

# **Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf**

Zentrum für Operative Medizin  
Lehrstuhl für Orthopädie

Direktor Prof. Dr. med. Wolfgang Rüter

## **Sprunggelenksprothese vs. Sprunggelenksarthrodese - ein ganganalytischer Vergleich**

### **Dissertation**

zur Erlangung des Grades  
eines Doktors der Medizin

der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

vorgelegt von:

Regine Wiese  
aus Hamburg

Hamburg 2011

Angenommen von der Medizinischen Fakultät am: 21.12.2011

Veröffentlichung mit Genehmigung der medizinischen Fakultät der Universität Hamburg

Prüfungsausschuss, der/die Vorsitzende: Prof. Dr. med. Wolfgang Rüther

Prüfungsausschuss, 2. Gutachter/in: PD Dr. med. Florian Barvencik

Prüfungsausschuss, 3. Gutachter/in: PD Dr. med. Frank Timo Beil

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Grundlagen</b> .....	<b>4</b>
	2.1 Anatomie.....	4
	2.2 OSG-Arthrodeese .....	6
	2.3 OSG-Prothese .....	7
	2.4 Der Gangzyklus .....	14
	2.5 Bewegungsabfolge.....	16
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>17</b>
	3.1 Messtechnik .....	17
	3.1.1 Marker .....	19
	3.2 Körpermodell.....	20
	3.3 Analyse der Bewegungen .....	20
	3.3.1 Gelenkwinkel - Kinematik.....	20
	3.3.2 Gelenkmomente – Reaktionsmomente .....	21
	3.3.3 Bodenreaktionskräfte.....	21
	3.4 Versuchsanordnung .....	22
	3.5 Probandenkollektiv.....	22
	3.5.1 Ein- / Ausschlusskriterien.....	22
	3.5.2 Probanden.....	22
	3.6 Versuchsdurchführung.....	23
	3.6.1 Anthropometrische Daten .....	23
	3.6.2 Versuche .....	24
	3.7 Patientenstatus .....	25
	3.7.1 Befragung der Patienten.....	25
	3.7.2 Klinische Untersuchung der Patienten .....	26
	3.8 Auswertung.....	27
	3.9 Statistik .....	29
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>29</b>
	4.1 Allgemeine Gangparameter .....	30
	4.1.1 Schrittlänge.....	30
	4.1.2 Doppelschrittlänge.....	30
	4.1.3 Schrittdauer .....	30
	4.1.4 Doppelschrittdauer.....	30
	4.1.5 Ende der Standphase (TKIS).....	30
	4.2 Bodenreaktionskräfte .....	31
	4.2.1 Bodenreaktionskraft quer zur Gangrichtung.....	31
	4.2.2 Bodenreaktionskraft in Gangrichtung.....	33

4.2.3	Vertikale Bodenreaktionskraft .....	34
4.3	Kinematik – Kinetik.....	39
4.3.1	Fußgelenk – Winkel.....	39
4.3.1.1	Dorsalextension / Plantarflexion .....	39
4.3.1.2	Rotation.....	40
4.3.2	Fußgelenk – Momente.....	44
4.3.2.1	Plantarflexion - Dorsalextension .....	44
4.3.2.2	Pronation - Supination .....	46
4.3.2.3	Abduktion - Adduktion.....	47
4.3.3	Kniegelenk – Winkel .....	49
4.3.3.1	Flexion – Extension .....	49
4.3.3.2	Abduktion – Adduktion.....	51
4.3.3.3	Rotation.....	52
4.3.4	Kniegelenk – Momente .....	55
4.3.4.1	Extension - Flexion .....	55
4.3.4.2	Abduktion - Adduktion.....	57
4.3.4.3	Außenrotation - Innenrotation .....	59
4.3.5	Hüftgelenk – Winkel.....	62
4.3.5.1	Flexion – Extension .....	62
4.3.5.2	Abduktion – Adduktion.....	63
4.3.5.3	Rotation.....	65
4.3.6	Hüftgelenk – Momente.....	68
4.3.6.1	Extension - Flexion .....	68
4.3.6.2	Abduktion – Adduktion.....	69
4.3.6.3	Außenrotation – Innenrotation .....	71
<b>5</b>	<b>Aktenanalyse .....</b>	<b>73</b>
5.1	Demografische Daten .....	73
5.2	Auswertung der klinischen Untersuchung und Probandenbefragung .....	74
<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>77</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>85</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>87</b>
<b>9</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>95</b>
<b>10</b>	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>97</b>
<b>11</b>	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>99</b>

The foot of the contemporary Homo sapiens may be considered as a piece of most perfect biologic engineering, which the modern human genius can only approach but not duplicate. [Paul W. Lapidus]

## 1 Einleitung

Bei ausgeprägten Destruktionen des oberen Sprunggelenkes stehen die Arthrodesse und die Endoprothese als konkurrierende Verfahren gegenüber. Die Endoprothetik anderer Gelenke hat einen relativ raschen Durchbruch erzielen können. Gegenüber der OSG-Prothese bestehen größere Vorbehalte. Als Nachteile der Endoprothese werden der höhere operationstechnische Schwierigkeitsgrad und die begrenzten und schwierigen Rückzugsmöglichkeiten bei Versagen der Endoprothese angegeben. Ebenso ist mit der Arthrodesse eine bewährte und brauchbare Alternative vorhanden. Dies ist allerdings die einzige Alternative und sie ist irreversibel.

Als Argumente gegen die Arthrodesse könnte auch der Wegfall der „Federwirkung“ des OSG für die gesamte Extremität angegeben werden. Die Belastung der Nachbargelenke und der Wirbelsäule wird dadurch vermehrt. Unausweichlich verschärft werden degenerative wie auch entzündliche Veränderungen der Tarsal- und der Tarsometatarsalgelenke, des Chopart-Gelenks und des unteren Sprunggelenks [21, 63]. Ebenso können Arthrosen und Arthritiden der Knie- und Hüftgelenke symptomatisch verstärkt werden [40, 41, 46, 95, 96]. Nicht zu vernachlässigen ist auch die Pseudarthrosenrate, die in verschiedenen Untersuchungen zwischen 11% und 40% liegt [48, 49, 86, 99] und die Infektionsrate [35, 67]. Das Gangbild wird dahingehend verändert, dass der Schritt verkürzt und der Fuß außenrotiert wird [71]. Ganganalytische Untersuchungen zeigten gegenüber gesunden Normalpersonen eine Verlangsamung um 16%, eine Zunahme des Sauerstoffverbrauchs um 3% und eine Verringerung der totalen Geheffizienz um 10% [40, 41, 46]. Außerdem wird von Stressfrakturen nach Arthrodesse des oberen Sprunggelenks berichtet [64].

Die biomechanisch günstigere Methode der OSG-Endoprothese spiegelt sich auch in den wenigen vergleichenden klinischen Studien zwischen OSG-Arthrodesse und -Endoprothese wieder. So gaben Kofoed und Stürup in einer vergleichenden prospektiven Studie zwischen 14 sogenannten 2-Komponentenprothesen und 14 Arthrodesen in der Charnley-Kompressionstechnik nach einem durchschnittlichen Beobachtungszeitraum von 84 Monaten mit 77 Punkten signifikant bessere Ergebnisse im Vergleich zu 53 Punkten für die Arthrodesse an, sowie signifikant weniger Subtalararthrosen in der Arthrodesengruppe [56]. Darüber hinaus war die Komplikationsrate in der Endoprothesengruppe signifikant geringer, was den Ergebnissen einer retrospektiven Studie zwischen 2-Komponentenprothesen und Charnley-Kompressions-Arthrodesen von McGuire et al. entspricht [67].

In der Zwischenzeit haben sich sowohl die Ergebnisse der Arthrodesen durch Verwendung interner Fixationstechniken als auch die der Endoprothesen durch Einführung moderner 3-Komponentenprothesen mit meniscaleam Polyäthylengleitkern verbessert [29, 58]. Ziel der vorliegenden Studie war es daher, die klinischen Ergebnisse von modernen 3-Komponentenprothesen mit denen interner Arthrodesetechniken zu vergleichen. Hierbei sollten als exaktes computergestütztes Ganganalyseverfahren das VICON-System (VICON 370 (Firma Oxford Metrics, Botley, Oxford, England, siehe Material und Methoden)) zur Anwendung kommen, welches das Gangbild und die Belastung benachbarter Gelenke am besten beurteilen lässt. Als weiteres Verfahren wurden die Probanden anhand klinischer Scores untersucht und die Ergebnisse verglichen mit den exakten Daten der computergestützten Ganganalyse.

Nach Implantation einer Sprunggelenksprothese oder nach Arthrodese des oberen Sprunggelenks wurde in vielen Studien nach postoperativer Beweglichkeit, Komplikations- und Lockerungsrate und Impingement-Beschwerden hin untersucht. Wir haben in unserer Studie den physiologischen Gangablauf in den Mittelpunkt gestellt und wollten herausfinden, in welchem Maße das postoperative Gangbild mit dem „normalen“ Gang übereinstimmt und welche Unterschiede zwischen Implantation einer Prothese und einer Arthrodese bestehen. Als genügend genaues Instrumentarium bietet sich neben der Erhebung sogenannter klinischer Scores als „Golden Standard“ die Ganganalyse an.

## **2 Grundlagen**

### **2.1 Anatomie**

Das obere Sprunggelenk (OSG) wird auch als *Articulatio talocruralis* bezeichnet. Es arbeitet in etwa wie ein Scharniergelenk mit einem Freiheitsgrad. Die Achse, um die sich das Scharniergelenk bewegt, liegt transversal (Frontalebene) durch die Knöchelgabel. Die Bewegungsebene ist die Sagittalebene. Mögliche Bewegungen sind die Plantarflexion und die Dorsalextension. Zusammen mit dem unteren Sprunggelenk (USG), den Fußwurzelgelenken und der Drehmöglichkeit bei Beugung im Kniegelenk bildet diese Einheit vom funktionellen Charakter her ein dreiachsiges Gelenk. Die Achsen dieses dreiachsigen Gelenks liegen transversal durch den Knöchel ( $x-x'$ ), vertikal längs des Unterschenkels ( $y$ -Achse = Abduktion/Adduktion im Rückfuß) und in Richtung der Fußlängsachse ( $z$ -Achse). Um die Fußlängsachse  $z$  finden Pronation und Supination statt. Inversion und Eversion finden im unteren Sprunggelenk statt und sind wichtig zur Ausrichtung der Fußsohle (Abbildung 1).

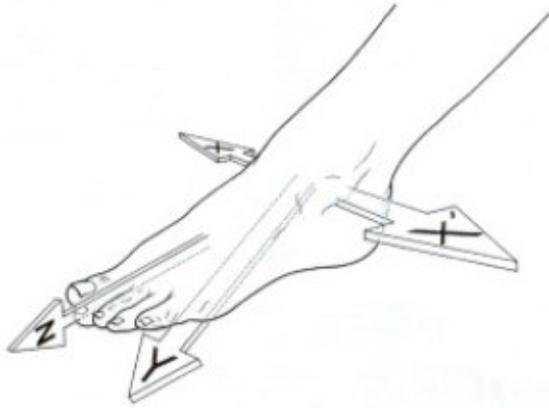


ABBILDUNG 1: BEWEGUNGSACHSEN AM FUß [51].

Das Bewegungsausmaß für das obere Sprunggelenk beträgt  $20^\circ - 30^\circ$  für die Dorsalextension und  $30^\circ - 50^\circ$  für die Plantarflexion. Die Neutral-Null-Stellung entspricht einem Winkel von  $90^\circ$  zwischen Unterschenkel längsachse und der Fußsohle [51] (Abbildung 2).

Der distale Gelenkpartner ist der Talus. Er stellt mit der Trochlea tali für das Gelenk eine zylindrische Oberfläche zur Verfügung. Der Zylinder liegt mit seiner Achse transversal orientiert im Raum. Die proximalen Gelenkpartner bilden die distale Tibia und die distale Fibula. Sie entsprechen zusammen einem ausgekehlten Block, der dem Zylinder (hier der Trochlea tali) bündig aufsitzt [51].

Die Trochlea tali beteiligt sich als distaler Gelenkpartner mit drei Gelenkflächen am oberen Sprunggelenk: proximal mit der Facies superior, medial die Facies malleolaris medialis und lateral die Facies malleolaris lateralis.

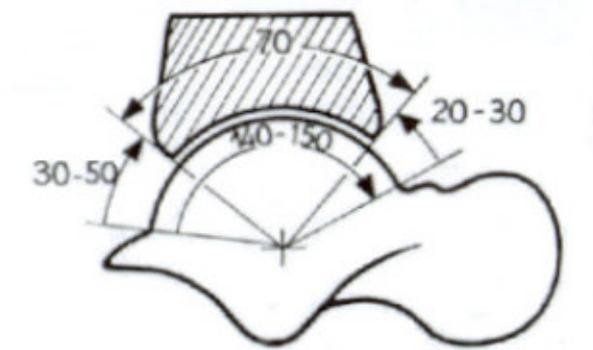


ABBILDUNG 2: TIBIALE GELENKFLÄCHE =  $70^\circ$ , TALARE GELENKFLÄCHE =  $140 - 150^\circ$ .

Der proximale Gelenkanteil wird tibial gebildet aus der Facies articularis inferioris tibiae und der Facies articularis malleoli medialis und wird fibular gebildet aus der Facies articularis malleoli lateralis. Die Facies articularis inferioris tibiae ist sagittal konkav und passt sich mit dem First in die Rinne der Trochlea tali ein. Medialer und lateraler Anteil artikulieren mit den Schultern der Trochlea tali. Die Facies malleolaris medialis tali ist fast

plan und sagittal gestellt, die Facies malleolaris lateralis tali ist bikonkav und nach lateral abgeschrägt. Beide Knöchel sind unterschiedlich gestaltet. Der Malleolus lateralis ist massiger, reicht weiter nach distal und liegt weiter posterior in Bezug auf den Malleolus medialis. Der Tibiaplafond, die Facies articularis inferioris tibiae, ist von hinten nach vorn 15° - 20° ansteigend. Den Schluss der Malleolengabel gewährleistet die tibiofibuläre Syndesmose.

## **2.2 OSG-Arthrodesese**

Die Kompressionsarthrodesese nach Charnley [20] mit einem Fixateur externe bzw. Ilisarow-Ring als biomechanisches Prinzip wurde 1951 vorgestellt. Die spätere Entwicklung tendierte hin zur Verwendung interner Fixationstechniken, welche größere Stabilität und verminderte Komplikationsraten aufwiesen [93, 94]. 1964 bis 1973 wurde die Verwendung von Spongiosaschrauben zur Gelenkversteifung, die Gelenkanfrischung, die Verwendung einer Spongiosaplastik, die Versteifung des OSG durch Osteosynthese mit Kompressionswinkelplatten und die Zugschraubenosteosynthese vorgestellt [43, 62, 88]. Die Schraubenarthrodesese nach Wagner und Pock wurde 1982 vorgestellt [98]. 1983 wurde über die Chevron Fusion als Kombination von einem medialen autologen Fibulaspan und lateralen Klammern berichtet [69]. 1986 berichtete Baciu über eine Technik mit einem um 90° rotierten Knochenzylinder aus dem oberen Sprunggelenk [5]. Als weitere Techniken seien noch die Seilzugarthrodesese, die Fixation mit Stapilizern, der Gebrauch eines Marknagels nach Küntscher und die Distractionskompressionsarthrodesese mit Hilfe eines Knochenspanns aus dem Os ilium zu nennen.

Heutzutage sind die Kompressionsarthrodesese und die Verriegelungsarthrodesese die beiden Haupttechniken. Hierzu gibt es zahlreiche Publikationen über verschiedene Transplantate und Implantate [6, 7 8, 9, 34, 38, 47]. Aus Abbildung 3 ersichtlich, sind auch unterschiedliche Platzierung und Anzahl der Schrauben möglich. Der Kompressionseffekt der internen Stabilisation wird als gleichmäßiger und biomechanisch günstiger im Gegensatz zum Fixateur externe angesehen, so dass interne Stabilisierungstechniken nach Möglichkeit den Vorzug gegeben werden sollte. Die Arthrodesetechnik in Fixateur externe Technik wird in der Regel nur noch bei septischen Arthrodesesen und als ergänzende Maßnahme bei osteoporotischem Knochen empfohlen. Hier ist für die Pinpflege eine erhöhte Compliance des Patienten nötig. Außerdem verbleiben nach Abschluss der Immobilisation häufig Funktionsstörungen im unteren Sprunggelenk [22]. Ebenfalls seltener werden inzwischen Arthrodesesen mit Platten oder intramedullärem Kraftträger durchgeführt.

Neuere Ansätze bietet die transarthroskopische Arthrodesetechnik, die gegenüber den offenen Methoden den Vorteil der schnelleren Mobilisation, des geringeren Infektionsrisikos, der geringeren Weichteilschädigung, des geringeren Blutverlustes, des

verringerten postoperativen Schmerzes, der vergleichbaren Fusionsrate, zügiger Konsolidierungszeit und den Erhalt des Alignments bei gutem kosmetischen Ergebnis bietet [72, 77]. Ob eine arthroskopisch assistierte Arthrodeese möglich ist, hängt auch von der Grunderkrankung und dem Ausmaß der Fehlstellung ab [77]. Ist ein großer Knochendefekt vorhanden, z.B. nach Explantation einer Sprunggelenksendoprothese, ist der Fixateur externe nach wie vor Mittel der Wahl.

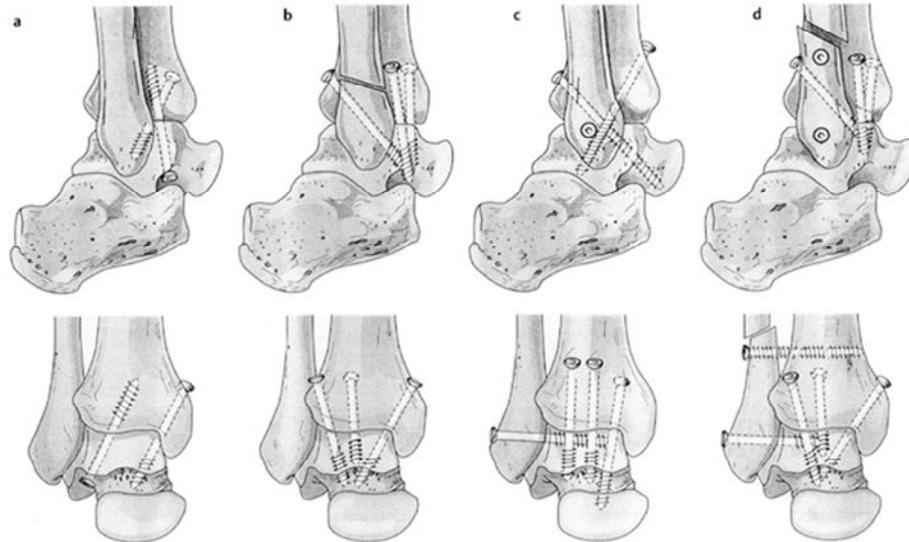


ABBILDUNG 3: SCHRAUBENARTHRODEESE DES OBEREN SPRUNGGELENKS MIT 2-5 SCHRAUBEN [103].

### 2.3 OSG-Prothese

Anfang der 70er Jahre wurden die beiden ersten Prothesen entwickelt, dies waren die St. Georg-Prothese [13, 27] und ein von Lord und Marotte entwickeltes Modell, welches seinen Ursprung in einer umgedrehten Femurschaftkomponente einer Hüftendoprothese hatte [65]. Die Femurschaftkomponente wurde in die Tibia implantiert, die Gelenkpfanne in den Calcaneus, der Talus wurde komplett reseziert. Zu diesem Zeitpunkt folgerten Lord und Marotte, dass die Arthrodeese noch das bessere Verfahren sei. Sie beobachteten aber auch, dass das Sprunggelenk nicht ein einfaches Scharniergelenk war, was Berücksichtigung in der Weiterentwicklung der Prothesen fand.

Die Endoprothesen des oberen Sprunggelenks lassen sich bezüglich ihres Designs in drei Gruppen unterteilen:

1. uniaxiale, semigekoppelte Zweikomponentenprothesen (nach dem Scharnierprinzip)
2. multiaxiale Zweikomponentenprothesen (nach dem „ball and socket“-Prinzip)
3. Dreikomponentenprothesen.

Die uniaxialen, semigekoppelten Zweikomponentenprothesen erlauben fast ausschließlich nur Flexions- und Extensionsbewegungen. Sie bestehen aus einer tibialen, geraden Komponente aus Polyäthylen und einer talaren, halbrunden Metallkomponente, die einzementiert werden. Hierzu zählen die St. Georg Prothese [13, 27], die Grundlage und Wegweiser für viele Nachfolgemodelle wurde, die Mayo-Prothese [54, 55, 90] , die Oregon-Prothese [37], die Thompson-Parkridge-Richards-Prothese (TPR) [87], die ICLH-Prothese (Imperial College/London Hospital) [83] und die Beck-Steffee-Prothese [105]. Scholz [85] und Takakura [92] verwendeten eine unzementierte, semigekoppelte Keramikprothese, bei der hinsichtlich der Beweglichkeit im Vergleich zur zementierten Variante, eine bessere Zufriedenheit der Patienten erzielt werden konnte.

