die Punktzahl nach Hüft-TEP-Implantation ebenfalls. Diese Zunahme war jedoch statistisch nicht signifikant. Im Schnitt verbesserte sich der HHS bei unseren Patienten nach Hüft-TEP Implantation um 36 Punkte. Dieses Ergebnis ist vergleichbar mit anderen Studien, bei denen Patienten mit S-ROM-Hüft-Totalendoprothese über einen längeren Zeitraum und teilweise nach vorheriger Umstellungsosteotomie bei proximaler Femurdeformität untersucht wurden. Es wurden Zunahmen um 39-49 Punkte auf 83-89 ermittelt (Onodera et al. 2006; Smith; Dunn; Manaster 1997; Tanzer et al. 2001). Unsere Ergebnisse bei Patienten mit komplexen Fehlbildungen lagen mit einer Zunahme von durchschnittlich 42 auf 78

Punkte etwas darunter. Ursache für die postoperativ geringere Punktzahl kann unser heterogenes Patientenkollektiv sein, da vor allem in Gruppe 3 und 4 mit beidseitiger Erkrankung und einseitiger Operation deutlich geringere Werte (77,5 und 68,3) erzielt wurden.

6. Zusammenfassung

Ziel dieser retrospektiven Studie war es, Veränderungen des Gangbildes und der Gelenkfunktion von Patienten mit schweren Hüftgelenksdeformitäten vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese (Hüft-TEP) mit dem modularen S-ROM[®]-Schaftsystem zu vergleichen, um festzustellen, in wie weit sich das Gangbild und die Gelenkfunktion den Werten eines gesunden Vergleichskollektivs angleicht.

In dieser Studie wurde bei 43 Patienten mit schwerer Hüftgelenksdeformität, die im Zeitraum von 2003 bis 2008 mit einer Hüft-TEP mit dem Modularen S-ROM[®]-Schaftsystem von DePuy[®] behandelt wurden, eine dreidimensionale Ganganalyse vor und nach der Operation durchgeführt. Die Werte wurden mit einem validierten Datensatz von gesunden Probanden verglichen. Die Ganganalyse erfolgte mit 8 Infrarotkameras (50 Hz), 2 Kraftplattformen der Advanced Medical Technology Inc. (AMTI[®]) und dem Vicon[®] 512 Software System. Der Harris Hip Score, der passive Bewegungsumfang des Hüftgelenkes, der Inklinationswinkel der Hüftgelenkspfanne sowie das horizontale und vertikale Offset wurden prä- und postoperativ bestimmt. Die Nachuntersuchung erfolgte im Schnitt nach $16,5 \pm 12,2$ Monaten.

Das gesunde Gangbild ist gekennzeichnet durch eine gleichmäßige Schrittlänge beider Beine im Verhältnis zur Körpergröße und eine relative Symmetrie bestimmter Gangphasen. Diese Merkmale werden durch den Bewegungsumfang des Hüftgelenkes und durch die Beckenkippung beeinflusst.

Eine Symmetrie konnte postoperativ in der Standphase und in der Einbeinstandphase erreicht werden. Die Gangphasen konnten sich jedoch nicht normalisieren. Harris Hip Score und der passive Bewegungsumfang verbesserten sich postoperativ.

Offset und Inklinationswinkel veränderten sich postoperativ nicht signifikant.

Die Ergebnisse dieser retrospektiven Studie zeigten, dass sich der passive Bewegungsumfang und der Harris Hip Score bei Patienten mit schweren Deformitäten nach Implantation einer Hüft-TEP mit dem S-ROM[®]-Schaftsystem signifikant verbesserten, das Gangbild sich in einzelnen Parametern verbesserte, jedoch nicht vollständig normalisierte.

7. Abstract

This retrospective study aimed to compare changes in gait pattern and joint function of patients to compare gait before and after total hip arthroplasty (THA) using the Modular S-ROM[®] hip prosthesis in patients with severe deformities of the hip joint to determine to what extent gait pattern and joint function approximate the values of a healthy comparison collective.

For this study 43 patients with severe hip deformity, who were treated with a total hip replacement using the S-ROM[®] modular hip system by DePuy[®] in the period from 2003 until 2008, underwent a 3-Dimensional gait analysis before and after surgery. Values were compared with a validated data set of healthy subjects. Gait analysis took place using 8 infrared cameras (50 Hz), 2 force platforms of Advanced Medical Technology Inc. (AMTI[®]) and the Vicon 512[®] system. The Harris Hip Score (HHS) and range of motion (ROM) of the hip joint were determined preoperatively and postoperatively. Follow up 16.5± 12.2 month.

The healthy gait pattern is characterized by an even stride length of both legs in relation to body height and a relative symmetry of certain gait phases. These characteristics are influenced by the range of motion of the hip joint and by the pelvic tilt.

Symmetry could be achieved postoperatively in the stance phase and in the single-leg stance phase. However, the gait phases could not normalize. HHS and ROM improved postoperatively.

The findings from this retrospective study showed that ROM and HHS significantly improved following THA with the S-ROM[®] hip prosthesis in patients with severe deformities of the hip joint, but that gait did not completely return to normal.

Literaturverzeichnis

1. Ackermann H (2012): ALLEX - alles fürs Examen. Stuttgart, New York: Thieme.
2. Agostini, V., Ganio, D., Facchin, K., Cane, L., Moreira Carneiro, S., Knaflitz, M. (2014): Gait Parameters and Muscle Activation Patterns at 3, 6 and 12 Months After Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 29. 6. 1265–1272.
3. Arnold, W., Schliebe, G. (1992): Gait analysis in patients with total hip endoprosthesis. Part II: Pre- and postoperative gait analysis. *Zeitschrift für die gesamte innere Medizin und ihre Grenzgebiete*. 47. 1. 15–20.
4. Beaulieu, M.L., Lamontagne, M., Beaulé, P.E. (2010): Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*. 32. 2. 269–273.
5. Berman, A.T., Quinn, R.H., Zarro, V.J. (1991): Quantitative gait analysis in unilateral and bilateral total hip replacements. *Arch Phys Med Rehabil*. 72. 3. 190–194.
6. Bhave, A., Marker, D.R., Seyler, T.M., Ulrich, S.D., Plate, J.F., Mont, M.A. (2007): Functional problems and treatment solutions after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 22. 6 Suppl 2. 116–124.
7. Biant, L.C., Bruce, W.J., Assini, J.B., Walker, P.M., Walsh, W.R. (2008): The anatomically difficult primary total hip replacement: medium- to long-term results using a cementless odular stem. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*. 90. 4. 430–435.
8. Biant, L.C., Bruce, W.J., Assini, J.B., Walker, P.M., Walsh, W.R. (2009): Primary total hip arthroplasty in severe developmental dysplasia of the hip. Ten-year results using a cementless modular stem. *The Journal of Arthroplasty*. 24. 1. 27–32.
9. Bortz, J., Lienert, G.A. (2008): *Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung*. 3. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer Medizin Verlag Heidelberg.
10. Boudriot, U., Paschalidis, T., Schmitt, J., Lengsfeld, M. (2003): Systematische Analyse der Änderung der Bodenreaktionskräfte bei Hüft- und Kniearthrose prä- und postoperativ. *Biomedizinische Technik*. 48. 11. 325–330.
11. Bretschneider, H., Günther, K.-P. (2015): Hüftgelenk – Arthrose und Arthritis. *Radiologie up2date*. 15. 04. 359–383.

12. Buly, R. (2005): The S-ROM stem: versatility of stem/sleeve combinations and head options. *Orthopedics*. 28. 9 Suppl. s1025-32.
13. Byström, S., Espehaug, B., Furnes, O., Havelin, L.I. (2003): Femoral head size is a risk factor for total hip luxation: a study of 42,987 primary hip arthroplasties from the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 74. 5. 514–524.
14. CeramTec GmbH (2017): BIOLOX® Hip Femoral Head. Online-Publikation; <https://www.ceramtec-medical.com/en/biolox>. 03.10.2022.
15. Christie, M., Brinson, M.F. (2005): Proximal/distal mismatch: type A and C femurs. *Orthopedics*. 28. 9 Suppl. s1033-6.
16. Claes, L., Kirschner, P., Perka, C., Rudert, M. (2011): *AE-Manual der Endoprothetik: Hüfte und Hüftrevision*: Springer.
17. Debrunner, A. (2002): *Orthopädie, orthopädische Chirurgie: Patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates*. 4. Aufl.: Huber.
18. DePuy Synthes Companies® (07.07.2022a): Zementfreie Hüftpfannenprothese - Duraloc® - DePuy Synthes®. Online-Publikation; <https://www.medicaexpo.de/prod/depuy-synthes/product-79814-498654.html>. 03.10.2022.
19. DePuy Synthes Companies® (07.07.2022b): Zementfreie Hüftpfannenprothese - PINNACLE® Hip Solutions - DePuy Synthes®. Online-Publikation; <https://www.medicaexpo.de/prod/depuy-synthes/product-79814-693131.html>. 03.10.2022.
20. Eitzen, I., Fernandes, L., Nordsletten, L., Risberg, M.A. (2012): Sagittal plane gait characteristics in hip osteoarthritis patients with mild to moderate symptoms compared to healthy controls: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord*. 13. 1. 258.
21. Esbjörnsson, A.-C., Kiernan, S., Mattsson, L., Flivik, G. (2021): Geometrical restoration during total hip arthroplasty is related to change in gait pattern - a study based on computed tomography and three-dimensional gait analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 22. 1. 369.