Insgesamt zeigten sich für die uniaxialen, semigekoppelten Zweikomponentenprothesen in mittel- und langfristigen Nachuntersuchungen schlechte Ergebnissen [29]. Die Gesamtbeweglichkeit nahm ab, es zeigten sich radiologisch Lysesäume und Migrationen der Prothesenkomponenten. Die uniaxialen, semigekoppelten Zweikomponentenprothesen zeigten insgesamt eine hohe Lockerungsrate, was durch den Kopplungsmechanismus mit Verhinderung der talaren Drehung und Kippung im Gelenk und dadurch auftretende hohe Scherkräfte an den Knochen-Zementgrenzen erklärt wird [73, 74]. Als häufigste Komplikationen unabhängig von der Lockerung zeigten sich oberflächliche und tiefe Wundheilungsstörungen und -infektionen, Malleolenfrakturen und Impingement-Beschwerden.

Ebenfalls Anfang der 70er Jahre wurden OSG-Prothesen mit mehreren Freiheitsgraden entwickelt, da das obere Sprunggelenk nicht nur Scharnierbewegungen erlaubt, sondern auch leichte Inversion und Eversion, Gleiten und Rotation [44, 60].

Folgende Prothesen zählen zum Typ der multiaxialen Zweikomponentenprothesen: die Lord-Prothese [65], die Irvine-Prothese [100], die Smith-Prothese [23, 52], die Newton-Prothese [73, 74, 75], die Bath & Wessex-Prothese [19, 53, 70] und die Agility-Prothese [4, 3]. Die Agility-Prothese wurde seit der ersten Implantation 1984 bis heute kontinuierlich weiterentwickelt. Alle diese Prothesentypen bestehen aus einer tibialen Polyäthylenkomponente mit flacher proximaler Fläche und zylindrisch geformter Gelenkfläche. Die metallische talare Komponente hat eine sphärisch geformte Gelenkfläche. Beide Komponenten werden einzementiert. Im Vergleich zu den uniaxialen Zweikomponentenprothesen war das postoperative Bewegungsausmaß etwas größer. Es zeigten sich insgesamt geringere Lockerungsraten in mittel- und langfristigen Nachuntersuchungen [19, 75]. Die Gelenkstabilität wird bei diesem Prothesentyp nur von den Seitenbändern und den Malleolen gewährleistet, was auch die Schwachstelle dieser Prothesen darstellt. Ein weiteres Problem stellt die Sinterung der talaren Komponente dar [19]. Beides führt gehäuft zu Impingement-Problemen.

Aufgrund der Erfahrungen mit den uniaxialen und multiaxialen Zweikomponentenprothesen entwickelte Buechel [14, 15, 16] eine Dreikomponentenprothese (New-Jersey-Prothese). Basis seiner Überlegungen waren die Ideen von Goodfellow einer meniskealen Kniegelenksendoprothese [36]. Ein zweiter Vertreter dieses Prothesentyps wurde die von Kofoed [59] entwickelte S.T.A.R.-Prothese (Scandinavian Total Ankle Replacement) (siehe Abbildung 4 und Abbildung 5), welche aus folgenden Komponenten besteht:

1. Tibiagleitplatte mit einer hochglanzpolierten flachen Artikulationsfläche und zwei proximal angeordneten zylindrischen Fixationsstegen (es gibt drei Größen: 32, 36, 40 mm tief).
2. Taluskappe mit einer a.-p.-verlaufenden Rippe zur Führung des Kunststoffgleitkerns (vier Größen rechts und links). Ventral ist sie etwas breiter als dorsal, was theoretisch zu einer Verfestigung des OSG in Dorsalextension führt. Die mediale Wange ist kurz, die laterale länger.
3. Kunststoffgleitkern mit planer Oberfläche gegenüber der Tibia und konkaver Unterfläche gegenüber der konvexen Taluskappe sowie einer entsprechenden Rinne (fünf Größen: 6, 7, 8, 9, 10 mm dick).

Die tibialen und talaren Komponenten sind rückseitig jeweils mit Hydroxylapatit beschichtet. Durch die Artikulation des Kunststoffgleitkerns sowohl mit der tibialen als auch mit der talaren Komponente sind freie Bewegungen möglich, die nur durch die Malleolen, Bänder und Sehnen begrenzt werden.

Abbildung 6 zeigt eine postoperative Röntgenaufnahme nach Implantation der Prothese, in Abbildung 7 ist die S.T.A.R.-Prothese am Knochenmodell zu sehen.

Möglich sind Plantarflexion-Dorsalextension, anteroposteriore Translation, mediolaterale Translation, axiale Rotation (bezüglich der Tibia) [39].

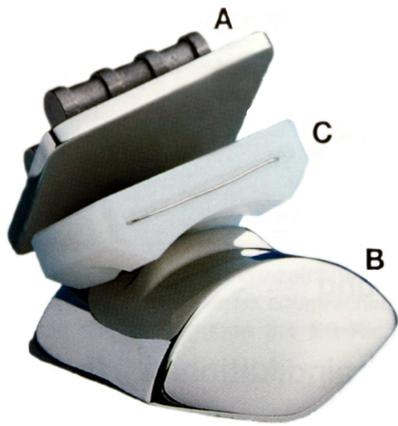


ABBILDUNG 4:  
S.T.A.R.-SPRUNGGELLENKPROTHESE; A =  
TIBIALE KOMPONENTE, B = TALARE  
KOMPONENTE, C = POLYETHYLEN-  
GLEITKERN (FOTO: WALDEMAR LINK  
GMBH HAMBURG).

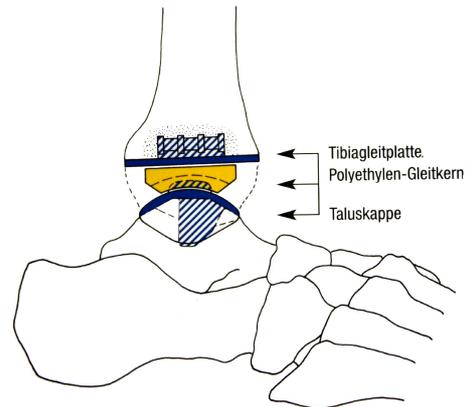


ABBILDUNG 5: IN-SITU-POSITION DER S.T.A.R. –  
PROTHESE (GRAFIK: WALDEMAR LINK GMBH,  
HAMBURG).

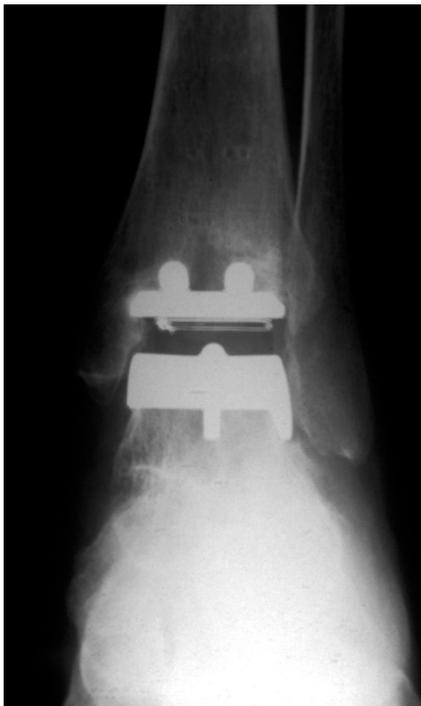


ABBILDUNG 6: A.P. UND SEITLICHE RÖNTGENAUFNAHME NACH IMPLANTATION EINER  
S.T.A.R.-PROTHESE (EIGENE QUELLE)

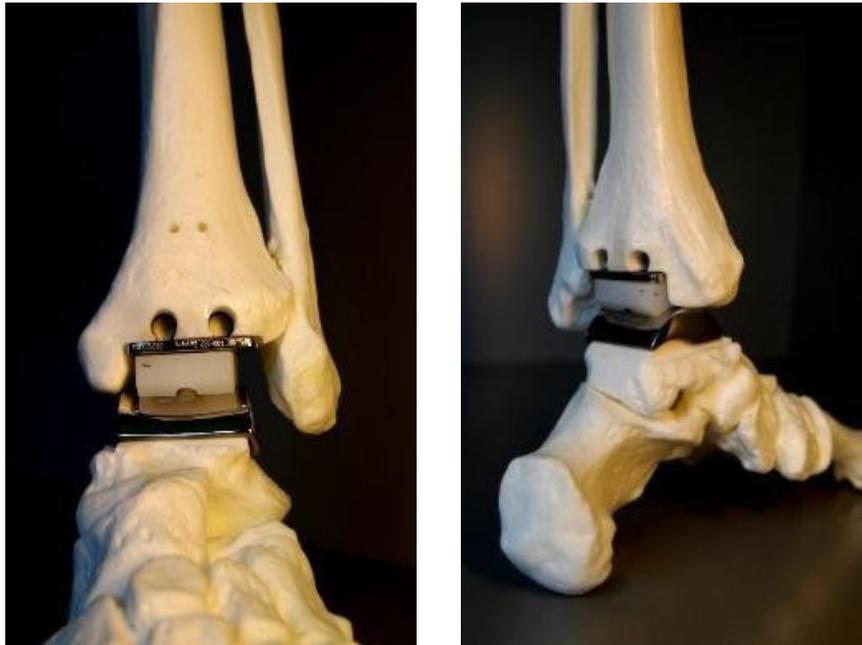


ABBILDUNG 7: S.T.A.R.-PROTHESE AM KNOCHENMODELL  
(QUELLE: WWW.WIKIPEDIA.DE).

Bei der S.T.A.R.- und der New-Jersey-Prothese bewegt sich ein Polyäthylen-Gleitkern als dritte Komponente zwischen den in der Tibiaunterseite und der in der Talusrolle verankerten polierten Metalloberflächen, wodurch zwei getrennte Gelenkkompartimente entstehen [16]. Bei beiden Modellen ist die tibiale Metallkomponente flach. Die Talusrolle führt durch ihre Formgebung die Unterfläche des Gleitkerns und soll dessen Luxation verhindern [26]. Die Friktion zwischen dem PE und der tibialen und der talaren Komponente wird durch die freie Verschieblichkeit des Gleitkerns gegenüber der Tibiakomponente vermindert, wodurch ebenfalls die Scherkräfte auf die tibiale und talare Metallkomponente und die Implantat-Knochen-Grenze minimiert werden [26]. Durch die hohe Konformität der miteinander artikulierenden Komponenten ist auch eine zementfreie Fixation möglich [26]. Bei der S.T.A.R.-Prothese ist durch die etwas unterschiedliche Ausformung der talaren Gelenkfläche eine geringe Eversion/Inversion möglich, die dadurch Randbelastungen reduzieren hilft [17, 26].

Bei den ersten Modellen der New-Jersey-Prothese kam es von 40 Prothesen zweimal zu einer Subluxation des Gleitkerns nach lateral und einmal zu einer Wanderung der talaren Komponente. Daraufhin wurde die zentrale Vertiefung, die den Gleitkern führt, weiter vertieft und die zentrale Verankerung im Knochen von einer auf zwei Finnen erweitert [16]. Impingement-Probleme können vermieden werden, wenn auf eine ausreichende Höhe des Gleitkerns geachtet wird. Beide Prothesentypen können zementfrei implantiert werden, da durch das Prothesendesign mit freier Verschiebbarkeit des Gleitkerns auftretende Scherkräfte minimiert wurden. Die New-Jersey-Prothese weist als Besonderheit ein von ventral-kranial nach dorso-kaudal abfallendes Tibiaplateau auf.

In biomechanischen Untersuchungen konnte gezeigt werden, dass meniskeale Dreikomponentenprothesen normale Rotations-, Inversions- und Eversionsstabilität, aber Zunahme der anteroposterioren Laxizität aufwiesen [18]. Klinisch ließ sich die anteroposteriore Instabilität, was in maximaler Extension oder Flexion Impingement-Beschwerden auslösen könnte, nicht bestätigen [14, 15, 16, 57].

Die Dreikomponentenprothesen weisen in Nachuntersuchungen deutlich bessere Ergebnisse auf als die Zweikomponentenprothesen [39, 84, 87]. Die postoperative Beweglichkeit war größer und die Komplikations- und Lockerungsrate geringer [14, 16, 57, 84]. Anscheinend ermöglichen die Dreikomponentenprothesen einen physiologischen Bewegungsablauf im oberen Sprunggelenk. In Abbildung 9 und Abbildung 10 sind die aktive Plantarflexion und Dorsalextension nach Implantation einer Salto-Prothese zu sehen.

Hay et al. [38], Kitaoka et al. [55] und Bolton-Maggs et al. [11] stehen der OSG-Endoprothese eher ablehnend gegenüber, was aber aufgrund der erwähnten guten Erfahrungen mit der Dreikomponentenprothese möglicherweise überdacht werden sollte.

Den oben beschriebenen ersten zwei Modellen der 3-Komponenten-Prothesen folgten weitere Modelle, die entsprechend aufgebaut waren. Das Prinzip der zementlosen Fixation erfolgte nach unterschiedlichem Prinzip, was auch für die Gestaltung der tibialen und talaren Komponente und der dadurch bedingten Führung des Gleitkerns mit ebenso unterschiedlichem Ausmaß der möglichen Eversion und Inversion gilt [42]. Im Jahre 2000 gab es 33 verschiedene Prothesen-Typen. Bis 2004 folgten weitere neun: Salto-Prothese (Tornier SA, Saint Ismer, Frankreich), Mobility (DePuy), Ramses (France MBA), TNK (Kyocera Corporation, Japan), OSG (Corin), AES (Ankle Evolutive System, Biomet), BOX (Finsbury Orthopaedics) und ESKA (ESKA Implants, Deutschland). Diese Modelle, bis auf TNK, welches aus Keramik besteht, sind nach dem Vorbild von Buechel und Pappas Dreikomponentenprothesen [97]. In Abbildung 8 sind einige Prothesentypen dargestellt.

Die Dreikomponentenprothese stellt ein gutes Behandlungskonzept bei rheumatisch-arthritischen Destruktionen des oberen Sprunggelenks dar. Ob in Zukunft die Indikation auch auf primäre und posttraumatische Arthrosen ausgeweitet werden kann, müssen zukünftige Langzeit-Studien zeigen.

Wood et al. [104] zeigte in Nachuntersuchungen von 200 S.T.A.R.-Prothesen, dass die Überlebensrate der Sprunggelenkendoprothese inzwischen genauso hoch ist wie vor Jahren bei Knieendoprothesen, als Techniken und Designs entwickelt wurden. Anzunehmen ist nach Meinung von Wood et al., dass in den nächsten Jahren die Sprunggelenkendoprothese ein genauso bewährtes Verfahren wie die Knieendoprothese sein wird.

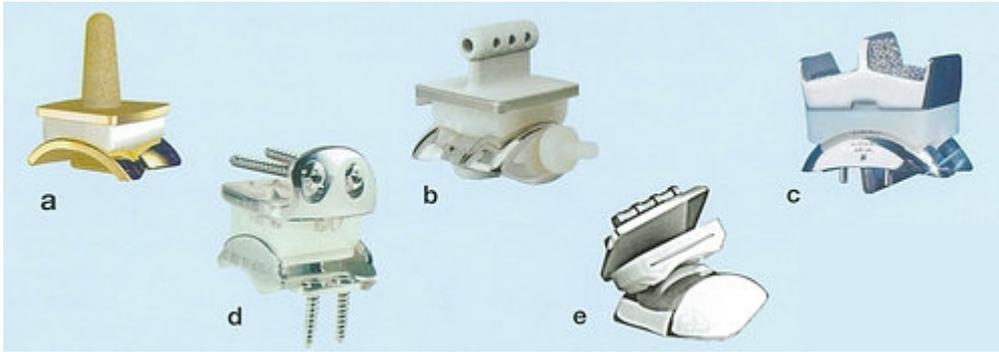


ABBILDUNG 8: VERSCHIEDENE SPRUNGGELLENKSPROTHESEN-MODELLE: a) BÜCHEL-PAPPAS, b) SALTO, c) ESKA, d) HINTEGRA, e) S.T.A.R. (QUELLE: WWW.OZAM.DE).



ABBILDUNG 9: DORSALEXTENSION NACH IMPLANTATION EINER SALTO-PROTHESE (a FOTO, b SEITL. RÖNTGENBILD; QUELLE: WWW.MEDICALFORUM.CH).



ABBILDUNG 10: PLANTARFLEXION NACH IMPLANTATION EINER SALTO-PROTHESE (a FOTO, b SEITL. RÖNTGENBILD; QUELLE: WWW.MEDICALFORUM.CH).

## 2.4 Der Gangzyklus

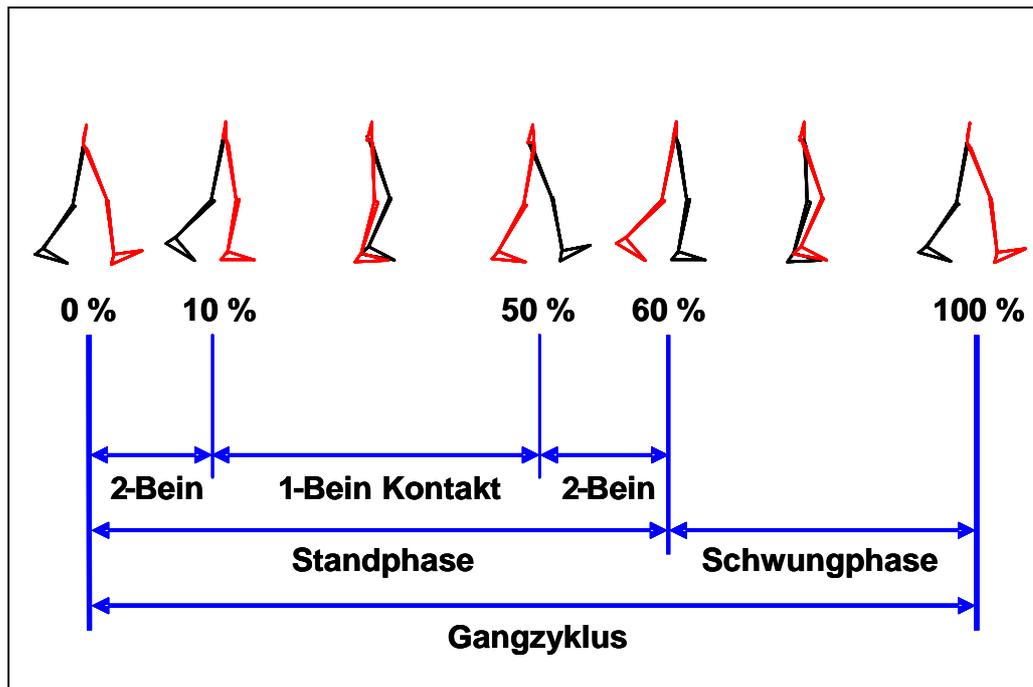


ABBILDUNG 11: DER GANGZYKLUS (ERLÄUTERUNG SIEHE UNTEN, ROT = RECHTES BEIN, SCHWARZ = LINKES BEIN) BETRACHTET WIRD DER GANGZYKLUS DES RECHTEN BEINES

Der Gangzyklus (Abbildung 11) wird in zwei große Phasen, die Stand- und Schwungphase, aufgeteilt. Der Doppelschritt setzt sich aus einem linken und einem rechten Einzelschritt zusammen. Der Fersenkontakt markiert den Beginn des Gangzyklus oder auch Doppelschritts, danach folgt der Fußsohlenkontakt, bei der Fußablösung (Ferse und Zehen) endet die Standphase, die den Abrollvorgang des Fußes auf dem Boden beschreibt. Bei der Ablösung des Fußes werden zu Beginn die Ferse und dann der Vorfuß und die Zehen vom Boden gelöst, der Rumpf bewegt sich dabei gleichzeitig nach vorne. Das Bein befindet sich jetzt in der Schwungphase. Das Kniegelenk wird leicht gebeugt bevor es die nächste Standphase mit annähernd gestrecktem Kniegelenk erreicht. Dabei wird zuerst die Ferse und dann die Fußsohle auf den Boden aufgesetzt. Der Rumpf bleibt weitgehend senkrecht, mit leichter Neigung zur Standbeinseite [82]. Setzt die gleiche Ferse erneut auf den Boden auf, endet ein Gangzyklus oder Doppelschritt. Beim normalen Gang sind die Einzelschrittlänge und der Bewegungsablauf der aufeinanderfolgenden Schritte symmetrisch [82]. Nach Fischer ist der menschliche Gang charakterisiert durch sich zyklisch wiederholende Lageveränderungen des Gesamtschwerpunktes des Körpers [30].