22. Fabi, D.W., Goldstein, W.M., Gordon, A.C. (2009): Dislocation of an S-ROM total hip arthroplasty secondary to traumatic femoral stem dissociation from the metaphyseal sleeve. *The Journal of Arthroplasty*. 24. 1. 159.e19-24.
23. Fischer, O., Braune, W. (1899): *Der Gang des Menschen*. Leipzig: Teubner.
24. Flehmig, I. (2007): *Normale Entwicklung des Säuglings und ihre Abweichungen: Früherkennung und Frühbehandlung*. 7. Aufl.: Thieme.
25. Götz-Neumann, K. (2011): *Gehen verstehen*. 3. Aufl. Stuttgart: Thieme.
26. Grimberg, Jansson, Lützner, Melsheimer, Morlock, Steinbrück (2021): *Jahresbericht 2021*. Online-Publikation; <https://www.eprd.de/de/downloads-1/berichte/>. 13.11.2021.
27. Gu, X., He, J., Tang, Y., Zheng, Y. (2016): Comparison of Polyethylene Wear before and after Hip Revision with Liner Exchange Fixed with the Original Locking Mechanism. *PLoS ONE*. 11. 12. e0167607.
28. Hackenbroch, M.H. (1998): Coxarthrose. *Der Orthopäde*. 27. 9. 659–667.
29. Harris, W.H. (1969): Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*. 51. 4. 737–755.
30. Holzmann, G., Meyer, H., Schumpich, G., Eller, C. (2010): *Technische Mechanik Kinematik und Kinetik*. 10. Aufl. Wiesbaden: Vieweg + Teubner.
31. Horstmann, T., Listringhaus, R., Haase, G.-B., Grau, S., Mündermann, A. (2013): Changes in gait patterns and muscle activity following total hip arthroplasty: A six-month follow-up. *Clinical Biomechanics*. 28. 7. 762–769.
32. Isobe, Y., Okumo, M., Otsuki, T., Yamamoto, K. (1998): Clinical Study of arthroplasties for osteoarthritic hip by quantitative gait analysis. *Biomedical materials and engineering*. 8. 3-4. 167–175.
33. Jerosch J (2013): *Weichteilbalancierung im Rahmen der Hüftendoprothetik*. Online-Publikation; <https://www.online-oup.de/article/weichteilbalancierung-im-rahmen-der-hueftendoprothetik/uebersichtsarbeiten/y/m/284?pageNumber=0>. 05.05.2019.
34. John, I. (2009): *Anwendung in der Medizin*. Online-Publikation; http://uhmwpe.de/anwendung_in_der_medizin.html. 22.03.2014.