Nach Gage [33] müssen während des Gangzyklus drei Aufgaben erfüllt werden: Gewichtsaufnahme, einseitige Extremitätenunterstützung und Extremitätenschwung. Der Initialkontakt und die Belastungsantwort können der Phase der Gewichtsaufnahme, mittlere und terminale Standphase der Phase der einseitigen Extremitätenunterstützung, die Vorschwung- und Schwungphase können dem Extremitätenschwung zugeordnet werden und sind mit der Vorwärtsbewegung der Extremität gekoppelt. Definitionsgemäß

tritt der Initialkontakt bei 0% und 100% des Gangzyklus auf und markiert den Beginn der Standphase. Bei 0% bis 10% des Gangzyklus wird das Körpergewicht auf das Standbein verlagert, dies ist der Zeitabschnitt der Verzögerung bei der der Auftreffstoß abgefangen wird. Bis zu dieser Phase berühren beide Beine den Boden, auch Zwei-Bein-Kontakt oder bipedale Standphase genannt. Jetzt folgt die Phase, in der nur ein Bein am Boden ist, Ein-Bein-Kontakt oder monopedale Standphase genannt, was 40% des gesamten Gangzyklus ausmacht. Man kann die Standphase noch unterscheiden in mittlere Standphase (10-30%) und terminale Standphase (30-50%). In der mittleren Standphase wird die Geschwindigkeit verringert, der Körperschwerpunkt erreicht den Scheitelpunkt und übertritt die gedachte Unterstützungslinie. In der terminalen Standphase hat der Körperschwerpunkt diese Linie überschritten und beschleunigt nach vorne in Richtung der nicht unterstützten Seite. Das kontralaterale Bein setzt bei ca. 50% des Gangzyklus in der späten Standphase auf. Es folgt die Vor-Schwung-Phase, in der beide Beine den Boden berühren (Zwei-Bein-Kontakt). Der Körperschwerpunkt wird weiter nach vorne auf das kontralaterale Bein verlagert um die Schwungphase vorzubereiten. Bei 60% des Gangzyklus löst sich das Bein vom Boden, stößt sich ab und geht in die Schwungphase über (Heel-off). Am Beginn der Schwungphase nimmt die Geschwindigkeit des schwingenden Beines zu. Dann folgt eine Übergangsphase. Zum Ende der Schwungphase wird die Geschwindigkeit des schwingenden Beines abgebremst und das Schwungbein für das Aufsetzen der Ferse vorbereitet. [33]. Es gibt keine eindeutig definierte Einteilung der Schwungphase. Wie eben beschrieben ist eine rein deskriptive Trennung in Beschleunigungs- und Verzögerungs- oder Abbremsphase möglich. Berührt die Ferse den Boden sind 100% des Gangzyklus erreicht und ein neuer Zyklus beginnt.

Der erste Zwei-Bein-Kontakt ist direkt nach dem initialen Bodenkontakt zu finden, der zweite Zwei-Bein-Kontakt bei etwa 50% des Gangzyklus. Beide Zwei-Bein-Phasen nehmen jeweils etwa 10% des Gangzyklus ein, sie entstehen durch den Fersenkontakt des kontralateralen Beins bei 50% des Gangzyklus und der Zehenablösung des kontralateralen Beins bei 10% des Gangzyklus.

Die Standphase macht 60% des Gangzyklus aus, die Schwungphase 40%. Etwa 15% der Standphase entfallen auf den Fersenkontakt, etwa 27% auf den Fußsohlenkontakt und etwa 18% auf die Fußablösung [12].

Das Verhältnis 60 : 40 ändert sich beim Dauerlauf bis hin zum Sprint. Hier gibt es eine kurze Phase, in der beide Beine in der Luft sind. Die Standphase macht dann weniger als 50% und die Schwungphase mehr als 50% des Laufzyklus aus [33]. Die Phase des Doppelkontaktes macht in Abhängigkeit von der Laufgeschwindigkeit 10-20% des Laufzyklus aus [12].

Jedes Gangbild erfährt durch Veränderung des Ausmaßes der Rumpfeigung, der Schrittlänge, des Phasenverhältnisses ein individuelles Bild. Kommt es zu Abweichungen oder Störungen des normalen Gangbildes entsteht ein Humpeln [82].

## 2.5 Bewegungsabfolge

Der aufrechte menschliche Gang ist abhängig von einer koordinierten Muskelfunktion. Die Muskeln müssen der Erdanziehungskraft widerstehen und sie überwinden, den Körper und die Extremitäten kontrollieren und koordinieren und eine Vorwärtsbewegung mit möglichst geringem Energieaufwand ermöglichen [10].

Man kann die mechanischen Funktionen des Ganges in 5 Phasen unterteilen:

1. Abstoßen zur Vorwärtsbewegung
2. Kontrolle der Fußposition
3. Dämpfen des Auftritts in der frühen Standphase
4. Vorwärtsbeschleunigung der Extremität in der frühen Schwungphase
5. Abbremsen der Extremität in der späten Schwungphase.

Da die Muskeln der unteren Extremität in Gruppen zusammenarbeiten, übernehmen sie meist mehr als eine Funktion. Die Unterschenkelmuskulatur ist größtenteils in Phase 1 und 2 aktiv. Die Muskeln der Hüft- und Oberschenkelmuskulatur sind maßgeblich an der Phase 3 bis 5 beteiligt [31, 106].

Bewegung des Hüftgelenks:

Beim Fersenkontakt befindet sich das Hüftgelenk in Flexionsstellung. Im Verlauf der Standphase wird das Hüftgelenk gestreckt, was zunächst durch eine konzentrische Kontraktion der Extensoren (Hüftstrecker) bewirkt wird. Ab Mitte der Standphase hat sich der Körperschwerpunkt weiter über die Hüfte nach vorne verlagert, die Hüfte wird weiter gestreckt, aber die Aktivität der Extensoren nimmt ab. Die Hüfte wird passiv durch die Gelenkkapsel stabilisiert.

In der späteren Standphase arbeiten die Hüftflexoren zunächst exzentrisch, d.h. sie bremsen die Aktivität der Extensoren. Erst nachdem der Fuß den Boden verlassen hat, arbeiten sie konzentrisch und es ergibt sich eine Hüftbeugung. Das Bein wird gleichzeitig nach vorne beschleunigt. In der Mitte der Schwungphase wird die maximale Beugung erreicht, hier kann wieder eine konzentrische Aktivität der Extensoren zum Abbremsen verzeichnet werden.

Bewegung im Kniegelenk:

Nach dem Fersenkontakt muss der Belastung entgegengewirkt werden. Dazu vollziehen die Kniestrecker (M. quadriceps femoris, Extensoren) eine exzentrische Kontraktion. Danach folgt eine konzentrische Kontraktion der Kniestrecker, allerdings ohne des M. rectus femoris, da er als zweigelenkiger Muskel ebenfalls eine Hüftbeugung bewirken würde und damit der hier gewünschten Bewegung entgegen wirken würde.

Der Körperschwerpunkt verlagert sich in der Mitte der Standphase vor das Knie. Man kann jetzt eine erneute leichte Beugung des Kniegelenks beobachten, bewirkt durch den M. gastrocnemius.

Vom M. rectus femoris als Hüftbeuger (Dezelerator) wird von der späten Standphase bis in die frühe Schwungphase eine geringe Extensionskraft ausgeübt (Kontraktion in der Hüfte konzentrisch, im Knie exzentrisch).

In der späten Schwungphase kontrahieren die Kniebeuger (M. biceps femoris, Flexoren) exzentrisch, um das Knie vor dem Aufsetzen des Beines abzubremesen.

Bewegung der Fußgelenke:

Bei Fersenkontakt kontrahieren die Fußheber exzentrisch, d.h. es ergibt sich eine Dorsalextension (M. tibialis anterior) um den Vorfuß beim Aufsetzen abzubremesen. Hier wirken bei weiterer Dorsalextension auch die Fußsenker exzentrisch mit (M. gastrocnemius, M. soleus, Plantarflexoren).

Etwa in der Mitte der Standphase kontrahieren die Plantarflexoren konzentrisch, was zum Abheben der Ferse und Vorwärtsbewegung der Extremität führt.

In der Schwungphase kontrahieren die Fußheber konzentrisch und heben den plantarflektierten Fuß, dies dient der Vorbereitung des Fußes auf den kommenden Fersenkontakt [28, 32, 33, 68, 78, 102].

## **3 Material und Methoden**

### **3.1 Messtechnik**

Für die Ganganalyse im Labor wurde das Bewegungsanalysesystem VICON 370 (Firma VICON – UK, Oxford, England) verwendet, das ein Passivmarkersystem ist. Zum Zeitpunkt der Messung war das System mit 6 Infrarot Kameras mit integriertem Infrarot-Stroboskop (Bildfrequenz 50 Hz), die kreisförmig um den Messraum aufgestellt waren und zwei Kraftmessplatten, sog. „Kistlerplatten“ (Kistler Instrumente AG, Winterthur, Schweiz), sowie einer EMG-Einrichtung zur Ableitung von insgesamt 10 Oberflächen-EMG ausgestattet (Abbildung 12). Die Kistlerplatten und Oberflächen-EMG wurden mit einer Frequenz von 500Hz abgetastet. Die Bewegungsspuren der Marker, die Bodenreaktionskräfte und die Oberflächen-EMG wurden zeitlich synchron, also in Echtzeit aufgenommen. Aus den Videodaten wurden mit Hilfe spezieller Software die 3D-Bewegungsspuren der Marker rekonstruiert. Diese dienten schließlich zur Bestimmung der relativen Orientierung der Körpersegmente zueinander bzw. gegenüber dem Laborkoordinatensystem. Das Echtzeitmanagement der Analog- und Bilddaten fand auf einem Spezialrechner (PDP 11) mit integrierter 64-kanaligen ADC-Karte statt. Dieser Rechner verfügte ebenfalls über eine Steuerelektronik zur Synchronisation der Kameras

und eine Spezialhardware zur Extraktion der Markerpositionen. Die anschließende 3D-Rekonstruktion der Bewegungsdaten erfolgte an einer VAX 3100. Zur Signalverarbeitung und für die inverse Dynamik wurde eine Alpha-Workstation 255 verwendet (siehe Abbildung 13). Die hier verwendete Glättung der Bewegungsspuren basiert auf einem adaptiven Verfahren [24] auf der Basis von Splines 5. Ordnung.



ABBILDUNG 12: VICON-SYSTEM MIT ZWEI DER 6 INFRAROTKAMERAS.

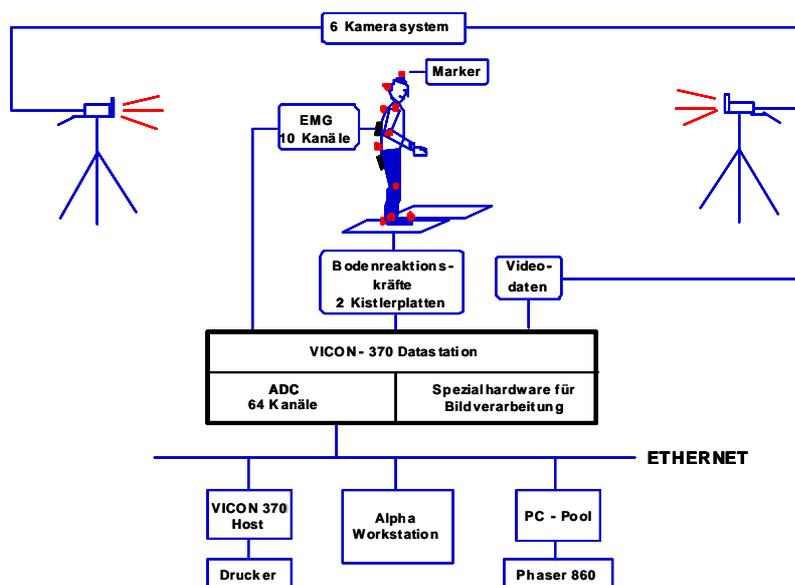


ABBILDUNG 13: KONFIGURATION DES OPTISCHEN 3D BEWEGUNGSANALYSESYSTEMS VICON 370.

Das zu VICON gehörende Softwarepaket bot folgende Funktionen: Systemkalibrierung, dreidimensionale Rekonstruktion der Markerpositionen, interaktive Zuordnung der zu den Markern gehörenden Bezeichnungen zu den Bewegungsspuren, grafische Darstellung der Bewegungsspuren, EMG-Kurven und Bodenreaktionskräfte, Datenmanagement.

### 3.1.1 Marker

Die Probanden wurden für die Ganganalyse an anatomisch wichtigen Punkten der unteren Extremität mit Markern ausgerüstet. Während der Bewegung sollten sich an diesen Punkten möglichst nur minimale Hautverschiebungen über dem Knochen und nur minimale Verdeckung durch die mitschwingenden Hände ergeben. Der spätere Aufwand der rechnerischen Korrektur konnte somit minimiert werden. Die Marker bestanden aus reflektierenden Kugeln (25,6 mm, beschichtet mit lichtreflektierendem Material (bekannt von Kinder- und Sportbekleidung)). Diese wurden den Probanden mit Hilfe von Pflastern auf die Haut geklebt.

Für unser Ganganalysen-Setup wurden 21 Marker eingesetzt und gemäß Abbildung 14 an anatomisch relevanten Strukturen platziert.

Die Marker müssen von mindestens zwei Kameras erfasst werden, damit ihre räumliche Position bestimmt werden kann.

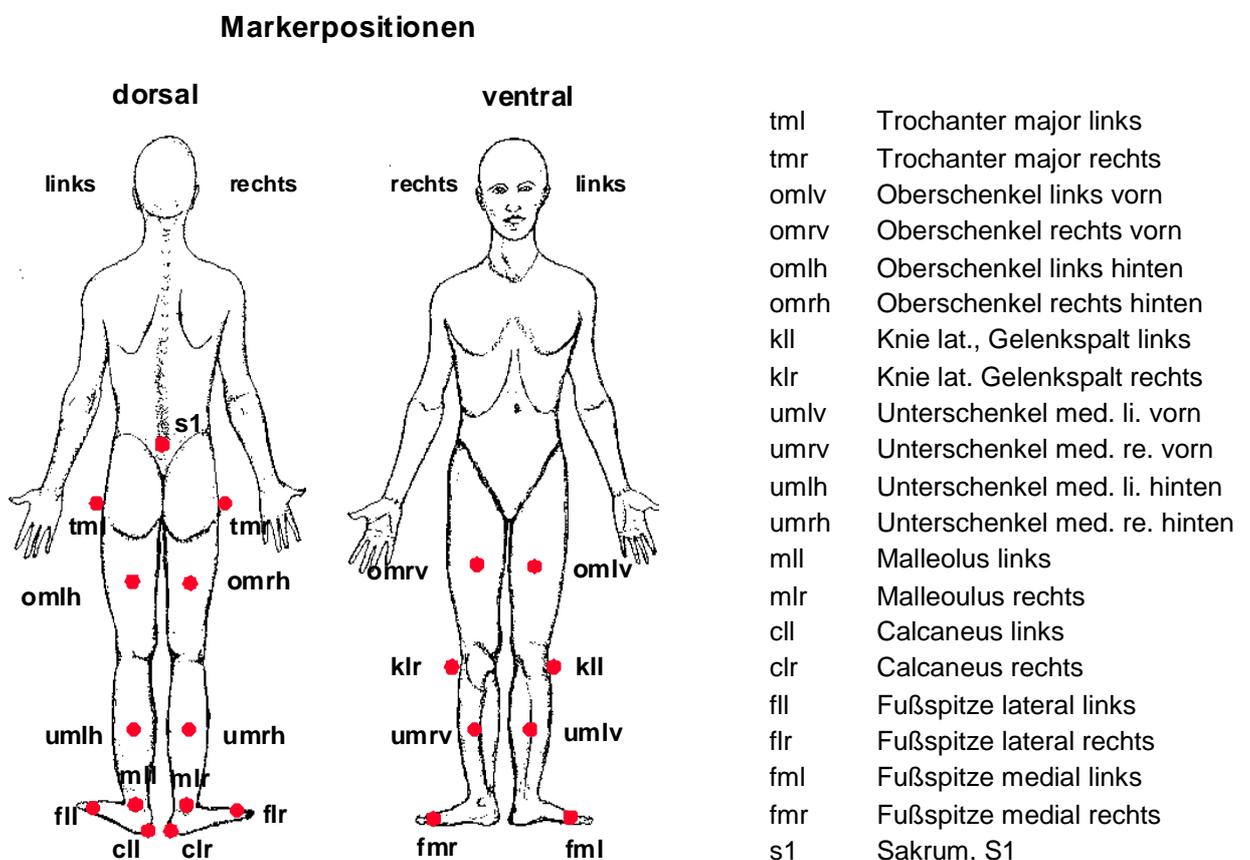


ABBILDUNG 14: MARKERPOSITIONEN FÜR DIE GANGANALYSE.

## 3.2 Körpermodell

Die in dieser Arbeit durchgeführte rechnerische Bestimmung von Kräften und Momenten im menschlichen Körper basiert auf einem dreidimensionalen biomechanischen Modell des Menschen, das aus 19 Segmenten und 18 Gelenken besteht [25]. Dieses Ganzkörpermodell kann auf die individuellen Maße des Probanden (Körpergewicht, Körpergröße, Extremitätenlängen und –umfänge) individuell eingestellt werden [24]. Mit Hilfe der inversen Dynamik können aus den im Labor gewonnenen Bewegungsdaten der Probanden Reaktionskräfte und –momente in den Gelenken der unteren Extremität berechnet werden.

## 3.3 Analyse der Bewegungen

### 3.3.1 Gelenkwinkel - Kinematik

In der Orthopädie werden Bewegungsumfänge nach der Neutral-Null-Methode gemessen. Dabei werden von der Neutralstellung ausgehend (= aufrechter Stand, hängende Arme, geschlossene Füße), maximale Bewegungsumfänge in beide Richtungen ermittelt.

Für die Berechnung von Winkelgeschwindigkeiten und –beschleunigungen sind Eulersche Winkel notwendig. Sie geben die Orientierung eines Körpersegments relativ zu einem Referenzsystem an. Ein starrer Körper hat sechs Freiheitsgrade, um seine Lage im dreidimensionalen Raum eindeutig beschreiben zu können. Dabei entfallen drei Freiheitsgrade auf die Translation und die restlichen drei auf die Rotation (Abbildung 15).

In den hier dargestellten Ergebnissen wurden die Eulerschen Winkel in der üblichen Weise gemäß der Neutral-Null-Methode umgerechnet.

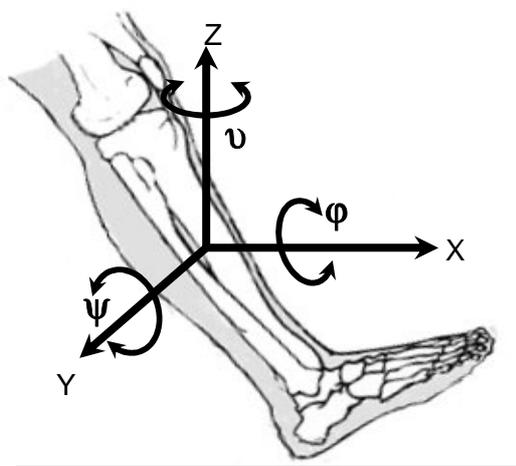


ABBILDUNG 15: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER SECHS FREIHEITSGRADE EINES SEGMENTS IM RAUM.

### 3.3.2 Gelenkmomente – Reaktionsmomente

In der Mechanik versteht man unter einem Moment bzw. Drehmoment das Produkt aus Kraft und Hebelarm. Im SI-System hat das Moment die abgeleitete Maßeinheit Newtonmeter (Nm), dies ist gleichbedeutend mit  $(\text{kg} \times \text{m}^2 / \text{s}^2)$ .

Abbildung 16 zeigt das Momentengleichgewicht bezüglich des Sprunggelenks, zwischen dem Moment der Bodenreaktionskraft und dem Moment des Musculus triceps surae, beim Stehen. Die Drehachse geht hierbei näherungsweise durch den Gelenkmittelpunkt [33].

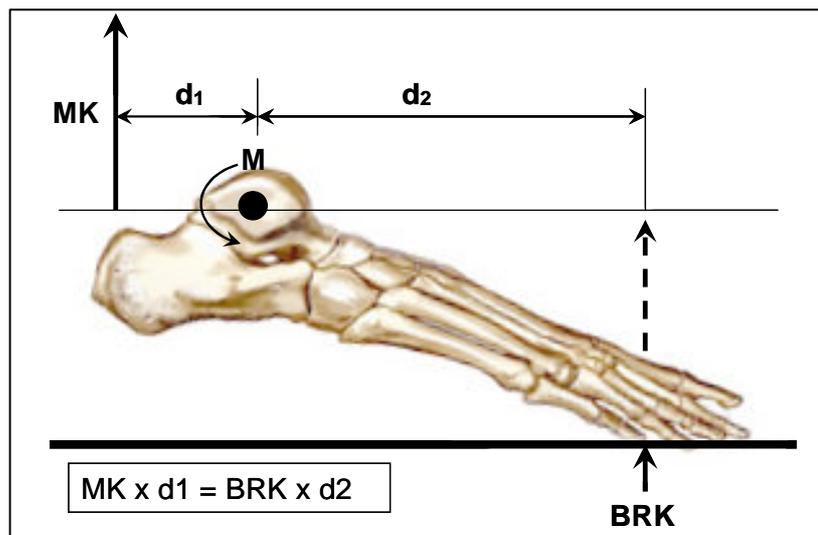


ABBILDUNG 16: ERLÄUTERUNG SIEHE TEXT ( $MK$  = MUSKELKRAFT,  $d_1$ ,  $d_2$  = HEBELARM,  $M$  = MOMENT,  $BRK$  = BODENREAKTIONSKRAFT) (MODIFIZIERT NACH [33]).