35. John, S., Weizel, D., Heumann, A.S., Fischer, A., Orłowski, K., Mrkor, K.-U., Edelmann-Nusser, J., Witte, K. (2021): Persisting inter-limb differences in patients following total hip arthroplasty four to five years after surgery? A preliminary cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 22. 1. 230.
36. Judd, D.L., Dennis, D.A., Thomas, A.C., Wolfe, P., Dayton, M.R., Stevens-Lapsley, J.E. (2014): Muscle Strength and Functional Recovery During the First Year After THA. *Clin Orthop Relat Res.* 472. 2. 654–664.
37. Jung, J., Anagnostakos, K., Kohn, D. (2012): Klinische Ergebnisse nach minimal-invasiver Hüftendoprothetik. *Orthopäde.* 41. 5. 399–406.
38. Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E. (1990): Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *J. Orthop. Res.* 8. 3. 383–392.
39. Klaiber, H. (1907): Leonardostudien. Strassburg: J.H.E. Heitz (Heitz & Mündel).
40. Kubota, M., Shimada, S., Kobayashi, S., Sasaki, S., Kitade, I., Matsumura, M., Kamei, K., Kitano, M., Takeno, K., Baba, H. (2007): Quantitative gait analysis of patients with bilateral hip osteoarthritis excluding the influence of walking speed. *J Orthop Sci.* 12. 5. 451–457.
41. Kumar, P., Sen, R., Aggarwal, S., Agarwal, S., Rajnish, R.K. (2019): Reliability of Modified Harris Hip Score as a tool for outcome evaluation of Total Hip Replacements in Indian population. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma.* 10. 1. 128–130.
42. Kummer, F.J., Shah, S., Iyer, S., DiCesare, P.E. (1999): The effect of acetabular cup orientations on limiting hip rotation. *J Arthroplasty.* 14. 4. 509–513.
43. Leijendekkers, R.A., Marra, M.A., Kolk, S., van Bon, G., Schreurs, B.W., Weerdesteyn, V., Verdonshot, N. (2018): Gait symmetry and hip strength in women with developmental dysplasia following hip arthroplasty compared to healthy subjects: A cross-sectional study. *PLoS ONE.* 13. 2.
44. Leuchte, S., Luchs, A., Wohlrab, D. (2007): Ergebnisse aus Messungen der Bodenreaktionskraft vor und nach Implantation einer Hüfttotalendoprothese bei unterschiedlichen Operationszugängen. *Z Orthop Zhre Grenzgebiete.* 145. 1. 74–80.

45. Lichtinger, T.K., Müller, R.T. (2001): Überlebensrate einer zementfreien Pfanne aus Reintitan mit laserstrukturierter Oberfläche. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 139. 3. 217–220.
46. Lu, M., Zhou, Y.-X., Du, H., Zhang, J., Liu, J. (2013): Reliability and Validity of Measuring Acetabular Component Orientation by Plain Anteroposterior Radiographs. *Clin Orthop Relat Res.* 471. 9. 2987–2994.
47. Lühmann, D., Hauschild, B., Raspe, H.-H. (2000): Hüftgelenkendoprothetik bei Osteoarthritis. Baden-Baden: Nomos-Verl.-Ges.
48. Mahmood, S.S., Mukka, S.S., Crnalic, S., Wretenberg, P., Sayed-Noor, A.S. (2016): Association between changes in global femoral offset after total hip arthroplasty and function, quality of life, and abductor muscle strength. A prospective cohort study of 222 patients. *Acta orthopaedica.* 87. 1. 36–41.
49. Martínez-Ramírez, A., Weenk, D., Lecumberri, P., Verdonschot, N., Pakvis, D., Veltink, P.H. (2013): Pre-operative ambulatory measurement of asymmetric lower limb loading during walking in total hip arthroplasty patients. *J NeuroEngineering Rehabil.* 10. 1. 41.
50. Masoud, M., Pietruska, T., Dienst, M. (2015): Klinische Untersuchung des Hüftgelenks. *Dtsch Z Sportmed.* 2015. 02. 50–55.
51. Mattingly, D.A. (2005): The S-ROM modular femoral stem in dysplasia of the hip. *Orthopedics.* 28. 9 Suppl. s1069-73.
52. Meizer, R., Meizer, E., Landsiedl, F., Aigner, N. (2012): Die Osteonekrose des Hüftgelenks. Online-Publikation; <http://www.kup.at/kup/pdf/6380.pdf>. 20.06.2012.
53. Mendiola Goitia, L., Rodríguez, M.Á., Crespo, I., del Valle, M., Olmedillas, H. (2020): Kinematic Gait Analysis After Primary Total Hip Replacement: A Systematic Review. *Indian J Orthop.* 54. 6. 767–775.
54. Miltner, O., Lange, C., Zilkens, K. (2003): Kinematische Ganganalyse nach Hüftendoprothese in Abhängigkeit von der präoperativen Schmerzdauer. Düsseldorf, Köln. Online-Publikation; www.egms.de/en/meetings/dgu2003/03dgu0707.shtml.

55. Nagariya, S.P., Bhargava, P., Shrivastava, P. (2007): Assessment of changes in gait parameters and vertical ground reaction forces after total hip arthroplasty. *Indian J Orthop.* 41. 2. 158.
56. Niethard, F.U., Pfeil, J. (1997): *Orthopädie.* 3. Aufl. Stuttgart: Hippokrates-Verl.
57. Onodera, S., Majima, T., Ito, H., Matsuno, T., Kishimoto, T., Minami, A. (2006): Cementless total hip arthroplasty using the modular S-ROM prosthesis combined with corrective proximal femoral osteotomy. *The Journal of Arthroplasty.* 21. 5. 664–669.
58. Parratte, S., Pagnano, M.W., Coleman-Wood, K., Kaufman, K.R., Berry, D.J. (2009): The 2008 Frank Stinchfield award: variation in postoperative pelvic tilt may confound the accuracy of hip navigation systems. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 467. 1. 43–49.
59. Perry, J. (2003): *Ganganalyse.* München, Jena: Urban und Fischer.
60. Plotnik, M., Bartsch, R.P., Zeev, A., Giladi, N., Hausdorff, J.M. (2013): Effects of walking speed on asymmetry and bilateral coordination of gait. *Gait & Posture.* 38. 4. 864–869.
61. Pohlemann, T., Steinmetz, M., Ehrenheim, C., Hundeshagen, H., Tscherne, H. (1995): The importance of roentgenological and scintigraphic studies in patients with and without thigh pain following cementless PCA hip endoprosthesis. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete.* 133. 1. 25–33.
62. Preininger, B., Schmorl, K., Roth, P. von, Winkler Tobias, Matziolis, G., Perka, C., Tohtz Stephan (2012): Femoral Offset (3D) in Patients without Osteoarthritis – Index Values from 200 Hip Joints. *TOORTHJ.* 6. 1. 578–581.
63. Queen, R.M., Appleton, J.S., Butler, R.J., Newman, E.T., Kelley, S.S., Attarian, D.E., Bolognesi, M.P. (2014): Total Hip Arthroplasty Surgical Approach Does Not Alter Postoperative Gait Mechanics One Year After Surgery. *PM&R.* 6. 3. 221–226.
64. Rasch, A., Dalén, N., Berg, H.E. (2010): Muscle strength, gait, and balance in 20 patients with hip osteoarthritis followed for 2 years after THA. *Acta Orthop.* 81. 2. 183–188.
65. Rathod, P.A., Orishimo, K.F., Kremenec, I.J., Deshmukh, A.J., Rodriguez, J.A. (2013): Similar Improvement in Gait Parameters Following Direct Anterior &

- Posterior Approach Total Hip Arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 6. 1162–1164.
66. Reininga, I.H., Stevens, M., Wagenmakers, R., Boerboom, A.L., Groothoff, J.W., Bulstra, S.K., Zijlstra, W. (2013): Comparison of gait in patients following a computer-navigated minimally invasive anterior approach and a conventional posterolateral approach for total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *J. Orthop. Res.* 31. 2. 288–294.
67. Rompen, J.C., Ham, S.J., Halbertsma, J.P., van Horn, J.R. (2002): Gait and function in patients with a femoral endoprosthesis after tumor resection: 18 patients evaluated 12 years after surgery. *Acta orthopaedica Scandinavica*. 73. 4. 439–446.
68. Roth, A., Beckmann, J., Smolenski, U., Fischer, A., Jäger, M., Tingart, M., Rader, C., Peters, K.M., Reppenhagen, S., Nöth, U., Heiss, C., Maus, U. (2015): S3-Leitlinie. Teil 2: Atraumatische Femurkopfnekrose des Erwachsenen - unbehandelter Verlauf und konservative Behandlung. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*. 153. 5. 488–497.
69. Sander, K., Layher, F., Anders, C., Roth, A., Babisch, J., Scholle, H.-C., Kinne, R. (2012): Ganganalyse nach minimal-invasiver Hüftprothesenimplantation. *Orthopäde*. 41. 5. 365–376.
70. Sariali, E., Klouche, S., Mouttet, A., Pascal-Moussellard, H. (2014): The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop*. 85. 2. 123–127.
71. Schneider, M. (2009): Laufanalyse. Möglichkeiten und Grenzen der Übertragbarkeit kinetischer und kinematischer Kriterien der beobachtenden Ganganalyse. München: GRIN Verlag.
72. Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. (2011): Prometheus Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 3. Aufl. Stuttgart: Thieme.
73. Schwesig R., Zimmer J., Fischer D., Hofmann M., Leuchte S. (02.12.2013): Ein-fluss der Lauf-ge-schwin-dig-keit auf aus-ge-wähl-te Lauf-pa-ra-me-ter. Verlag Orthopädie Technik.
74. Seichert, N., Erhart, P., Senn, E. (1997): Die Etablierung der instrumentierten Ganganalyse (IGA) als Verfahren zur unmittelbaren klinikrelevanten