### 3.3.3 Bodenreaktionskräfte

Gemäß dem dritten newtonschen Axiom (*actio = reactio*) reagiert der Boden beim Fußkontakt mit einer Gegenkraft, die mit den Trägheitskräften und dem Gewicht des Körpers das Gleichgewicht hält. Diese auch als Bodenreaktionskraft bezeichnete Kraft spielt eine wesentliche Rolle bei der dynamischen Modellierung des Ganges. Sie ist beim ruhigen Stand entgegengesetzt gleich dem Körpergewicht. Ihre Messung erfolgt mit Hilfe von Kraftmessplattformen. Diese bestehen vorwiegend aus einer rechteckigen extrem biegesteifen Metallplatte unter deren Ecken Sensoren integriert sind. Durch diese Anordnung der Sensoren lassen sich alle drei Komponenten des Vektors der Bodenreaktionskraft und dessen Angriffspunkt bestimmen.

Um Probanden mit unterschiedlicher Körpermasse miteinander vergleichen zu können, ist es üblich die Bodenreaktionskräfte auf die Körpermasse zu normieren.

### **3.4 Versuchsanordnung**

Im Biomechaniklabor war eine etwa acht Meter lange Gehstrecke eingerichtet. Der Raum war nach außen abgedunkelt und künstlich beleuchtet, da der hohe Anteil Infrarotlicht im Tageslicht zu Störungen der Messung führen würde. Um die Messstrecke herum waren 6 Infrarotkameras platziert. In Abbildung 12 erkennt man die Computerarbeitsplätze, die Anordnung der Kameras und die Gehstrecke mit den integrierten Kraftmessplatten.

### **3.5 Probandenkollektiv**

#### **3.5.1 Ein- / Ausschlusskriterien**

Insgesamt wurden bis Ende 2001 154 Patienten in der Rheumaklinik Bad Bramstedt mit einer isolierten tibiotalaren Arthrodese in interner Fixationstechnik versorgt. Ausschlusskriterium für diese Studie waren weitere operative Eingriffe an der ipsilateralen unteren Extremität, außer der Arthrodese. Es durfte bei den Probanden also kein weiteres Gelenk (Knie oder Hüfte) durch eine Endoprothese ersetzt worden sein, keine Vorfußoperationen, Operationen am unteren Sprunggelenk und keine weiteren, die untere Extremität betreffende Operation durchgeführt worden sein. Dies traf auf 27 Patienten zu, 4 davon hatten sich bereiterklärt, an dieser Studie teilzunehmen.

Insgesamt 123 Patienten wurden bis Ende 2001 in der Rheumaklinik Bad Bramstedt mit einer 3-Komponenten Endoprothese vom Typ S.T.A.R. (Waldemar Link GmbH, Hamburg, Deutschland) versorgt. Davon waren 17 Patienten geeignet (Ausschlusskriterien siehe oben), 6 davon hatten sich bereiterklärt, an der Studie teilzunehmen.

#### **3.5.2 Probanden**

10 Patienten waren bereit, an der in dieser Arbeit durchgeführten Studie teilzunehmen (in Tabelle 1 bezeichnet mit SG01A – SG10A). Die Gruppe der S.T.A.R.-OSG-Prothesen bestand aus 6 Probanden (fünf Frauen, ein Mann), die Gruppe der OSG-Arthrodesen bestand aus 4 Probanden (alles Männer) (siehe Tabelle 1). Alle Probanden wurden in der Rheumaklinik Bad Bramstedt behandelt. Alle Prothesen wurden zementfrei implantiert.

Indikation für die OSG-Prothese war in allen Fällen eine chronische Polyarthrititis.

Indikationen für die Arthrodese waren eine sekundäre OSG-Arthrodese bei chronischer Polyarthrititis, Hämophilie, posttraumatische Arthrose und Hämochromatose.

Die Kontrollgruppe bestand aus 10 Probanden (gesunde Probanden, Mitarbeiter der Klinik und extern rekrutierte Probanden (in Tabelle 1 bezeichnet mit GR01A – GR10A).

TABELLE 1: DEMOGRAFISCHE DATEN (MV=MEAN VALUE, SD=STANDARDABWEICHUNG, M=MÄNNLICH, W=WEIBLICH)

<b>Demografische Daten</b>					
<b>Name des Probanden</b>	<b>Geschlecht</b>	<b>OP-Seite</b>	<b>Alter</b>	<b>Körpergröße</b>	<b>Körpermasse</b>
<b>Patienten - Arthrodesese</b>					
SG03A	M	links	39	1,81	83,00
SG04A	M	links	58	1,70	91,30
SG07A	M	rechts	59	1,79	81,18
SG09A	M	links	36	1,87	97,80
<b>MV Arthrodesese</b>			<b>48,0</b>	<b>1,79</b>	<b>88,32</b>
<b>SD Arthrodesese</b>			<b>12,2</b>	<b>0,07</b>	<b>7,70</b>
<b>Patienten - SG-Prothese</b>					
SG10A	M	links	48	1,55	52,33
SG01A	W	rechts	63	1,68	51,50
SG02A	W	rechts	70	1,58	77,01
SG05A	W	links	49	1,62	57,81
SG06A	W	rechts	32	1,65	62,52
SG08A	W	links	53	1,63	70,62
<b>MV SG Prothese</b>			<b>52,5</b>	<b>1,62</b>	<b>61,97</b>
<b>SD SG Prothese</b>			<b>13,2</b>	<b>0,05</b>	<b>10,21</b>
<b>Kontrollgruppe</b>					
GR01A	M	-	25	1,80	80,03
GR02A	M	-	26	1,79	83,48
GR05A	M	-	27	1,92	76,90
GR07A	M	-	26	1,83	77,23
GR08A	M	-	35	1,79	72,00
GR10A	M	-	39	1,78	77,61
GR03A	W	-	24	1,74	62,44
GR04A	W	-	27	1,63	58,94
GR06A	W	-	28	1,68	68,41
GR09A	W	-	50	1,62	53,09
<b>MV Kontrollgruppe</b>			<b>30,7</b>	<b>1,76</b>	<b>71,01</b>
<b>SD Kontrollgruppe</b>			<b>8,3</b>	<b>0,09</b>	<b>10,01</b>

### 3.6 Versuchsdurchführung

#### 3.6.1 Anthropometrische Daten

Vor jeder Versuchsreihe wurden bei jedem Probanden noch verschiedene anthropometrische Daten erhoben. Dies war notwendig für die spätere Berechnung der Segmentschwerpunkte und Trägheitsmomente, die für die inverse Dynamik benötigt wurden. So wurden die Umfänge der Segmente an verschiedenen Stellen gemessen: Hüftumfang (gemessen in Höhe S1 und in Höhe der Trochanteren), Oberschenkelumfang (proximal - mittig - distal), Unterschenkelumfang (proximal - mittig - distal); Fußbreite (gemessen auf Höhe der Zehengrundgelenke), Fußlänge (Großzehe bis zum Tuber calcanei), Fußhöhe (Mitte Maleolus bis zum Boden), Knieumfang und Umfang des Sprunggelenks.

Nach der Ermittlung der anthropometrischen Daten wurden die Probanden mit Markern, gemäß Abbildung 14 und Abbildung 17 ausgestattet, wodurch eine eindeutige Berechnung der lokalen Koordinatensysteme der in diesem Körpermodell verwendeten Segmente möglich ist.

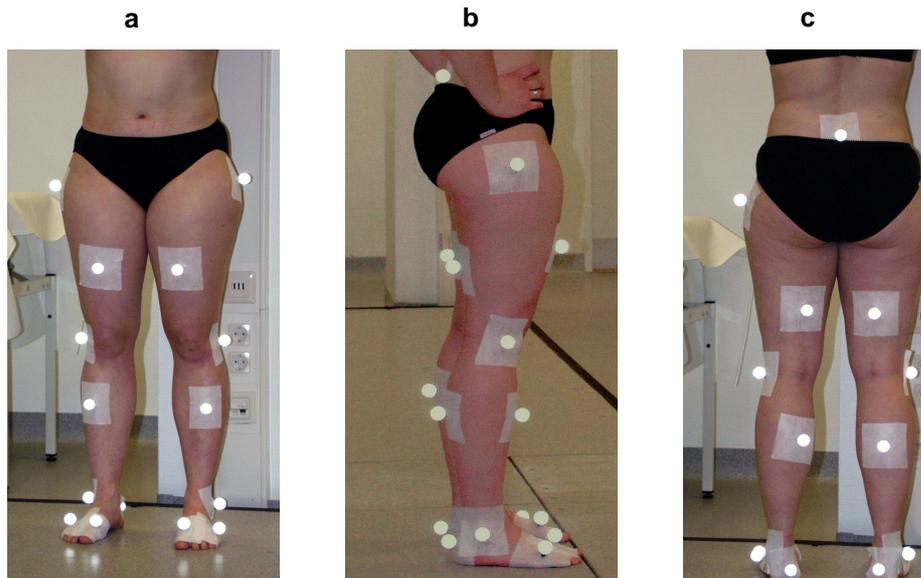


ABBILDUNG 17: ANORDNUNG DER MARKER.  
a . VON VORNE, b. SEITLICH, c. VON HINTEN

### 3.6.2 Versuche

Vor jeder Messung eines Probanden musste die Anlage kalibriert werden.

Die an den 10 Probanden durchgeführten Messungen untergliedern sich in jeweils 2 Vorversuche und etwa 23 Hauptversuche. Um ihren natürlichen Gangrhythmus zu finden, absolvierten die Probanden einige Probeläufe. Dabei konnte ebenfalls geklärt werden, ob der Abstand der Kistlerplatten an die Schrittlänge der Probanden angepasst werden musste. Um mögliche Beeinflussung durch das Schuhwerk zu vermeiden liefen die Probanden barfuß [61, 101]. Auch auf die Vorgabe der Geschwindigkeit wurde verzichtet, da dies ebenfalls zu Veränderungen des Gangbildes führen kann [50].

In den zwei Vorversuchen wurde mit Hilfe der Kistlerplatten das aktuelle Körpergewicht der Probanden in neutraler Nullstellung bestimmt und sie dienten zur anthropometrischen Feineinstellung des Körpermodells.

Danach folgten die Hauptversuche, die darin bestanden, dass der Proband etwa 23 mal die acht Meter lange Gehstrecke in dem von ihm gewählten Tempo durchschritt. Die große Zahl an Wiederholungsmessungen diente zum einen zur Reduzierung statistischer Schwankungen und zum anderen zur Abschätzung der Variabilität des Gangbildes der Probanden.

### **3.7 Patientenstatus**

Vor der eigentlichen Ganganalyse wurden die operierten Probanden klinisch untersucht, um das mögliche Bewegungsausmaß festzustellen. Für jeden operierten Probanden wurde der Score nach McGuire [67] erhoben, siehe Tabelle 2. Die Beweglichkeit wurde anhand einer Einteilung nach Kofoed beurteilt.

Die operierten Probanden wurden befragt nach:

- ihren Schmerzen
- ihrer möglichen Gehstrecke
- ihrem Gehverhalten auf unebenem Untergrund
- ihrem Gehverhalten auf Treppen
- ihrer Benutzung von Hilfsmitteln

Das maximale Bewegungsausmaß wurde klinisch mit Hilfe der Neutral-Null-Methode bestimmt.

#### **3.7.1 Befragung der Patienten**

Die Befragung erfolgte anhand eines funktionellen Scores zur Beurteilung der Sprunggelenksfunktion nach McGuire [67], der für jeden operierten Probanden erhoben wurde. Die Bewertung ist ebenfalls in Tabelle 2 zu sehen. Die Probanden der Kontrollgruppe wurden nicht befragt, da wir hier von der maximal möglichen Punktzahl ausgingen.

Es wurden Punkte für die Stärke der Schmerzen vergeben. Dazu wurden die Probanden nach ihrer subjektiv empfunden Schmerzstärke befragt (keine, leichte, mäßige, starke Schmerzen) und je nach Angabe wurden die möglichen Punkte notiert (maximal 50 Punkte bei keinen Schmerzen, minimal 20 Punkte bei starken Schmerzen).

Das maximal mögliche Bewegungsausmaß wurde anhand der Neutral-Null-Methode gemessen und es wurden ebenfalls Punkte vergeben (max. 5 Punkte, min. 1 Punkt, je nach Bewegungsausmaß).

Die funktionelle Beurteilung gliederte sich in die Bereiche: maximale Gehstrecke (max. 20 Punkte), ob und wie Treppensteigen möglich war (max. 10 Punkte), der Gebrauch von Hilfsmitteln (max. 5 Punkte), ob der Proband humpelt (max. 5 Punkte) und wie das Gehverhalten auf unebenem Untergrund ist (max. 5 Punkte).

Zusätzlich wurden die Probanden danach befragt, wie sie Steigungen hinauf und hinuntergehen, ob der Fersengang, Zehenspitzenengang, einbeiniger Stand möglich ist und wie stark die Schmerzen sind (Analogskala von 0 – 10 (0 = keine Schmerzen; 10 = kaum aushaltbare Schmerzen). Ebenso wurde nach Tragen von orthopädischen Schuhen und / oder –einlagen gefragt.

TABELLE 2: SCORE ZUR BEURTEILUNG DER SPRUNGGELENKSFUNKTION NACH MCGUIRE [67]

Score nach McGuire et. al. 1988					
Bewertungsfeld		Punkte	Bewertungsfeld		Punkte
<b>Schmerzen</b>					
Keine	50	<b>§ Hilfsmittel</b>			
Leicht	40	Keine	5		
Mäßig	30	Gehstock	3		
Stark	20	Gehhilfen	2		
		Gehwagen/Rollator	0		
<b>Bewegungsausmaß</b>					
30°	5	<b>§ Humpeln</b>			
20° - 29°	4	nein	5		
10° - 19°	3	leicht	4		
0° - 9°	1	mäßig	3		
		stark	1		
<b>Funktion:</b>					
<b>§ Maximale Gehstrecke</b>			<b>§ Unebener Untergrund</b>		
Ohne Einschränkungen	20	Normal/keine Probleme	5		
4-6 Blocks (~ 2km)	15	Mit Schwierigkeiten	3		
1-3 Blocks (~ 1km)	10	Unmöglich	0		
Nur innerhalb des Hauses	5				
Gehunfähig	0				
<b>Bewertung:</b>					
<b>§ Treppen</b>			Sehr gut	80-100 Punkte	
Normal	10	Gut	70-90 Punkte		
Geländer wird benötigt	7	Befriedigend	65-69 Punkte		
Steigen nur mit dem kontralateralen Fuß	3	Schlecht	< 65 Punkte		
Nicht möglich	0				

### 3.7.2 Klinische Untersuchung der Patienten

Die Probanden wurden mit Hilfe der Neutral-Null-Methode auf maximal mögliche Dorsalextension / Plantarflexion untersucht. Außerdem wurde der Grad der Supination und Pronation, ebenso wie der Grad der Valgisierung und Varisierung unter Belastung festgehalten. Bei der Beurteilung der Beweglichkeit und Deformität bedienen wir uns einer Einteilung nach Kofoed [59], siehe Tabelle 3. Außerdem wurde das untere Sprunggelenk auf Wackelsteifigkeit hin untersucht.

TABELLE 3: BEWEGLICHKEIT UND DEFORMITÄT BEI SPRUNGGELENKSBESCHWERDEN [NACH 59]

Einteilung nach Kofoed 1999						
	Extension [Grad]	Flexion [Grad]	Supination [Grad]	Pronation [Grad]	Valgisierung unter Belastung [Grad]	Varisierung unter Belastung [Grad]
gut	>10°	>30°	>30°	>20°	<5°	<3°
mittel	5-9°	15-29°	15-29°	10-19°	5-10°	3-7°
schlecht	<5°	<15°	<15°	<10°	>10°	>7°

### 3.8 Auswertung

Die Koordinaten der Marker wurden in Abhängigkeit von der Zeit im Laborkoordinatensystem aufgezeichnet und gespeichert. Die Zuordnung der 3D-Bewegungsspuren durch das System erfolgte dabei in zufälliger Reihenfolge, sodass die Zuweisung zu den korrekten anthropometrischen Punkten lt. Kapitel 3.1.1, Abbildung 14 manuell vorgenommen werden musste. Durch Verbinden der Markierungspunkte wurden sog. Stickfiguren (s. Abbildung 18) erzeugt, an denen eindeutig die Segmente zu erkennen sind. Mit Hilfe des VICON-Programms wurden daraus 3D-Animationen des Gangzyklus erzeugt.

Aus dem Zeitpunkt des Fersenkontaktes und dem Ablösen des Fußes von der Kraftmessplatte wurden für jeden Probanden spezifische Zeit-Weg-Charakteristika ermittelt. Es wurden globale Messgrößen (Schrittlänge, Doppelschrittlänge, Schrittdauer, Doppelschrittdauer, Ende der Standphase) aus den 3D-Bewegungsspuren bestimmt, ebenso wie Kinetik (Gelenkreaktionskräfte und –momente), Kinematik (Gelenkwinkel) und Bodenreaktionskräfte.

Wir wendeten folgende Auswertungsstrategien an:

1. Vergleich der operierten mit der nicht operierten Extremität eines jeden Probanden
2. Vergleich der operierten Extremität mit dem Normalkollektiv
3. Vergleich Arthrodese vs. Prothese.

Von den gemessenen Variablen wurden Minima, Maxima, Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurden die Bodenreaktionskräfte und Momente auf die Körpermasse der Probanden normiert [31, 32, 33].

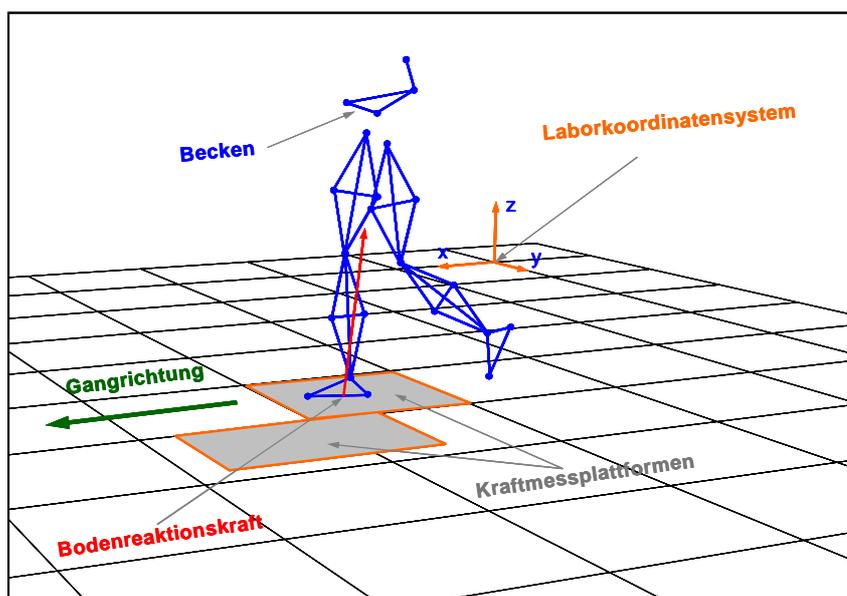


ABBILDUNG 18: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG EINER SZENE IM LABORKOORDINATENSYSTEM.

Abbildung 19 zeigt beispielhaft für die Flexionsbewegung der Tibia gegenüber des Femur den für diese Arbeit gewählten Aufbau einer Grafik zur Visualisierung der Variablen. Die y-Achse (Ordinate) zeigt die jeweilige Variable, die x-Achse die Zeit in % des Gangzyklus. Die senkrechten Variationen um die durchgängige Kurve zeichnen das 95% Konfidenzintervall. Zu sehen sind ebenfalls die mit T1-T5 bezeichneten Zeitpunkte, sie sollen zur groben Orientierung innerhalb der Grafiken dienen. Dabei bezeichnet T1 den Start des Gangzyklus, Start der ersten Zwei-Bein-Phase (T1=0%); T2 bezeichnet das Ende der ersten Zwei-Bein-Phase, Start der Schwungphase der Gegenseite (T2~20%); T3 zeigt den Start der zweiten Zwei-Bein-Phase, das Ende der Schwungphase der Gegenseite (T3~50%); T4 zeigt das Ende der zweiten Zwei-Bein-Phase, Start der Schwungphase des zu beobachtenden Beins (T4~70%); T5 zeigt das Ende des Gangzyklus und das Ende der Schwungphase des zu beobachtenden Beins (T5=100%).