- Gangbeurteilung - Darstellung der propulsiven und bremsenden Muskelaktivitäten beim Gehen. Phys Rehab Kur Med. 07.01. 1–11.
75. Sendtner, E., Boluki, D., Grifka, J. (2007): Aktueller Stand der minimalinvasiven Hüftendoprothetik in Deutschland, neue Implantate und Navigation - Ergebnisse einer bundesweiten Umfrage. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 145. 3. 297–302.
76. Smith, J.A., Dunn, H.K., Manaster, B.J. (1997): Cementless femoral revision arthroplasty. 2- to 5-year results with a modular titanium alloy stem. The Journal of Arthroplasty. 12. 2. 194–201.
77. Spitzer, A. (01.04.2012): The S-ROM Cementless Femoral Stem: History and Literature Review. Online-Publikation; <https://www.healio.com/news/orthopedics/20120331/the-s-rom-cementless-femoral-stem-history-and-literature-review>. 07.07.2022.
78. Stief, F., Schmidt, A., van Drongelen, S., Lenarz, K., Froemel, D., Tarhan, T., Lutz, F., Meurer, A. (2018): Abnormal loading of the hip and knee joints in unilateral hip osteoarthritis persists two years after total hip replacement. J. Orthop. Res. Mar 14.
79. Tanzer, M., Chan, S., Brooks, C.E., Bobyn, J.D. (2001): Primary cementless total hip arthroplasty using a modular femoral component: a minimum 6-year follow-up. The Journal of Arthroplasty. 16. 8 Suppl 1. 64–70.
80. Vanrusselt, J., Vansenant, M., Vanderschueren, G., Vanhoenacker, F. (2015): Postoperative radiograph of the hip arthroplasty: what the radiologist should know. Insights into imaging. 6. 6. 591–600.
81. Vicon® (30.10.2020): Accessories For Vicon Systems® | Everything Else You Need For Mocap. Online-Publikation; <https://www.vicon.com/hardware/accessories/>. 28.09.2021.
82. Vicon® (25.08.2021): Polygon | Reporting & Presentation | Vicon Motion Capture Software®. Online-Publikation; <https://www.vicon.com/software/polygon/?section=downloads>. 28.09.2021.
83. Weber, M., Suess, F., Jerabek, S.A., Meyer, M., Grifka, J., Renkawitz, T., Dendorfer, S. (2021): Kinematic pelvic tilt during gait alters functional cup position in total hip arthroplasty. J. Orthop. Res. 39. 5.
84. Weineck, J. (2001): Sportanatomie. 14. Aufl. Balingen: Spitta-Verl.

85. Weißgraeber, P., v.d. Wall, H., Khabbaze, S., Kroker, A., Becker, W. (2012): Effect of the lateral rotators on load transfer in the human hip joint revealed by mechanical analysis. *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*. 194. 5. 461–466.
86. Westhoff B., Hirsch M., Hefter H., Wild A., Krauspe R. (2004): Wie reliabel sind Informationen aus der 3D-Ganganalyse? *Sportverletz Sportschaden*. 18. 02. 76–79.
87. Wiemann, M. (2000): Kurzer Abriss zur Entwicklung der apparativen Ganganalyse zwischen Klassik und Moderne. *Phys Rehab Kur Med*. 10. 06. 227–230.
88. Windhager, R., Mayer, J., Bohn, J., Görlich, P., Eberspächer, H. (2005): Mentales Gehtraining - Wirksamkeit eines Therapieverfahrens in der Rehabilitation nach Hüftendoprothetik. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 143. 4. 419–423.
89. Wohlrab, D., Droege, J.W., Mendel, T., Brehme, K., Riedl, K., Hein, W. (2008): Minimal-invasiver vs. transglutealer Hüftgelenkersatz. *Der Orthopäde*. 37. 11. 1121–1126.
90. Yang, F., King, G.A. (2016): Dynamic gait stability of treadmill versus overground walking in young adults. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 31. 81–87.
91. Zimmer inc. (2002): Zimmer® Trilogy® IT Acetabular System Surgical Technique. Online-Publikation; <https://www.zimmerbiomet.com/content/dam/zimmerbiomet/medical-professionals/hip/Trilogy/trilogy-acetabular-system-brochure.pdf>. 03.10.2022.