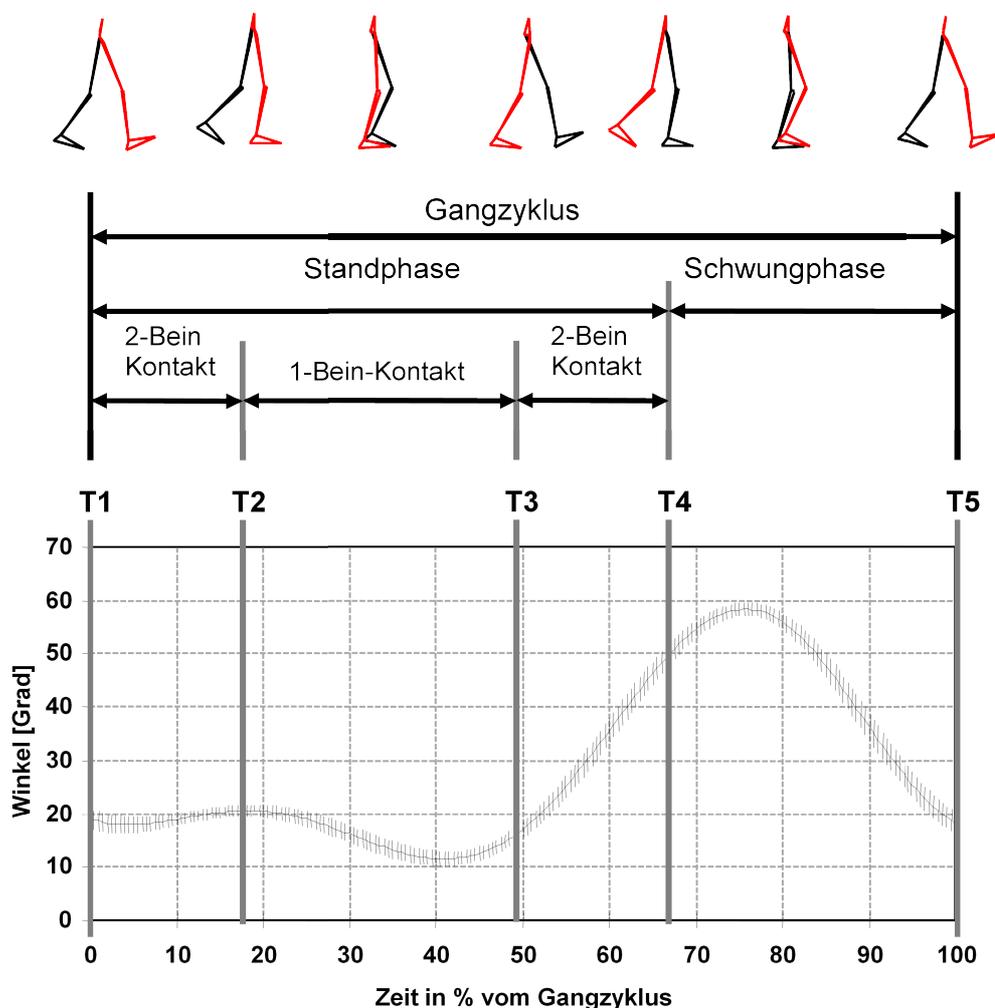


ABBILDUNG 19: PHASEN DES GANGZYKLUS AM BEISPIEL DER FLEXION GEGENÜBER DES FEMUR

### 3.9 Statistik

Die statistische Auswertung erfolgte anhand der Software Statistica 6.0 (StatSoft Europe GmbH). Zu den Bezeichnungen siehe Tabelle 4.

Wir haben folgende statistische Analysen vorgenommen:

1. Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenksprothese (POP – PnOP)
2. Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenksarthrodese (AOP – AnOP)
3. Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenksprothese mit der operierten Seite bei Sprunggelenksarthrodese (POP – AOP)
4. Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenksprothese mit der Kontrollgruppe (POP – KG)
5. Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenksarthrodese mit der Kontrollgruppe (AOP – KG)

Für Vergleich 1 und 2 wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben und für die Vergleiche 3 – 5 wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet. In den folgenden Tabellen ist Signifikanz mit einem \* ( $p \leq 0,05$ ), fast signifikant mit ~ ( $0,05 \geq p \geq 0,10$ ) und keine Signifikanz mit einem – ( $0,10 < p$ ) gekennzeichnet.

TABELLE 4: BEZEICHNUNG DER PROBANDENGRUPPEN

Bezeichnung der statistischen Gruppen	
Name	Beschreibung
POP	SG-Prothese, operierte Seite
PnOP	SG-Prothese, nicht operierte Seite
AOP	SG-Arthrodese, operierte Seite
AnOP	SG-Arthrodese, nicht operierte Seite
KG	Kontrollgruppe

## 4 Ergebnisse

Die Befunde und Ergebnisse sind im Folgenden in Tabellenform dargestellt. Außer zu den allgemeinen Gangparametern wird am Beginn ein Übersichtsdiagramm mit dem üblichen zeitlichen Verlauf eines Gangzyklus am Beispiel eines gesunden Probanden gezeigt. Die Darstellung der relevanten Ergebnisse erfolgt zur besseren Übersicht ebenfalls in Tabellenform. Jedes Diagramm zeigt einen Doppelschritt, der auf die Zykluszeit normiert wurde.

Wir haben uns aufgrund der großen Fülle an Messdaten, die hoch korreliert sind, auf die Darstellung charakteristischer Punkte beschränkt.

## 4.1 Allgemeine Gangparameter

Um die Vergleichbarkeit zwischen Probanden unterschiedlicher Körpergröße zu ermöglichen, wurden Schrittlänge und Doppelschrittlänge auf die Körpergröße normiert.

Zur Erläuterungen der Variablen siehe Tabelle 5.

### 4.1.1 Schrittlänge

Die Schrittlänge wurde in Prozent der Körpergröße [% Körpergröße] gemessen. Hier zeigte sich ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der beiden Probandengruppen zur Kontrollgruppe. Beide Probandengruppen wiesen eine deutlich kürzere Schrittlänge auf.

### 4.1.2 Doppelschrittlänge

Die Doppelschrittlänge wurde in Prozent der Körpergröße [% Körpergröße] gemessen. Dabei ergab sich Signifikanz beim Vergleich beider Probandengruppen mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 7). Auch hier war die Doppelschrittlänge bei beiden Probandengruppen kürzer.

### 4.1.3 Schrittdauer

Die Schrittdauer [SD] wurde in Sekunden (s) gemessen.

Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

### 4.1.4 Doppelschrittdauer

Die Doppelschrittdauer [DSD] wurde in (s) gemessen. Hier ergab sich Signifikanz beim Vergleich der Arthrodesengruppe, die eine deutlich längere Schrittdauer als die Kontrollgruppe aufwies (siehe Tabelle 6).

### 4.1.5 Ende der Standphase (TKIS)

Bei der Prothesengruppe endete die Standphase signifikant später als bei der Arthrodesengruppe (siehe Tabelle 6).

TABELLE 5: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

Allgemeine Gangparameter		
Variable	Dimension	Beschreibung der Variablen
SL%	[%Körpergröße]	Schrittlänge in % zur Körpergröße
DSL%	[%Körpergröße]	Doppelschrittlänge in % zur Körpergröße
SD	[s]	Schrittdauer
DSD	[s]	Doppelschrittdauer
TKIS	% vom Gangzyklus	Triggerpunkt Kistlerplatte

TABELLE 6: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE

Allgemeine Gangparameter						
	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrose		
Variable	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
SL%	27,7 ±1,25	28,8 ±0,94	-	29,9 ±4,17	31,2 ±1,59	-
DSL%	56,5 ±1,93	56,5 ±1,93	-	61,2 ±5,75	61,2 ±5,75	-
SD	0,57 ±0,01	0,55 ±0,02	~	0,58 ±0,01	0,67 ±0,04	~
DSD	1,13 ±0,03	1,12 ±0,03	-	1,25 ±0,05	1,25 ±0,05	-
TKIS	66,5 ±0,87	64,2 ±1,22	~	61,8 ±1,24	68,5 ±1,89	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet **signifikant** ( $p \leq 0,05$ ), ~ bedeutet **fast signifikant** ( $0,05 \leq p \leq 0,10$ ), - bedeutet **nicht signifikant** ( $0,10 < p$ ), für den Vergleich wurde der **Wilcoxon-Test** für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 7: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHROSE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHROSE MIT DER KONTROLLGRUPPE

Allgemeine Gangparameter									
	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrose			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrose mit der Kontrollgruppe		
Variable	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
SL%	27,7 ±1,25	29,9 ±4,17	-	27,7 ±1,25	38,1 ±0,64	*	29,9 ±4,17	38,1 ±0,64	*
DSL%	56,5 ±1,93	61,2 ±5,75	-	56,5 ±1,93	76,3 ±1,29	*	61,2 ±5,75	76,3 ±1,29	*
SD	0,57 ±0,01	0,58 ±0,01	-	0,57 ±0,01	0,53 ±0,02	-	0,58 ±0,01	0,53 ±0,02	-
DSD	1,13 ±0,03	1,25 ±0,05	-	1,13 ±0,03	1,06 ±0,04	-	1,25 ±0,05	1,06 ±0,04	*
TKIS	66,5 ±0,87	61,8 ±1,24	*	66,5 ±0,87	64,9 ±0,20	~	61,8 ±1,24	64,9 ±0,20	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet **signifikant** ( $p \leq 0,05$ ), ~ bedeutet **fast signifikant** ( $0,05 \leq p \leq 0,10$ ), - bedeutet **nicht signifikant** ( $0,10 < p$ ), für den Vergleich wurde der **Mann-Whitney U-Test** für unabhängige Stichproben angewendet

## 4.2 Bodenreaktionskräfte

Die Bodenreaktionskraft (BRK) ist eine vektorielle Größe und wird entsprechend durch 3 Komponenten charakterisiert. Die hier präsentierten Komponenten der BRK beziehen sich auf das folgende kartesische Koordinatensystem. Die z-Achse ist senkrecht und entgegengesetzt der Schwerkraft orientiert. Die entsprechende Komponente der BRK wurde mit  $F_z$  bezeichnet. Die y-Achse ist parallel zur Gangrichtung und die x-Achse ist senkrecht zur Gangrichtung orientiert. Die zugehörigen Komponenten der BRK, häufig auch Scherkräfte genannt, wurden mit  $F_y$  und  $F_x$  bezeichnet (siehe auch Kapitel 3.3.3). Die Zeitpunkte zu den charakteristischen Stellen wurden jeweils mit dem Anhang –t versehen. Beispielsweise wurde durch diese Festlegung die zur Variablen BFZ4 gehörige Zeit mit BFZ4-t bezeichnet.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit von Probanden mit unterschiedlichem Körpergewicht wurden die Bodenreaktionskräfte auf die Körpermasse normiert.

### 4.2.1 Bodenreaktionskraft quer zur Gangrichtung

Die Kräfte quer zur Gangrichtung ( $F_x$ ) sind in Abbildung 20 dargestellt. Sie sind die in Gangrichtung nach lateral (negative Werte) und nach medial (positiv Werte) gerichteten Scherkräfte. Beim Aufsetzen der Ferse wird in der Hüfte adduziert, um den Fuß mittig in Gangrichtung aufzusetzen. Initial zeigt sich bei Belastungsaufnahme eine Kraft nach lateral, die wir in unserer Untersuchung nicht als signifikanten Punkt erachtet haben. Das

erste Maximum der Scherkraft nach medial (BFX1) tritt in der Phase der Belastungsantwort auf. Das Körpergewicht wird für den Bodenkontakt des kontralateralen Fußes zur kontralateralen Seite verlagert. Die resultierenden Scherkräfte nach medial bleiben während der Standphase annähernd konstant, sie nehmen nur leicht ab um dann zum Maximum der Scherkraft (BFX2) wieder anzusteigen. Der Zeitpunkt des Auftretens des ersten Maximums im Verlauf des Gangzyklus stellt der Zeitpunkt BFX1-t dar. Das zweite Maximum der Scherkraft (BFX2) stellt die auftretenden Kräfte während des Heel-off dar, der Zeitpunkt wird mit BFX2-t bezeichnet. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 8.

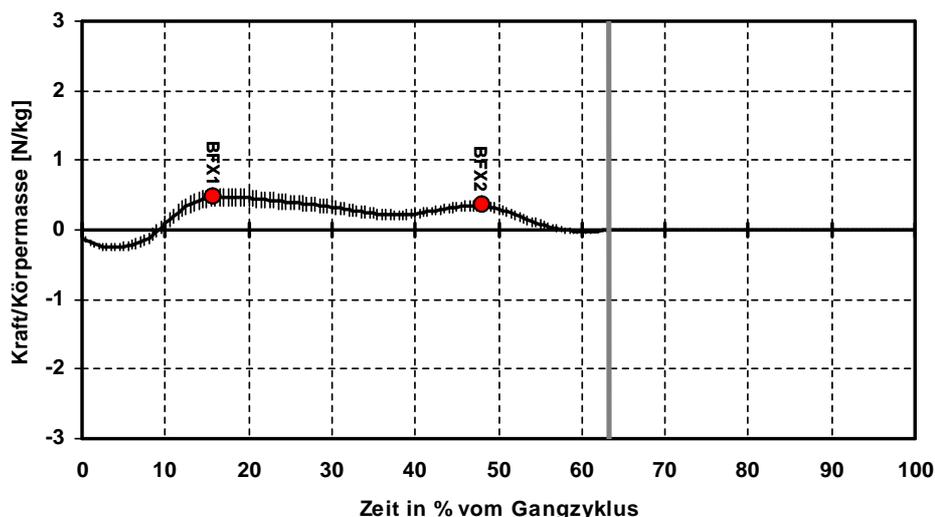


ABBILDUNG 20: KURVENSCHWELGENPUNKTE DER NORMALEN BODENREAKTIONSKRÄFTE QUER ZUR GANGRICHTUNG (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

In Abbildung 20 sind die ersten nach medial gerichteten Scherkräfte (BFX1) bei der Belastungsantwort dargestellt. Hier bestand Signifikanz beim Vergleich der Arthrodesen- mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 10). Die Probanden mit Arthrodesese zeigten stärker nach medial gerichtete Scherkräfte als die Kontrollgruppe. Signifikant war auch der Zeitpunkt BFX1-t beim Vergleich der Prothesengruppe mit der Kontrollgruppe. Die Probanden mit Prothese zeigten später im Verlauf des Gangzyklus das erste Maximum nach medial. Auch der Vergleich der Prothesen- mit der Arthrodesengruppe war an diesem Punkt signifikant. Die Prothesengruppe zeigte auch hier später im Verlauf des Gangzyklus das erste nach medial gerichtete Maximum.

Am zweiten Maximum BFX2 ergaben sich keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassung:

- Die Arthrodesengruppe zeigte eine stärker nach medial gerichtete Scherkraft (BFX1) als die Kontrollgruppe.

- Bei der Prothesengruppe trat das erste nach medial gerichtet Maximum (BFX1-t) später im Gangzyklus auf als im Vergleich zur Kontrollgruppe und im Vergleich zu der Arthrodesengruppe.
- Es ergaben sich keine Unterschiede im Vergleich der operierten zur nicht operierten Extremität.

#### 4.2.2 Bodenreaktionskraft in Gangrichtung

Die Kräfte in Gangrichtung (entlang der y-Achse) werden durch die Kurve in Abbildung 21 dargestellt.

Die anteroposterior verlaufenden Bodenreaktionskräfte sind charakteristisch biphasisch. Sie beschreibt die in Gangrichtung wirkenden Kräfte Abbremsen (negative Werte) und Abstoßen (positive Werte).

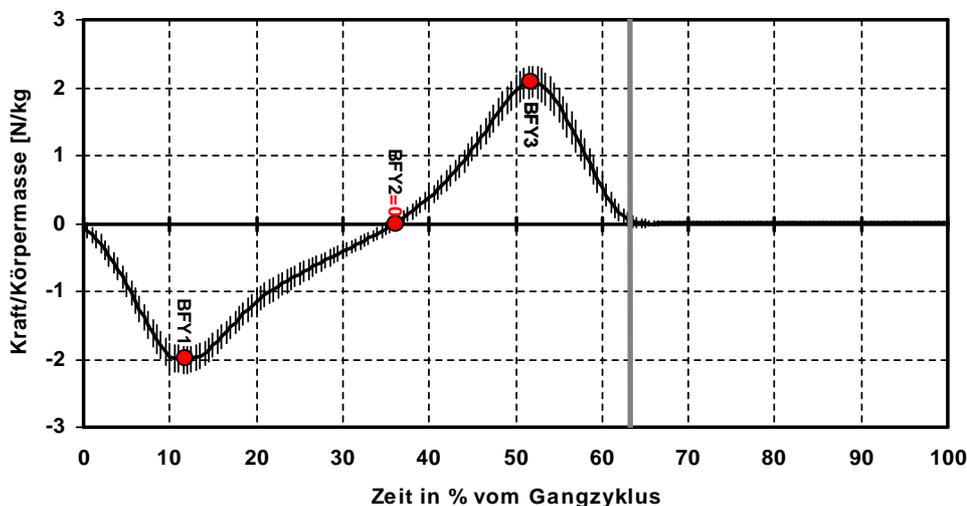


ABBILDUNG 21: KURVENSCHWELLENPUNKTE DER NORMALEN BODENREAKTIONSKRÄFTE PARALLEL ZUR GANGRICHTUNG (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT/KÖRPERMASSE, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

In der Abbildung 21 sieht man das erste relevante Minimum (BFY1), das beim Abbremsen auftritt. Zum Ende der Standphase zeigt das Maximum (BFY3) die auftretenden Scherkräfte bei Heel-off. Dazu kommen die Zeitpunkte BFY1-t und BFY3-t. Diese zeigen den Zeitpunkt in % vom Gangzyklus an, an denen das lokale Minimum BFY1 und das lokale Maximum BFY3 auftreten. Der mit BFY2 bezeichnete Punkt ist eine Nullstelle, der Körperschwerpunkt befindet sich hier über dem Fuß. Das Auftreten dieser Nullstelle im Verlauf des Gangzyklus stellt die Variable BFY2-t dar. Dies ist der Wechsel von Abbremsen zu Beschleunigen. Im physiologischen Gangablauf sollte das Integral der Flächen unter den Kurven gleich groß sein. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 8.

#### Abbremsen:

Beim ersten lokalen Minimum der Abbremskraft (BFY1) bestand Signifikanz jeweils beim Vergleich der beiden Probandengruppen mit der Kontrollgruppe. Bei beiden Gruppen

traten deutlich weniger Scherkräfte (Abbremsen) auf. Ebenfalls ergab sich Signifikanz zum Zeitpunkt BFY1-t in der Prothesengruppe, das Abbremsen trat im Verlauf des Gangzyklus signifikant früher auf (siehe Tabelle 10).

#### Zusammenfassung:

- Beide Probandengruppen traten deutlich sanfter mit der Ferse auf als die Kontrollgruppe (BFY1).
- Bei der Prothesengruppe trat die maximale Abbremskraft deutlich früher im Verlauf des Gangzyklus auf als bei der Kontrollgruppe (BFY1-t).
- Es ergaben sich keine Unterschiede im Vergleich der operierten mit der nicht operierten Extremität.

#### Abstoßen:

Das lokale Maximum (BFY3) stellt die Abstoßungskräfte bei Heel-off dar. Hier ergaben sich jeweils im Vergleich mit der Kontrollgruppe signifikante Unterschiede zu beiden Probandengruppen. (siehe Tabelle 10).

#### Zusammenfassung:

- Beide Probandengruppen stießen sich im Vergleich zur Kontrollgruppe mit weniger Kraft vom Boden ab (BFY3).
- Es ergaben sich keine Unterschiede zwischen der operierten und der nicht operierten Extremität.

Bei allen anderen Variablen ergaben sich keine Signifikanzen in den Vergleichen.

### **4.2.3 Vertikale Bodenreaktionskraft**

Die Kräfte entlang der z-Achse (Vertikalkräfte, senkrecht zum Boden) werden anhand der Scheitelpunkte BFZ4 und BFZ6 in Abbildung 22 dargestellt. Das dazwischenliegende Krafttal wird durch den Scheitelpunkt BFZ5 dargestellt. Das Ausmaß der beiden Gipfel macht bei normaler Ganggeschwindigkeit jeweils ca. 110% des Körpergewichts aus. Im Krafttal bei BFZ 5 ist das Ausmaß der Vertikalbelastung bei ca. 80% des Körpergewichts. Außerdem wurde die Steilheit des Kurvenanstiegs bis zum ersten Scheitelpunkt (jeweils bei 2, 5 und 8 N/kg; BFZ1-3)) und die Steilheit des Kurvenabfalls nach dem dritten Scheitelpunkt betrachtet (jeweils bei 8, 5 und 2 N/kg; BFZ7-9) (siehe Abbildung 22). Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 8.

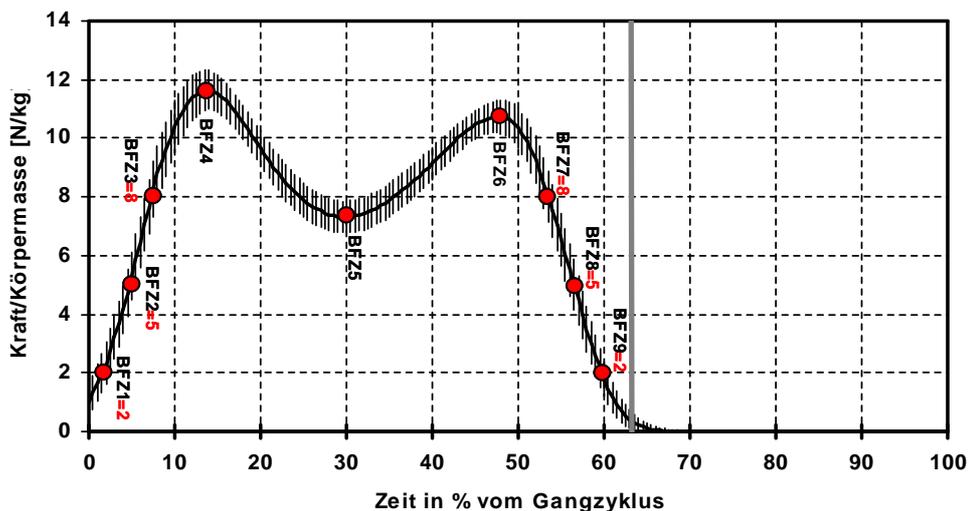


ABBILDUNG 22: KURVENSCHWELLENPUNKTE DER BODENREAKTIONSKRÄFTE SENKRECHT ZUM BODEN (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT/KÖRPERMASSE, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

### **Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskräfte - Fersenkontakt**

Die Belastungsphase in den ersten 10% - 20% des Gangzyklus ist durch die Punkte BFZ1, BFZ2 und BFZ3 dargestellt. Gemessen wurde jeweils bei 2, 5 und 8 N/kg und jeweils die dazugehörige Zeitkomponente BFZ1-t, BFZ2-t und BFZ3-t ermittelt.

Die Kraftaufnahme am Punkt BFZ1 war bei beiden Probandengruppen signifikant früher im Verlauf des Gangzyklus (BFZ1-t) als gegenüber der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 10).

### **Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskräfte – Kraftaufnahme nach dem Fersenkontakt**

In Abbildung 22 stellt der erste Kurvenschwellenpunkt (BFZ4) die maximal auftretende Kraft nach dem Aufsetzen der Ferse auf den Boden dar. Das Bein wird hier bei normaler Ganggeschwindigkeit mit ca. 110% des Körpergewichts belastet.

In der Prothesengruppe ergaben sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zur nicht operierten Extremität. Hier ließen sich aber signifikante Unterschiede im Vergleich zur Kontrollgruppe finden. Die maximale Belastung der operierten Extremität (9,67N/kg) war signifikant geringer als im Vergleich zur Kontrollgruppe (10,73N/kg) (siehe Tabelle 10).

### **Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskräfte - Standphase**

Das in Abbildung 22 gezeigte lokale Minimum (BFZ5) stellt die Belastung in der Mitte der Standphase dar, die Vertikalbelastung liegt bei ca. 80% des Körpergewichts. Bei Betrachtung des Gangzyklus, ist dies die Phase der Einzelbeinunterstützung, in der das kontralaterale Bein in der Schwungphase ist und der Körperschwerpunkt über das Standbein bewegt wird. Dieses Krafttal wird durch das Kraftmoment des schwingenden,

kontralateralen Beines betont, wodurch das Standbein und damit auch die Kistlerplatte entlastet werden.

Im Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe ergab sich ein signifikanter Unterschied. Die Belastung in der Standphase des operierten Beins (8,69N/kg) war signifikant höher als bei der Kontrollgruppe (7,38N/kg), was eine geringere Dynamik des M-förmigen Kurvenverlaufs bedeutete. Der Verlauf zwischen den Punkten BFZ4 und BFZ6 war flacher (siehe Tabelle 10).

#### **Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskräfte - Abstoßung**

Kurvenscheitelpunkt BFZ6 aus Abbildung 22 zeigt die vertikal auftretende Kraft beim Abstoßen des Fußes am Ende der Standphase.

Signifikant geringer ausgeprägt war die Abstoßungskraft der Prothesengruppe im Gegensatz zur Kontrollgruppe (siehe Tabelle 10).

#### **Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskräfte - Abstoßungskraft bei Heel-off**

Die Entlastungsphase, bzw. Abstoßphase bei 40% - 60% des Gangzyklus werden durch die Punkte BFZ7, BFZ8 und BFZ9 dargestellt. Gemessen jeweils bei 2, 5 und 8 N/kg. Die dazugehörige Zeitkomponente BFZ7-t, BFZ8-t und BFZ9-t wurden ebenfalls ermittelt.

Signifikanz ergab sich zum Zeitpunkt BFZ8-t und BFZ9-t bei dem Vergleich der Prothesen- mit der Arthrodesengruppe. Die Arthrodesengruppe stieß sich früher im Verlauf des Gangzyklus ab. Ebenso signifikant früher stieß sich die Arthrodesengruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe am Zeitpunkt BFZ7-t und BFZ8-t ab. Zum Zeitpunkt BFZ9-t ergab sich Signifikanz beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe, die Protheseprobanden stießen sich später ab (siehe Tabelle 9 und Tabelle 10).

An allen anderen Variablen ließen sich keine signifikanten Unterschiede ermitteln.

#### **Zusammenfassung:**

- Bei beiden Probandengruppen kam es zu einer früheren Kraftaufnahme nach Fersenkontakt (BFZ1-t). Der darauffolgende Kraftanstieg verlief bei beiden Probandengruppen deutlich langsamer.
- Die Prothesengruppe belastete ihre operierte Extremität nach dem Fersenkontakt geringer (BFZ4) als die Kontrollgruppe. Es war in dieser Probandengruppe ebenso eine geringere Dynamik der vertikalen Belastung zu erkennen, die typische M-Form der Belastungskurve fiel deutlich flacher aus und pendelte um das Körpergewicht (BFZ5). Die Abstoßungskraft zum Ende der Standphase war dementsprechend ebenfalls geringer (BFZ6). Es ergaben sich hier keine Unterschiede zur nicht operierten Extremität.

- Die Arthrodesengruppe zeigte in der Standphase keine Unterschiede zur Kontrollgruppe oder zur Prothesengruppe (BFZ4, BFZ5, BFZ6)).
- Die Arthrodesengruppe stieß sich bei Heel-off früher im Verlauf des Gangzyklus ab als die Prothesengruppe (BFZ7-t, BFZ8-t) und früher als die Kontrollgruppe (BFZ7-t, BFZ8-t).
- Die Prothesengruppe stieß sich im Vergleich zur Kontrollgruppe bei Heel-off später ab (BFZ9-t).

TABELLE 8: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

<b>Bodenreaktionskräfte</b>		
<b>Variable</b>	<b>Dimension</b>	<b>Beschreibung der Variablen</b>
<b>Fx - Bodenreaktionskraft quer zur Gangrichtung (x-Komponente)</b>		
BFX1	[N/kg]	Fx an der Stelle 1
BFX1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fx an der Stelle 1
BFX2	[N/kg]	Fx an der Stelle 2
BFX2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fx an der Stelle 2
<b>Fy - Bodenreaktionskraft in Gangrichtung (y-Komponente)</b>		
BFY1	[N/kg]	Fy an der Stelle 1
BFY1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fy an der Stelle 1
BFY2	[N/kg]	Fy an der Stelle 2
BFY2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fy an der Stelle 2
BFY3	[N/kg]	Fy an der Stelle 3
BFY3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fy an der Stelle 3
<b>Fz - Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskraft (z-Komponente)</b>		
BFZ1	[N/kg]	Fz an der Stelle 1
BFZ1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 1
BFZ2	[N/kg]	Fz an der Stelle 2
BFZ2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 2
BFZ3	[N/kg]	Fz an der Stelle 3
BFZ3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 3
BFZ4	[N/kg]	Fz an der Stelle 4
BFZ4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 4
BFZ5	[N/kg]	Fz an der Stelle 5
BFZ5-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 5
BFZ6	[N/kg]	Fz an der Stelle 6
BFZ6-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 6
BFZ7	[N/kg]	Fz an der Stelle 7
BFZ7-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 7
BFZ8	[N/kg]	Fz an der Stelle 8
BFZ8-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 8
BFZ9	[N/kg]	Fz an der Stelle 9
BFZ9-t	% vom Gangzyklus	Zeit zu Fz an der Stelle 9

TABELLE 9: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE

<b>Bodenreaktionskräfte</b>						
	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
Variable	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Fx - Bodenreaktionskraft quer zur Gangrichtung (x-Komponente)</b>						
BFX1	0,78 ±0,04	0,83 ±0,04	-	0,92 ±0,07	0,71 ±0,03	~
BFX1-t	24,2 ±0,88	20,8 ±1,24	~	19,0 ±0,81	17,8 ±1,97	-
BFX2	0,88 ±0,03	0,74 ±0,06	-	0,78 ±0,07	0,86 ±0,05	-
BFX2-t	49,2 ±1,93	42,7 ±2,52	-	44,7 ±1,80	50,9 ±1,77	-
<b>Fy - Bodenreaktionskraft in Gangrichtung (y-Komponente)</b>						
BFY1	-0,90 ±0,05	-0,80 ±0,05	-	-0,80 ±0,16	-1,20 ±0,20	~
BFY1-t	11,0 ±0,55	11,0 ±0,85	-	13,7 ±1,64	12,4 ±0,69	-
BFY2	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
BFY2-t	31,7 ±1,16	31,2 ±1,29	-	32,3 ±1,35	33,6 ±0,67	-
BFY3	0,97 ±0,09	0,92 ±0,10	-	1,17 ±0,27	1,33 ±0,18	-
BFY3-t	54,0 ±0,59	51,2 ±1,17	-	51,3 ±1,36	57,3 ±1,40	~
<b>Fz - Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskraft (z-Komponente)</b>						
BFZ1	2	2	-	2	2	-
BFZ1-t	1,32 ±0,20	1,17 ±0,14	-	1,30 ±0,03	1,53 ±0,11	-
BFZ2	5	5	-	5	5	-
BFZ2-t	5,66 ±0,83	4,38 ±0,48	-	7,08 ±0,83	6,15 ±0,51	-
BFZ3	8	8	-	8	8	-
BFZ3-t	11,3 ±0,82	11,5 ±1,04	-	12,2 ±1,06	11,2 ±0,97	-
BFZ4	9,67 ±0,15	9,78 ±0,13	-	9,92 ±0,06	9,96 ±0,22	-
BFZ4-t	18,8 ±1,36	19,3 ±1,35	-	18,2 ±1,09	18,0 ±1,46	-
BFZ5	8,69 ±0,14	8,79 ±0,09	-	8,26 ±0,25	8,39 ±0,29	~
BFZ5-t	30,7 ±2,09	30,8 ±1,26	-	29,1 ±1,17	32,2 ±2,07	-
BFZ6	9,84 ±0,16	9,71 ±0,15	-	10,4 ±0,25	10,4 ±0,14	-
BFZ6-t	46,4 ±1,44	45,0 ±1,79	-	44,6 ±2,89	50,8 ±1,35	-
BFZ7	8	8	-	8	8	-
BFZ7-t	55,2 ±0,36	51,9 ±1,24	-	51,8 ±1,93	58,0 ±1,55	~
BFZ8	5	5	-	5	5	-
BFZ8-t	59,1 ±0,46	56,5 ±1,14	-	54,9 ±1,59	61,3 ±1,76	~
BFZ9	2	2	-	2	2	-
BFZ9-t	63,2 ±0,68	60,8 ±1,12	~	58,6 ±1,45	64,6 ±1,79	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 10: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE

<b>Bodenreaktionskräfte</b>									
	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe		Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe			
Variable	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Fx - Bodenreaktionskraft quer zur Gangrichtung (x-Komponente)</b>									
BFX1	0,78 ±0,04	0,92 ±0,07	-	0,78 ±0,04	0,66 ±0,04	-	0,92 ±0,07	0,66 ±0,04	*
BFX1-t	24,2 ±0,88	19,0 ±0,81	*	24,2 ±0,88	18,8 ±0,83	*	19,0 ±0,81	18,8 ±0,83	-
BFX2	0,88 ±0,03	0,78 ±0,07	-	0,88 ±0,03	0,62 ±0,05	-	0,78 ±0,07	0,62 ±0,05	-
BFX2-t	49,2 ±1,93	44,7 ±1,80	-	49,2 ±1,93	46,0 ±1,09	-	44,7 ±1,80	46,0 ±1,09	-
<b>Fy - Bodenreaktionskraft in Gangrichtung (y-Komponente)</b>									
BFY1	-0,90 ±0,05	-0,80 ±0,16	-	-0,90 ±0,05	-1,50 ±0,10	*	-0,80 ±0,16	-1,50 ±0,10	*
BFY1-t	11,0 ±0,55	13,7 ±1,64	-	11,0 ±0,55	12,9 ±0,21	*	13,7 ±1,64	12,9 ±0,21	-
BFY2	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
BFY2-t	31,7 ±1,16	32,3 ±1,35	-	31,7 ±1,16	34,1 ±0,37	~	32,3 ±1,35	34,1 ±0,37	-
BFY3	0,97 ±0,09	1,17 ±0,27	-	0,97 ±0,09	1,84 ±0,12	*	1,17 ±0,27	1,84 ±0,12	*
BFY3-t	54,0 ±0,59	51,3 ±1,36	-	54,0 ±0,59	53,8 ±0,37	-	51,3 ±1,36	53,8 ±0,37	~
<b>Fz - Senkrechte Komponente der Bodenreaktionskraft (z-Komponente)</b>									
BFZ1	2	2	-	2	2	-	2	2	-
BFZ1-t	1,32 ±0,20	1,30 ±0,03	-	1,32 ±0,20	2,16 ±0,16	*	1,30 ±0,03	2,16 ±0,16	*
BFZ2	5	5	-	5	5	-	5	5	-
BFZ2-t	5,66 ±0,83	7,08 ±0,83	-	5,66 ±0,83	5,96 ±0,26	-	7,08 ±0,83	5,96 ±0,26	-
BFZ3	8	8	-	8	8	-	8	8	-
BFZ3-t	11,3 ±0,82	12,2 ±1,06	-	11,3 ±0,82	9,88 ±0,58	-	12,2 ±1,06	9,88 ±0,58	-
BFZ4	9,67 ±0,15	9,92 ±0,06	-	9,67 ±0,15	10,7 ±0,24	*	9,92 ±0,06	10,7 ±0,24	-
BFZ4-t	18,8 ±1,36	18,2 ±1,09	-	18,8 ±1,36	16,6 ±0,40	-	18,2 ±1,09	16,6 ±0,40	-
BFZ5	8,69 ±0,14	8,26 ±0,25	-	8,69 ±0,14	7,37 ±0,26	*	8,26 ±0,25	7,37 ±0,26	-
BFZ5-t	30,7 ±2,09	29,1 ±1,17	-	30,7 ±2,09	31,2 ±0,59	-	29,1 ±1,17	31,2 ±0,59	-
BFZ6	9,84 ±0,16	10,4 ±0,25	~	9,84 ±0,16	10,6 ±0,16	*	10,4 ±0,25	10,6 ±0,16	-
BFZ6-t	46,4 ±1,44	44,6 ±2,89	-	46,4 ±1,44	49,0 ±0,35	-	44,6 ±2,89	49,0 ±0,35	-
BFZ7	8	8	-	8	8	-	8	8	-
BFZ7-t	55,2 ±0,36	51,8 ±1,93	-	55,2 ±0,36	55,1 ±0,35	-	51,8 ±1,93	55,1 ±0,35	*
BFZ8	5	5	-	5	5	-	5	5	-
BFZ8-t	59,1 ±0,46	54,9 ±1,59	*	59,1 ±0,46	58,1 ±0,29	~	54,9 ±1,59	58,1 ±0,29	*
BFZ9	2	2	-	2	2	-	2	2	-
BFZ9-t	63,2 ±0,68	58,6 ±1,45	*	63,2 ±0,68	61,5 ±0,24	*	58,6 ±1,45	61,5 ±0,24	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet

## 4.3 Kinematik – Kinetik

### 4.3.1 Fußgelenk – Winkel

Die relative Orientierung des Fußes gegenüber der Tibia wird durch Dorsalextension / Plantarflexion, Pronation / Supination und Rotation charakterisiert. Die Pronation / Supination ist schlecht messbar. Aus diesem Grund wurde sie, wie auch in der Literatur üblich [33], in dieser Arbeit nicht untersucht.

#### 4.3.1.1 Dorsalextension / Plantarflexion

In Abbildung 23 ist der Bewegungsverlauf der Plantarflexion (negative Werte) und Dorsalextension (positive Werte) während eines Gangzyklus abgebildet, gemessen in Winkel zwischen Fuß und Tibia. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 11.

Das obere Sprunggelenk steht physiologisch beim initialen Fersen-Boden-Kontakt in Neutralstellung oder wie hier in 4° Dorsalextension (WFFLS). Während der Belastungsantwort kommt es zur ersten leichten Plantarflexion (WFFL1), der Fuß ist aber insgesamt noch immer dorsalextendiert. Wenn der Fuß komplett auf dem Boden aufgesetzt ist, wird das Körpergewicht auf das Bein verlagert. Die Bewegungsrichtung ändert sich hin zur Dorsalextension sobald der Vorfuß Bodenkontakt erhält (Fußsohlen-Boden-Kontakt). Der Fuß ist nun fixiert und die Tibia bewegt sich über den Fuß (WFFL2) (hier auch Fersen-Boden-Kontakt der Gegenseite), danach kommt es zu einer raschen Plantarflexion, die auch beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WFFLK) noch anhält (Maximum bei WFFL3). Sobald sich die Zehen ablösen wird in der Schwungphase die abschließende Dorsalextension eingeleitet (WFFL4).

Zu jedem Punkt wurde zu seinem Wert auch der entsprechende Zeitpunkt (gemessen in % vom Gangzyklus) bestimmt, dann jeweils bezeichnet als WFFLS-t, WFFL1-t, WFFL2-t, WFFLK-t, WFFL3-t und WFFL4-t.

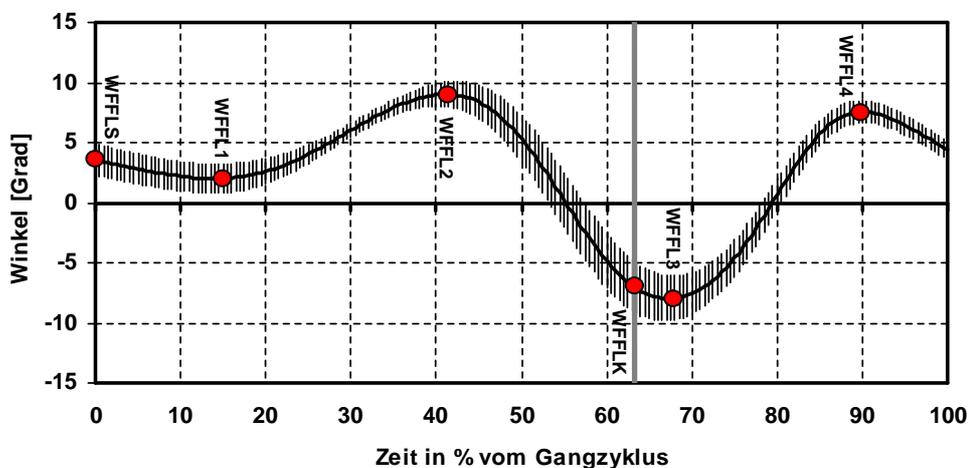


ABBILDUNG 23: VERLAUF DER BEWEGUNG PLANTARFLEXION / DORSALEXTENSION (FUß GEGENÜBER DER TIBIA – FLEXION) WÄHREND EINES GANGZYKLUS (Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Am Punkt der maximalen Dorsalextension (WFFL2) ergab sich Signifikanz nur beim Vergleich der Probanden mit Prothese und der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 13). Das Dorsalextensionsmaximum war an diesem Punkt an der operierten und mit einer Prothese versorgten Extremität deutlich geringer als bei der Kontrollgruppe.

Dieses Maximum der Dorsalextension trat im Vergleich der Prothesen- zu der Arthrodesengruppe signifikant später im Verlauf des Gangzyklus auf (siehe Tabelle 12). Ebenso signifikant später war dies bei dem Vergleich der Arthrodesen- mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 13).

Der Winkel der Plantarflexion am Beginn der Schwungphase (WFFLK) war bei beiden Probandengruppen signifikant geringer als bei der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 13). Das bedeutet, dass beide Probandengruppen mit einem deutlich weniger plantarflektierten Fuß in die Schwungphase starteten.

Signifikanz ergab sich am Beginn der Schwungphase (WFFL3) beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe. Die Prothesengruppe startete mit einem deutlich weniger plantarflektiertem Fuß in die Schwungphase als die Kontrollgruppe. Ebenso signifikant war der Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe am Zeitpunkt WFFL3-t. Die Prothesengruppe plantarflektierte den Fuß am Übergang in die Schwungphase signifikant später im Verlauf des Gangzyklus.

Alle anderen Variablen waren nicht signifikant.

#### Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe zeigte ein geringeres Dorsalextensionsmaximum (WFFL2) als die Kontrollgruppe.
- Die maximale Dorsalextension trat bei der Arthrodesen- später als bei der Kontrollgruppe auf (WFFL2-t).
- Beide Probandengruppen hatten beim Übergang in die Schwungphase einen deutlich geringer plantarflektierten Fuß als die Kontrollgruppe (WFFLK).
- Die Prothesengruppe plantarflektierte den Fuß am Übergang in die Schwungphase deutlich weniger (WFFL3) und deutlich später als die Kontrollgruppe (WFFL3-t).