Abbildungsverzeichnis

Abb.: 3.2.1.1. Platzierung der Marker auf der Haut	25
Abb.: 3.3.1. S-ROM Schaft	30
Abb.: 3.3.2. Porös beschichtete Hülse	30
Abb.: 4.2.1.1. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Sagittalebene.....	36
Abb.: 4.2.1.2. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Frontalebene	36
Abb.: 4.2.1.3. Kinematik des Beckens Gruppe 1 in der Transversalebene	36
Abb.: 4.2.2.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Sagittalebene.....	39
Abb.: 4.2.2.2. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Frontalebene.....	39
Abb.: 4.2.2.3. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 1 in der Transversalebene	40
Abb.: 4.2.3.1. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 in der Sagittalebene	44
Abb.: 4.2.3.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 in der Frontalebene	44

Tabellenverzeichnis

Tab.: 3.1.5.1. Einteilung der Patienten in die Klassifikation des BMI nach WHO aus dem Jahre 2004.....	21
Tab.: 3.1.7.1. Harris Hip Score.....	23
Tab.: 3.2.1.1. Positionen der Oberflächemarker.....	25
Tab.: 4.1.1.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 präop, postop, Kontrollgruppe.....	31
Tab.: 4.1.1.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 Gegenseite	32
Tab.: 4.1.1.3. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 1 Gegenseite präop, postop, Kontrollgruppe	32
Tab.: 4.1.2.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 2 präop, postop, Kontrollgruppe.....	33
Tab.: 4.1.2.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 2 zweite Seite, Kontrollgruppe.....	33
Tab.: 4.1.3.1. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 3 präop, postop, Kontrollgruppe.....	34
Tab.: 4.1.3.2. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 3 Gegenseite, Kontrollgruppe.....	34
Tab.: 4.1.3.3. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 4 präop, postop, Kontrollgruppe.....	35
Tab.: 4.1.3.4. Weg-Zeit-Parameter Gruppe 4, Gegenseite, Kontrollgruppe.....	35
Tab.: 4.2.1.1. Kinematik des Beckens Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe.....	37
Tab.: 4.2.1.2. Kinematik des Beckens Gruppe 1 und Gegenseite	37
Tab.: 4.2.1.3. Kinematik des Beckens Gruppe 1 Gegenseite und Kontrollgruppe.....	38
Tab.: 4.2.2.4. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe	40
Tab.: 4.2.2.5. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 präop, postop und Gegenseite	40
Tab.: 4.2.2.6. Kinematik des Hüftgelenkes in Gruppe 1 Gegenseite präop, postop und Kontrollgruppe	41
Tab.: 4.2.3.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 präop, postop und Kontrollgruppe	42
Tab.: 4.2.3.4. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 präop, postop und Gegenseite ...	43
Tab.: 4.2.3.5. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 1 Gegenseite und Kontrollgruppe	44

Tab.: 4.2.4.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes Gruppe 1 während der Einbein-Standphase präop, postop und Kontrollgruppe.....	45
Tab.: 4.2.4.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase präop, postop und Gegenseite	45
Tab.: 4.2.4.3. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gegenseite und Kontrollgruppe	46
Tab.: 4.2.5.1. Kinematik des Beckens Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe.....	47
Tab.: 4.2.5.2. Kinematik des Beckens Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe	47
Tab.: 4.2.6.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe	48
Tab.: 4.2.6.2. Kinematik des Bekenns Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe.....	49
Tab.: 4.2.7.1 Kinematik des Kniegelenks Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe	50
Tab.: 4.2.7.2 Kinematik des Kniegelenks Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe..	51
Tab.: 4.2.8.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 2 präop, postop und Kontrollgruppe	52
Tab.: 4.2.8.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 2 zweite Seite und Kontrollgruppe.....	52
Tab.: 4.2.9.1. Kinematik des Beckens Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe.....	54
Tab.: 4.2.9.2. Kinematik des Beckens Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe.....	54
Tab.: 4.2.9.3. Kinematik des Beckens Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe.....	55
Tab.: 4.2.9.4. Kinematik des Beckens Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe.....	55
Tab.: 4.2.10.1. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe	57
Tab.: 4.2.10.2. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe	58
Tab.: 2.4.10.3. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe	58
Tab.: 2.4.10.4. Kinematik des Hüftgelenkes Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe	59
Tab.: 4.2.11.1. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe	60
Tab.: 4.2.11.2. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe	61
Tab.: 4.2.11.3. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe	61
Tab.: 4.2.11.4. Kinematik des Kniegelenkes Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe	62
Tab.: 4.2.12.1. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 3 präop, postop und Kontrollgruppe.....	63
Tab.: 4.2.12.2. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 3 Gegenseite und Kontrollgruppe.....	63
Tab.: 4.2.12.3. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 4 präop, postop und Kontrollgruppe.....	64