#### **4.3.1.2 Rotation**

In Abbildung 24 ist die Rotation des Fußes um die Achse des Unterschenkels im Verlauf des Gangzyklus dargestellt. Positive Werte bedeuten hier Rotation nach lateral, negative Werte Rotation nach medial. Beim Aufsetzen der Ferse auf den Boden kommt es als normale, passive Reaktion während der Übernahme des Körpergewichts zur Eversion (Kippbewegung nach lateral, Überlagerung der Bewegungen Pronation, Abduktion, Dorsalextension) im Subtalargelenk, da der Körper des Kalkaneus lateral der Längsachse

der Tibia liegt. Die Belastung des Talus ruft also eine Eversion im Subtalargelenk hervor. Indem sich der Fuß nach lateral verlagert, kann der Kalkaneus den Talus weniger stützen und dieser invertiert (Kippbewegung nach medial). Das obere Sprunggelenk weist eine „passgenaue“ rechtwinklige Form auf, sodass die Tibia eine Innenrotation ausführt [81]. Im Folgenden ist die Rotation des Fußes um die Achse der Tibia beschrieben, positive Werte bedeuten Rotation des Fußes nach lateral (Tibia rotiert nach medial) und negative Werte Rotation des Fußes nach medial (Tibia rotiert nach lateral). Bei ca. 14% des Gangzyklus ist die stärkste Eversion mit der dazugehörigen Innenrotation der Tibia und Außenrotation des Fußes zu verzeichnen (WFRO1).

Zum Ende der Standphase vollzieht sich im Subtalargelenk die Umkehrung von der Eversions- in die Inversionsstellung. Das Caput tali wird angehoben und die Außenrotation der oberen Sprunggelenksachse wird wiederhergestellt (Tibia rotiert nach außen, bzw. Fuß nach innen) (WFRO2) [81]. Der Punkt WFRO3 stellt eine weitere maximale Lateralrotation in der Schwungphase dar. Am Punkt WFROK ist der Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

Für Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 11.

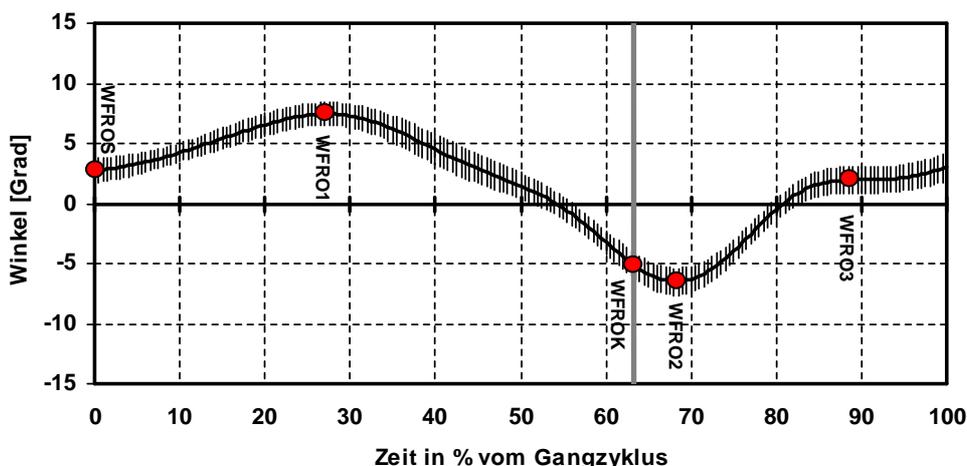


ABBILDUNG 24: BEWEGUNG DER NORMALEN ROTATION IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ROTATION DES FUßES UM DIE AchSE DES UNTERSCHENKELS; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Nur in der Prothesengruppe fand sich am Punkt WFROS ein signifikanter Unterschied im Vergleich zur Kontrollgruppe (siehe Tabelle 13). Diese Probandengruppe setzte den Fuß signifikant stärker außenrotiert auf als die Kontrollgruppe.

Beim Übergang in die Schwungphase (WFROK), ergaben sich signifikante Unterschiede nur zwischen der Prothesen- und der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 13). Die operierte Extremität wurde im Vergleich zur Kontrollgruppe signifikant weniger nach innen rotiert.

In der Prothesengruppe wurde der Fuß der operierten Extremität in der Schwungphase (WFRO2) signifikant weniger nach innen rotiert als in der Kontrollgruppe. Der zugeordnete Zeitpunkt WFRO2-t trat beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe signifikant später im Gangzyklus auf (siehe Tabelle 13).

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe setzte den Fuß stärker außenrotiert auf als die Kontrollgruppe (WFROS).
- Beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase zeigte sich bei der Prothesengruppe eine deutlich geringere Innenrotation des Fußes im Verhältnis zur Tibia als bei der Kontrollgruppe (WFROK).
- In der Schwungphase zeigte sich bei der Prothesengruppe eine deutlich geringere Innenrotation (WFRO2) als bei der Kontrollgruppe, ebenso trat das Maximum dieser Innenrotation später im Gangzyklus auf (WFRO2-t).

TABELLE 11: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

<b>Winkel - Fuß gegenüber der Tibia</b>		
<b>Variable</b>	<b>Dimension</b>	<b>Beschreibung der Variablen</b>
<b>Flexion</b>		
WFFL1	[Grad]	Flexion an der Stelle 1
WFFL1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 1
WFFL2	[Grad]	Flexion an der Stelle 2
WFFL2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 2
WFFL3	[Grad]	Flexion an der Stelle 3
WFFL3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 3
WFFL4	[Grad]	Flexion an der Stelle 4
WFFL4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 4
WFFLS	[Grad]	Flexion am Anfang des Gangzyklus
WFFLK	[Grad]	Flexion am Ende der Standphase
<b>Rotation</b>		
WFRO1	[Grad]	Rotation an der Stelle 1
WFRO1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 1
WFRO2	[Grad]	Rotation an der Stelle 2
WFRO2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 2
WFRO3	[Grad]	Rotation an der Stelle 3
WFRO3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 3
WFROS	[Grad]	Rotation am Anfang des Gangzyklus
WFROK	[Grad]	Rotation am Ende der Standphase

TABELLE 12: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERierter ZU NICHT OPERierter SEITE

<b>Winkel - Fuß gegenüber der Tibia</b>						
	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
Variable	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Flexion</b>						
WFFL1	-4,40 ±0,79	-5,70 ±1,23	-	-3,80 ±0,68	-8,10 ±2,25	-
WFFL1-t	7,40 ±1,47	9,25 ±0,90	~	8,16 ±1,31	9,75 ±1,37	-
WFFL2	4,27 ±0,95	6,42 ±1,15	-	4,32 ±0,96	6,62 ±1,94	-
WFFL2-t	51,0 ±2,38	49,0 ±1,40	-	41,5 ±0,59	49,0 ±1,79	-
WFFL3	-3,90 ±1,56	-3,00 ±1,65	-	-8,90 ±2,07	-12,0 ±2,66	~
WFFL3-t	74,5 ±0,77	73,8 ±1,56	-	72,7 ±2,60	79,3 ±2,45	-
WFFL4	-0,50 ±1,31	-0,20 ±1,14	-	-2,20 ±1,09	-5,50 ±3,81	-
WFFL4-t	88,5 ±1,77	86,1 ±2,42	-	92,0 ±4,01	94,5 ±1,61	-
WFFLS	-3,60 ±0,99	-4,30 ±1,32	-	-2,90 ±0,81	-6,70 ±3,19	-
WFFLK	-1,40 ±1,19	-0,30 ±1,52	-	-5,50 ±1,81	-7,90 ±1,66	-
<b>Rotation</b>						
WFRO1	4,14 ±0,78	4,14 ±1,38	-	2,33 ±1,09	2,06 ±2,06	-
WFRO1-t	19,1 ±5,19	27,9 ±1,94	-	24,0 ±2,21	26,1 ±1,71	-
WFRO2	-2,90 ±1,08	-1,70 ±2,08	-	-9,70 ±2,95	-10,0 ±4,28	-
WFRO2-t	73,1 ±1,04	71,9 ±0,97	~	68,3 ±1,91	68,3 ±5,08	-
WFRO3	3,69 ±0,78	2,99 ±1,91	-	2,77 ±1,79	0,34 ±3,11	-
WFRO3-t	96,3 ±1,97	95,4 ±2,38	-	96,3 ±3,13	95,2 ±3,06	-
WFROS	3,64 ±0,95	2,56 ±1,64	-	1,49 ±1,36	0,00 ±2,27	-
WFROK	-1,00 ±0,83	-0,10 ±1,78	-	-7,10 ±2,36	-8,10 ±3,45	-

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 13: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE

<b>Winkel - Fuß gegenüber der Tibia</b>									
	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe		
Variable	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Flexion</b>									
WFFL1	-4,40 ±0,79	-3,80 ±0,68	-	-4,40 ±0,79	-6,10 ±1,14	-	-3,80 ±0,68	-6,10 ±1,14	-
WFFL1-t	7,40 ±1,47	8,16 ±1,31	-	7,40 ±1,47	7,85 ±0,36	-	8,16 ±1,31	7,85 ±0,36	-
WFFL2	4,27 ±0,95	4,32 ±0,96	-	4,27 ±0,95	7,02 ±0,67	*	4,32 ±0,96	7,02 ±0,67	-
WFFL2-t	51,0 ±2,38	41,5 ±0,59	*	51,0 ±2,38	45,4 ±1,10	-	41,5 ±0,59	45,4 ±1,10	*
WFFL3	-3,90 ±1,56	-8,90 ±2,07	-	-3,90 ±1,56	-15,0 ±1,90	*	-8,90 ±2,07	-15,0 ±1,90	~
WFFL3-t	74,5 ±0,77	72,7 ±2,60	-	74,5 ±0,77	68,5 ±0,41	*	72,7 ±2,60	68,5 ±0,41	-
WFFL4	-0,50 ±1,31	-2,20 ±1,09	-	-0,50 ±1,31	-0,60 ±1,03	-	-2,20 ±1,09	-0,60 ±1,03	-
WFFL4-t	88,5 ±1,77	92,0 ±4,01	-	88,5 ±1,77	91,4 ±1,09	-	92,0 ±4,01	91,4 ±1,09	-
WFFLS	-3,60 ±0,99	-2,90 ±0,81	-	-3,60 ±0,99	-3,20 ±0,83	-	-2,90 ±0,81	-3,20 ±0,83	-
WFFLK	-1,40 ±1,19	-5,50 ±1,81	-	-1,40 ±1,19	-14,0 ±1,50	*	-5,50 ±1,81	-14,0 ±1,50	*
<b>Rotation</b>									
WFRO1	4,14 ±0,78	2,33 ±1,09	-	4,14 ±0,78	5,26 ±0,78	-	2,33 ±1,09	5,26 ±0,78	-
WFRO1-t	19,1 ±5,19	24,0 ±2,21	-	19,1 ±5,19	26,9 ±2,27	~	24,0 ±2,21	26,9 ±2,27	-
WFRO2	-2,90 ±1,08	-9,70 ±2,95	-	-2,90 ±1,08	-10,0 ±1,04	*	-9,70 ±2,95	-10,0 ±1,04	-
WFRO2-t	73,1 ±1,04	68,3 ±1,91	~	73,1 ±1,04	68,9 ±1,02	*	68,3 ±1,91	68,9 ±1,02	-
WFRO3	3,69 ±0,78	2,77 ±1,79	-	3,69 ±0,78	2,71 ±0,85	-	2,77 ±1,79	2,71 ±0,85	-
WFRO3-t	96,3 ±1,97	96,3 ±3,13	-	96,3 ±1,97	92,2 ±1,26	-	96,3 ±3,13	92,2 ±1,26	-
WFROS	3,64 ±0,95	1,49 ±1,36	-	3,64 ±0,95	-0,30 ±0,86	*	1,49 ±1,36	-0,30 ±0,86	-
WFROK	-1,00 ±0,83	-7,10 ±2,36	-	-1,00 ±0,83	-8,20 ±1,00	*	-7,10 ±2,36	-8,20 ±1,00	-

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet

### 4.3.2 Fußgelenk – Momente

Aus Gründen der Vergleichbarkeit von Probanden mit unterschiedlichem Körpergewicht wurden die Momente auf die Körpermasse normiert.

#### 4.3.2.1 Plantarflexion - Dorsalextension

In Abbildung 25 sind die Reaktionsmomente der Plantarflexion und Dorsalextension im Verlauf des Gangzyklus dargestellt. Die Variable MFPLS bezeichnet den Startpunkt der Bewegung, MFPL1 zeigt das lokale Maximum und MFPLK der Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

In Abbildung 25 ist ein kontinuierlicher Anstieg des Flexionsmoments zu sehen, der durch aktive Muskelarbeit der Flexoren entsteht.

Das Moment am Beginn des Gangzyklus (in den ersten 2-5%) kann anatomiebedingt sehr variabel sein. Probanden mit einem sehr langen Tuber calcanei können hier z.B. einen Dorsalextensionsmoment zeigen. Ebenso abhängig ist das Moment auch von dem Auftreffwinkel der Ferse, was den individuellen Gangstil widerspiegelt.

Beim Aufsetzen der Ferse (initialer Bodenkontakt) verläuft der Vektor der Bodenreaktionskraft im hinteren Fersenbereich und somit hinter dem oberen Sprunggelenk. In dieser Phase sind vor allem die prätibialen Muskeln aktiv, die das Sprunggelenk kontrollieren und durch deren dorsalextendierenden Zug der Fuß angehoben wird. Der Fuß wird so in einem optimalen Neigungswinkel gehalten und die Ferse kann lange genug als alleinige Stütze dienen. Arbeiten diese Muskeln ungenügend, kann die Abrollbewegung über die Ferse an Effizienz verlieren. Die prätibialen Muskeln haben in diesem Augenblick zwei Aufgaben: die Stützperiode der Ferse verlängern und die Tibia nach vorne führen, während der Fuß sich absenkt. Diese Kombination aus passivem Absinken des Fußes und aktiver Vorwärtsbewegung der Tibia „rollt“ das Körpergewicht nach vorne („Abrollen über die Ferse“). Diese verlangsamte Plantarflexion dient ebenfalls der Stoßdämpfung. Bisher ist der Fuß das sich bewegende Element. Sobald der Vorfuß Bodenkontakt erhält, wird der Fuß das Feste und der Unterschenkel das bewegte Segment (bis 10% Gangzyklus). Die Bewegung im oberen Sprunggelenk kehrt sich gleichzeitig um: es folgt Dorsalextension. Der Kraftangriffspunkt der BRK verschiebt sich weiter entlang der Längsachse des Fußes, als Reaktion auf den Schub des Schwungbeins und der Verlagerung des Körpergewichts. Dem sich verstärkenden Dorsalextensionsmoment wirken die Plantarflexoren (M. soleus, M. gastrocnemius) abbremsend entgegen, während Ferse und Vorfuß weiterhin Bodenkontakt halten (10-20% des Gangzyklus). Im weiteren Verlauf hebt sich die Ferse ab, der Vorfuß bleibt als Stützfläche und der Körperschwerpunkt gelangt vor den Fuß. Wenn der Kraftangriffspunkt der BRK an den Metatarsalköpfchen angekommen ist, ist der größte Hebelarm für die Dorsalextension erreicht (MFPL1). Das maximale Dorsalextensionsmoment leitet passiv das kontrollierte Aufsetzen der kontralateralen Seite ein und es liefert die wichtigste

Progressionskraft beim Gehen. Der Dorsalextensionswinkel ändert sich dabei lediglich um  $5^\circ$ , die Muskeln sorgen für die Stabilisierung des Körpergewichts.

In der Schwungphase müssen das obere Sprunggelenk und die hierauf wirkenden Muskeln lediglich die Rückkehr aus der Dorsalextension in die Neutralstellung zulassen [81]. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 14.

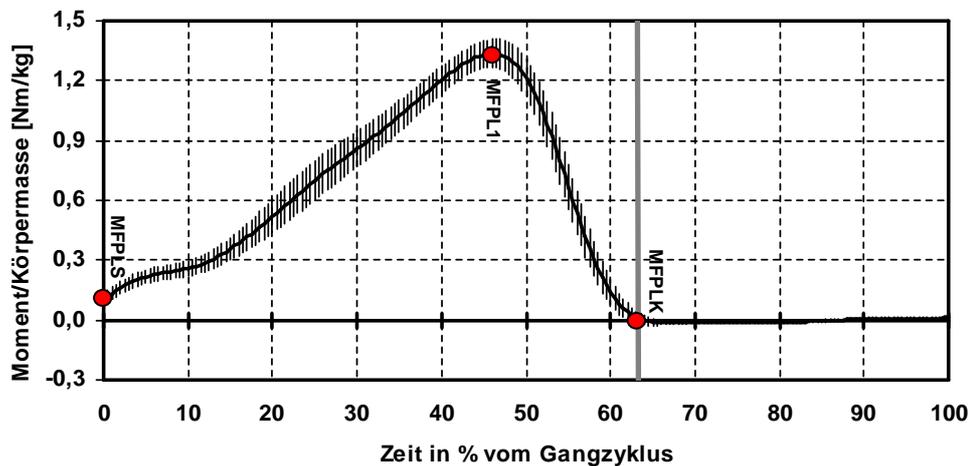


ABBILDUNG 25: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – PLANTARFLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Es zeigte sich ein signifikanter Unterschied beim Betrachten des lokalen Maximums MFPL1 beim Vergleich der Arthrodesen- mit der Prothesengruppe. In der Arthrodesengruppe trat MFPL1 signifikant früher im Verlauf des Gangzyklus auf als in der Prothesengruppe.

Signifikant geringer war das maximale Plantarflexionsmoment (MFPL1) beim Vergleich der Prothesengruppe mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 16).

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede bei den Vergleichen.

#### Zusammenfassung:

- Es ergaben sich keine Unterschiede zwischen operierter und nicht operierter Extremität.
- Die Arthrodesengruppe stieß sich eher im Verlauf des Gangzyklus ab als die Prothesengruppe (MFPL1-t).
- Die Prothesengruppe zeigte ein geringeres Plantarflexionsmoment als die Kontrollgruppe (MFPL1).

### 4.3.2.2 Pronation - Supination

Abbildung 26 zeigt die Reaktionsmomente des Sprunggelenks im lokalen Koordinatensystem des Fußes. Hier werden die Reaktionsmomente der Art. subtalaris mit seiner schräg verlaufenden Achse, die eine Kippbewegung des Fußes nach medial (Inversion) und nach lateral (Eversion) erlauben, dargestellt. Positive Werte bedeuten ein Pronationsmoment, negative Werte bedeuten ein Supinationsmoment. Die Reaktionsmomente sind nur gering und in ihrer Ausprägung sehr variabel. (Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 14).

Die Ferse wird in leichter Inversion (Varusstellung) aufgesetzt. Wird das Körpergewicht auf den Fuß verlagert, wird der Fuß evertiert (Valgusstellung, Pronation). Zum Ende der Standphase beim Abstoßen des Fußes (Heel-off), wenn sich der Körper vor das Sprunggelenk bewegt, wird aus der Eversion wieder eine Inversion (Varusstellung, Supination) und die Außenrotation der Sprunggelenksachse wird wiederhergestellt. Die pronatorisch wirkenden Muskeln verhindern hier eine zu starke Inversion (MFPR1).

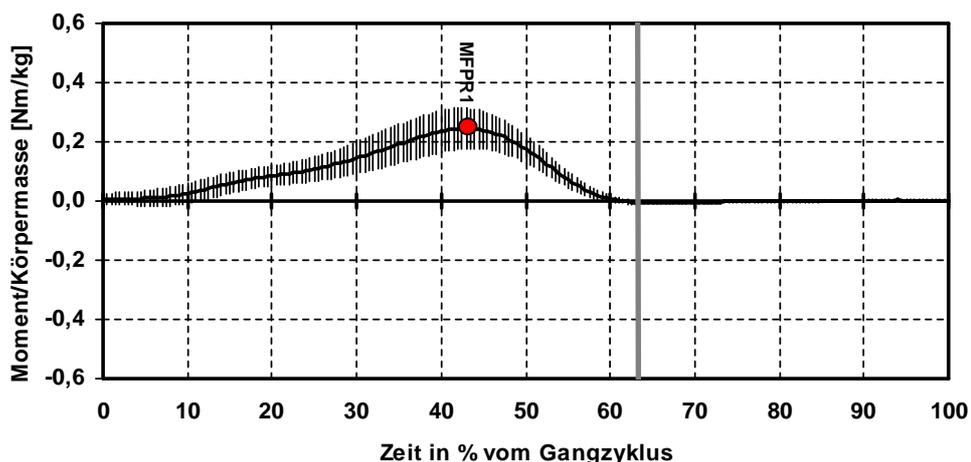


ABBILDUNG 26: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – PRONATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Es konnten keine signifikanten Unterschiede beim Vergleich der operierten zur nicht operierten Extremität festgestellt werden.

Im Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe war das maximale Pronationsmoment signifikant geringer (siehe Tabelle 14).

Alle anderen Variablen zeigen keine signifikanten Unterschiede in den statistischen Vergleichen.

#### Zusammenfassung:

- Es konnten keine Unterschiede zur nicht operierten Extremität festgestellt werden.

- Die Prothesengruppe zeigte ein geringeres maximales Pronationsmoment als die Kontrollgruppe (MFPR1).

#### 4.3.2.3 Abduktion - Adduktion

Abbildung 27 zeigt die Reaktionsmomente der Abduktion im lokalen Koordinatensystem des Fußes. Positive Werte bedeuten ein Abduktionsmoment (Eversion, dies ist eine überlagerte Bewegung aus Pronation, Abduktion und Dorsalextension (Valgusstellung)), negative Werte bedeuten ein Adduktionsmoment (Inversion, dies ist eine überlagerte Bewegung aus Supination, Adduktion und Plantarflexion (Varusstellung)).