Tab.: 4.2.12.4. Kinematik des Rumpfes, Beckens und Hüftgelenkes während der Einbein-Standphase Gruppe 4 Gegenseite und Kontrollgruppe.....	64
Tab.: 4.3.1.1. Positive Arbeit Gruppe 1 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	65
Tab.: 4.3.2.1. Positive Arbeit Gruppe 2 präop, postop, zweite Seite und Kontrollgruppe	66
Tab.: 4.3.3.1. Positive Arbeit Gruppe 3 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	67
Tab.: 4.3.3.2. Positive Arbeit Gruppe 4 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	68
Tab.: 4.3.4.1. Negative Arbeit Gruppe 1 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	69
Tab.: 4.3.5.1. Negative Arbeit Gruppe 2 präop, postop, zweite Seite und Kontrollgruppe	69
Tab.: 4.3.6.1. Negative Arbeit Gruppe 3 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	70
Tab.: 4.3.6.2. Negative Arbeit Gruppe 4 präop, postop, Gegenseite und Kontrollgruppe	71
Tab.: 4.4.1.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 1 ..	72
Tab.: 4.4.2.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 2 ..	72
Tab.: 4.4.3.1. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 3 ..	73
Tab.: 4.4.3.2. Passive Hüftgelenksbeweglichkeit und Beinlängendifferenz Gruppe 4 ..	73
Tab.: 4.5.1.1. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 1	73
Tab.: 4.5.2.1. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 2	73
Tab.: 4.5.2.2. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 3	74
Tab.: 4.5.2.3. Offset und Inklinationswinkel Gruppe 4	74
Tab.: 4.6.1. Harris Hip Score Gruppe 1	74
Tab.: 4.6.2. Harris Hip Score Gruppe 2	74
Tab.: 4.6.3. Harris Hip Score Gruppe 3	75
Tab.: 4.6.4. Harris Hip Score Gruppe 4	75

Abkürzungsverzeichnis

Lig	Ligamentum
Abd	Abduktion
Add	Adduktion
AML	akute myeloische Leukämie
Aro	Außenrotation
ASIS	anterior superior iliac spine
BMI	Body-Mass-Index
CCD-Winkel	Caput-Collum-Diaphysenwinkel
ECF	Epiphysiolysis capitis femoris
Ext	Extension
Flex	Flexion
GZ	Gangzyklus
Hüft-TEP	Hüft-Totalendoprothese
Iro	Innenrotation
OP	Operation
PE	Polyethylen
postop	postoperativ
präop	präoperativ
WHO	World health organisation
HHS	Harris Hip Score

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen Menschen danken, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Zunächst möchte ich mich recht herzlich bei Prof. Dr. Marcus Jäger für die Ideengebung sowie für die Möglichkeit der operativen Datenerhebung im Ganglabor der Universität Düsseldorf bedanken.

Frau Ingeborg Kamps danke ich für die Einweisung in die Arbeit im Ganglabor der Universität Düsseldorf, die Unterstützung im Umgang mit den umfangreichen Datensätzen und viele motivierende Gespräche.

Herrn Dr. Dietmar Rosenthal danke ich für die Unterstützung und Beratung bei der statistischen Ausarbeitung.

Für die Durchsicht, die Unterstützung bei der Publikation und viel moralischen Beistand danke ich Dr. Peter Nichterlein, Martin Reister und Dr. Eva Strähle.

Ganz besonders möchte ich mich bei meinen Eltern und Geschwistern bedanken für ihre Geduld, Ermutigungen und Zusprüche während des Studiums und der Arbeit an dieser Dissertation.

Lebenslauf

Der Lebenslauf ist in der Online-Version aus Gründen des Datenschutzes nicht enthalten.