Durch die Beweglichkeit der Fußwurzelknochen wird vor allem das Auftreffen des Körpergewichts auf den lasttragenden Fuß gedämpft. Die Beweglichkeit des Mittelfußes wird durch das Subtalargelenk kontrolliert. In der späteren Standphase kommt es zur Inversion im Subtalargelenk. Die Art. tarsi transversa wird in relativer Plantarflexion fixiert (es resultiert ein hohes Fußgewölbe) und auch die Tarsometatarsalgelenke werden fest gestellt. Der Fuß erhält somit Stabilität im Bereich der Mittelfußknochen und der Vorfuß kann das gesamte Körpergewicht übernehmen [81]. Der evertierte Fuß wird also bis zum Ablösen der Zehen (Heel-off) wieder invertiert. Dies erfordert eine Kombinationsbewegung aus Supination, Adduktion und Plantarflexion. Es ergibt sich eine Varusstellung bei Heel-off, gekennzeichnet durch das Adduktionsmoment (MFAB1).

Auch hier sind die Reaktionsmomente gering und in ihrer Ausprägung sehr variabel. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 14.

Es ließen sich keine signifikanten Unterschiede im Vergleich operierte – nicht operierte Extremität feststellen. Alle anderen Vergleiche waren ebenfalls nicht signifikant.

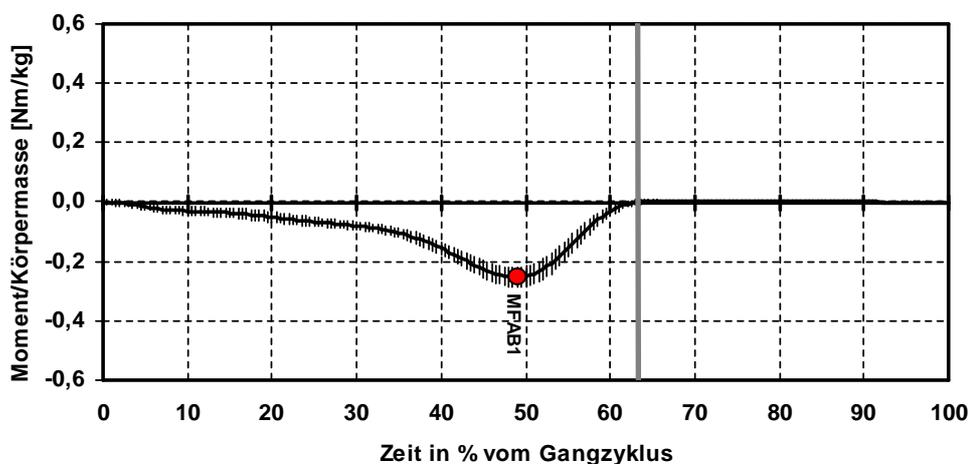


ABBILDUNG 27: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELLENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – ABDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

TABELLE 14: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

Momente am Sprunggelenk		
Variable	Dimension	Beschreibung der Variablen
<b>Plantarflexion</b>		
MFPL1	[Nm/kg]	maximales Plantarflexionsmoment
MFPL1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum maximalen Plantarflexionsmoment
MFPLS	[Nm/kg]	Plantarflexionsmoment am Anfang des Gangzyklus
MFPLK	[Nm/kg]	Plantarflexionsmoment am Ende der Standphase
<b>Pronation</b>		
MFPR1	[Nm/kg]	Pronationsmoment an der Stelle 1
MFPR1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Pronationsmoment an der Stelle 1
<b>Abduktion</b>		
MFAB1	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 1
MFAB1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 1

TABELLE 15: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTE R ZU NICHT OPERIERTER SEITE

Momente am Sprunggelenk						
Variable	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrose		
	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Plantarflexion</b>						
MFPL1	0,96 ±0,09	0,97 ±0,06	-	1,37 ±0,16	1,29 ±0,03	-
MFPL1-t	52,0 ±1,23	49,0 ±1,54	-	46,1 ±1,27	52,2 ±1,70	~
MFPLS	0,04 ±0,00	0,03 ±0,00	-	0,03 ±0,00	0,04 ±0,00	-
MFPLK	0,05 ±0,01	0,06 ±0,00	-	0,07 ±0,02	0,03 ±0,00	~
<b>Pronation</b>						
MFPR1	0,05 ±0,03	0,06 ±0,03	-	0,11 ±0,01	0,17 ±0,05	-
MFPR1-t	28,8 ±4,28	30,2 ±0,86	-	40,3 ±6,77	46,7 ±1,58	-
<b>Abduktion</b>						
MFAB1	-0,20 ±0,08	-0,10 ±0,08	-	-0,30 ±0,11	-0,50 ±0,02	-
MFAB1-t	46,2 ±3,12	45,9 ±1,26	-	48,2 ±1,46	53,1 ±1,48	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet **signifikant** (p≤0,05), ~ bedeutet **fast signifikant** (0,05≤p≤0,10), - bedeutet **nicht signifikant** (0,10<p), für den Vergleich wurde der **Wilcoxon-Test** für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 16: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHROSE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHROSE MIT DER KONTROLLGRUPPE

Momente am Sprunggelenk									
Variable	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrose			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrose mit der Kontrollgruppe		
	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Plantarflexion</b>									
MFPL1	0,96 ±0,09	1,37 ±0,16	~	0,96 ±0,09	1,43 ±0,02	*	1,37 ±0,16	1,43 ±0,02	-
MFPL1-t	52,0 ±1,23	46,1 ±1,27	*	52,0 ±1,23	48,9 ±0,47	~	46,1 ±1,27	48,9 ±0,47	~
MFPLS	0,04 ±0,00	0,03 ±0,00	-	0,04 ±0,00	0,05 ±0,01	-	0,03 ±0,00	0,05 ±0,01	-
MFPLK	0,05 ±0,01	0,07 ±0,02	-	0,05 ±0,01	0,02 ±0,00	-	0,07 ±0,02	0,02 ±0,00	-
<b>Pronation</b>									
MFPR1	0,05 ±0,03	0,11 ±0,01	-	0,05 ±0,03	0,19 ±0,04	*	0,11 ±0,01	0,19 ±0,04	~
MFPR1-t	28,8 ±4,28	40,3 ±6,77	-	28,8 ±4,28	30,7 ±4,25	-	40,3 ±6,77	30,7 ±4,25	-
<b>Abduktion</b>									
MFAB1	-0,20 ±0,08	-0,30 ±0,11	-	-0,20 ±0,08	-0,20 ±0,05	-	-0,30 ±0,11	-0,20 ±0,05	-
MFAB1-t	46,2 ±3,12	48,2 ±1,46	-	46,2 ±3,12	51,2 ±0,56	-	48,2 ±1,46	51,2 ±0,56	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet **signifikant** (p≤0,05), ~ bedeutet **fast signifikant** (0,05≤p≤0,10), - bedeutet **nicht signifikant** (0,10<p), für den Vergleich wurde der **Mann-Whitney U-Test** für unabhängige Stichproben angewendet

### 4.3.3 Kniegelenk – Winkel

Die Orientierung der Tibia im lokalen Koordinatensystem des Femur wird durch die folgenden drei Bewegungen beschrieben: Flexion, Abduktion und Rotation.

#### 4.3.3.1 Flexion – Extension

In Abbildung 28 ist der Verlauf der Flexions- und Extensionsbewegung des Kniegelenks während eines Gangzyklus aufgezeigt. Diese Bewegungen in der Sagittalebene sind für die Progression in der Standphase und das Vorschwingen des Beins in der Schwungphase erforderlich.

Die Variable WKFLS markiert als Startpunkt den initialen Bodenkontakt mit dem Aufsetzen der Ferse. Das Knie ist beim initialen Bodenkontakt in diesem Beispiel etwa 20° flektiert. Dieser Wert kann individuell variieren (bis zu 2° Hyperextension).

Das Knie flektiert rasch im weiteren Verlauf des Gangzyklus. Bei Beginn der Ein-Bein-Phase (ca. 12% des Gangzyklus) wird die maximale Flexion der Standphase erreicht, das flektierte Knie ist jetzt maximal belastet (WKFL1). Von einer durchschnittlichen Flexion von 20° ausgehend, wird das Knie bei Zunahme der Ganggeschwindigkeit in dieser Phase stärker flektiert, bei Verringerung der Geschwindigkeit wird das Knie weniger flektiert [45, 81]. Im weiteren Verlauf des Gangzyklus extendiert das Knie allmählich, bleibt aber in Flexionsstellung. Bei etwa 40% des Gangzyklus, in der Mitte der terminalen Standphase, wird eine minimale Flexion von etwa 12° erreicht (WKFL2). Danach flektiert das Knie erneut.

Am Ende der Ein-Bein-Phase, bei etwa 50% des Gangzyklus, wenn das kontralaterale Bein den Boden berührt, ist das Knie etwa 18° flektiert. Zu Beginn der Zwei-Bein-Phase flektiert das Knie rasch und hat beim Übergang in die Schwungphase (62% des Gangzyklus) etwa 42° erreicht (WKFFK). Die Flexion nimmt in der Schwungphase noch weiter zu, bis bei 60° die maximale Flexion erreicht ist (WKFL3). Danach beginnt das Knie annähernd gleich schnell zu extendieren. Die maximale Extension wird bei etwa 97% des Gangzyklus erreicht, das Knie ist dann um etwa 20° flektiert. Die maximale Extension ist aber interindividuell sehr verschieden [81].

Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 17.

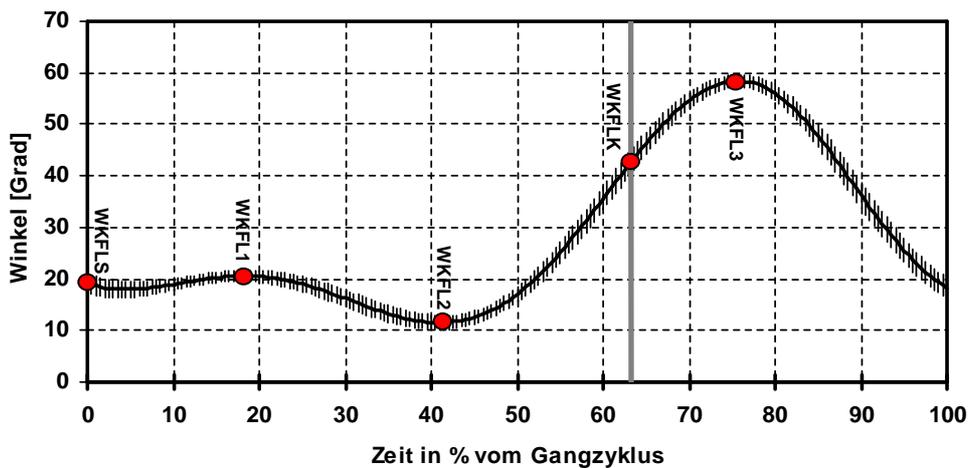


ABBILDUNG 28: VERLAUF DER BEWEGUNG FLEXION / EXTENSION DES KNIES WÄHREND EINES GANGZYKLUS (FLEXION/EXTENSION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Am lokalen Minimum WKFL2, bei etwa 42% des Gangzyklus, extendiert das Knie normalerweise langsam von einer Flexionsstellung von ca. 20° nach der Belastungsaufnahme auf eine Flexion von 12°. Die Prothesengruppe zeigte hier eine signifikant stärkere Extension der operierten im Vergleich zur Gegenseite (siehe Tabelle 18).

Beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WKFLK) hatte die Prothesengruppe das Knie signifikant stärker gebeugt als im Vergleich zur nicht operierten Extremität und geringer gebeugt als im Vergleich zur Kontrollgruppe. Die Arthrodesengruppe zeigte im Vergleich zur Kontrollgruppe ebenfalls eine signifikant geringere Flexion in der operierten Extremität (siehe Tabelle 18 und Tabelle 19).

Bei der maximalen Beugung in der Schwungphase (WKFL3) zeigte sich Signifikanz beim Vergleich Prothesen- mit der Kontrollgruppe. Die Prothesengruppe beugte das Knie der operierten Extremität in der Schwungphase signifikant geringer.

Alle anderen Vergleiche zeigten keine signifikanten Unterschiede in den statistischen Vergleichen.

#### Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe zeigte in der Standphase eine stärkere Extension des Knies der operierten Seite als auf der Gegenseite (WKFL2).
- Beim Übergang in die Schwungphase beugte die Prothesengruppe das Knie der operierten Extremität stärker als das kontralaterale Knie, aber geringer als die Kontrollgruppe (WKFLK).

- Beim Übergang in die Schwungphase beugte die Arthrodesengruppe das Knie der operierten Extremität geringer als die Kontrollgruppe (WKFLK).
- In der Schwungphase beugte die Prothesengruppe das Knie der operierten Extremität geringer als die Kontrollgruppe (WKFL3).

#### 4.3.3.2 Abduktion – Adduktion

In Abbildung 29 ist der Verlauf der Abduktions- und Adduktionsbewegung der Tibia gegenüber des Femur dargestellt. Als Abduktion wird eine Valgusstellung des Knies bezeichnet („X-Bein“), die laterale Neigung der Tibia führt zur medialen Abweichung des Kniegelenks von der Achse zwischen Hüft- und oberem Sprunggelenk. Als Adduktion wird eine Varusstellung des Knies („O-Bein“) bezeichnet, indem die mediale Neigung der Tibia zur lateralen Abweichung des Kniegelenks von der Achse zwischen Hüft- und oberem Sprunggelenk führt. Diese Bewegungen in der Frontalebene erleichtern die vertikale Balance über dem Bein, insbesondere während der monopeden Standphase.

Das Knie zeigt im Verlauf des Gangzyklus eine Ab- und Adduktion. In der Standphase sieht man eine Abduktion, die bis zum lokalen Maximum WKAB1 zunimmt. Danach folgt in der Schwungphase, in der das Bein in eine annähernd neutrale Position zurück gelangt, etwa 12° Adduktion. Die Variable WKABS charakterisiert die Abduktion beim Start des Gangzyklus (Aufsetzen der Ferse), der Übergang von der Stand- in die Schwungphase wird durch die Variable WKABK beschrieben. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 17.

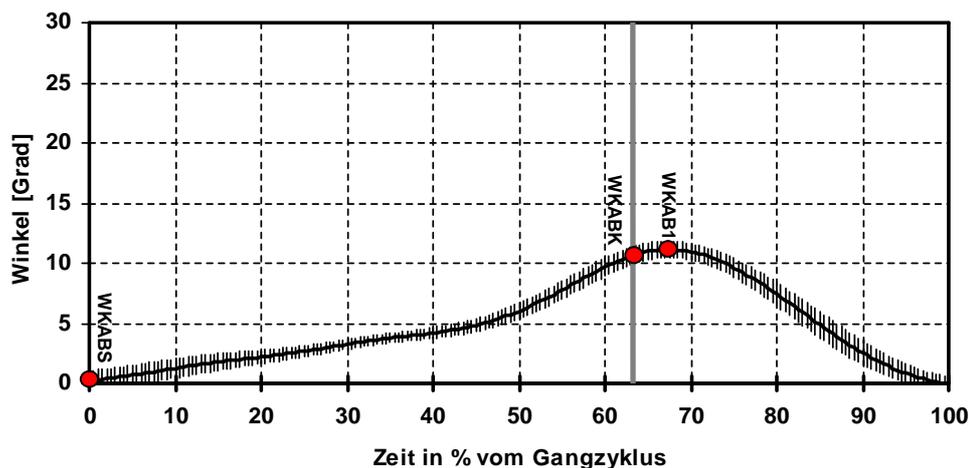


ABBILDUNG 29: VERLAUF DER BEWEGUNG ABDUKTION / ADDUKTION DES KNIES IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ABDUKTION/ADDUKTION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Am Startpunkt des Gangzyklus, beim Aufsetzen der Ferse (WKABS) ergaben sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe. Die Prothesengruppe zeigte eine durchschnittlich stärkere Abduktion beim Aufsetzen der Ferse als die Kontrollgruppe (siehe Tabelle 19).

An allen anderen Variablen konnte keine Signifikanz nachgewiesen werden.

#### Zusammenfassung:

- Bei der Prothesengruppe war die Tibia schon beim Aufsetzen der Ferse stärker abduziert als bei der Kontrollgruppe (WKABS).

#### **4.3.3.3 Rotation**

In Abbildung 30 ist der Bewegungsablauf der Rotation nach medial (Innenrotation) und nach lateral (Außenrotation) der Tibia gegenüber dem Femur im Verlauf des Gangzyklus dargestellt. Durch diese Rotationsbewegungen in der Transversalebene erfolgt die Anpassung an Haltungsänderungen. Der gesamte Bewegungsumfang ist gering ( $<20^\circ$ ).

Untersucht wurden die Variablen WKROS (Startpunkt der Bewegung), WKRO1, (Maximum der Innenrotation in der Schwungphase) und WKRO1-t (Zeitpunkt des Auftretens des Maximums WKRO1 im Verlauf des Gangzyklus). Die Variable WKROK charakterisiert die Rotation beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

Beim initialen Bodenkontakt ist der Femur relativ zur Tibia in leichter Außenrotation oder auch wie hier gemessen in 4% Innenrotation (WKROS). Während des kompletten Ein-Bein-Kontakts lässt sich eine Innenrotation beobachten. Beim Ablösen der Zehen, in der terminalen Standphase, beginnt die gesamte untere Extremität (Becken, Femur, Tibia) eine Innenrotation, die sich bis in die Schwungphase fortsetzt und dort ein Maximum zeigt (WKRO1). Dieses Maximum ist bedingt durch die Verlagerung des Körpergewichts auf den kontralateralen Fuß. Das Knie wird innenrotiert, während es flektiert und adduziert wird. Danach beginnt eine Außenrotation, gleichzeitig mit einer Extension im Knie, die sich bis zum folgenden initialen Bodenkontakt fortsetzt [81].

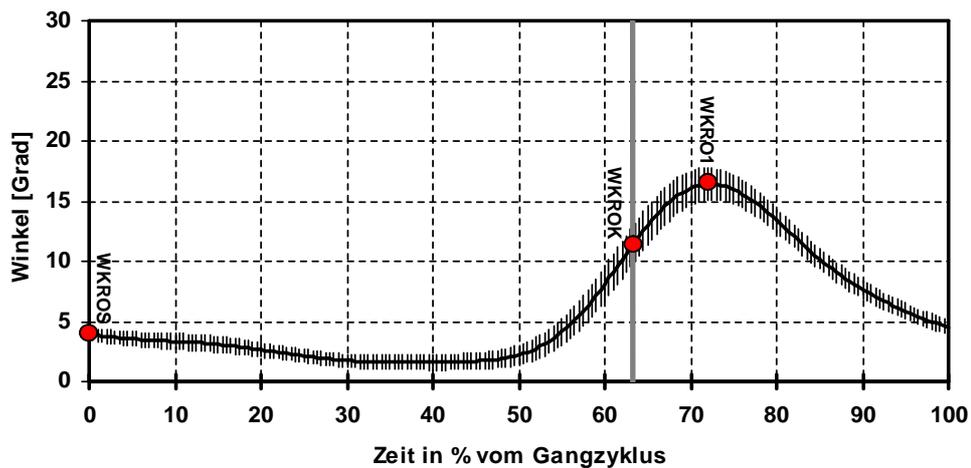


ABBILDUNG 30: ROTATION DER TIBIA GEGENÜBER DES FEMUR IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ROTATION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Signifikante Unterschiede ergaben sich bezüglich dem Maximum der Innenrotation (WKRO1) beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe. Die Prothesengruppe zeigte eine signifikant geringere Innenrotation des Unterschenkels in der Schwungphase als die Kontrollgruppe. Auch der Zeitpunkt, wann dieses Rotationsmaximum (WKRO1-t) auftrat, war in der Prothesengruppe signifikant später als in der Kontrollgruppe. Ebenso signifikant war der Vergleich der beiden Patientengruppen: Die Prothesengruppe zeigte eine signifikant spätere Innenrotation als die Arthrodesengruppe (siehe Tabelle 18 und Tabelle 19). Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WKROK) zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede. Die Prothesengruppe rotierte das Knie beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase weniger stark als die Kontrollgruppe.

Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe rotierte den Unterschenkel der operierten Extremität geringer und später nach innen als die Kontrollgruppe (WKRO1, WKRO1-t).
- Die Prothesengruppe rotierte den Unterschenkel später nach innen als die Arthrodesengruppe (WKRO1).
- Die Prothesengruppe zeigte am Übergang von der Stand- in die Schwungphase eine geringere Innenrotation als die Kontrollgruppe (WKROK).

TABELLE 17: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

Winkel - Tibia gegenüber dem Femur		
Variable	Dimension	Beschreibung der Variablen
<b>Flexion</b>		
WKFL1	[Grad]	Flexion an der Stelle 1
WKFL1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 1
WKFL2	[Grad]	Flexion an der Stelle 2
WKFL2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 2
WKFL3	[Grad]	Flexion an der Stelle 3
WKFL3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 3
WKFLS	[Grad]	Flexion am Anfang des Gangzyklus
WKFLK	[Grad]	Flexion am Ende der Standphase
<b>Abduktion</b>		
WKAB1	[Grad]	Abduktion an der Stelle 1
WKAB1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Abduktion an der Stelle 1
WKABS	[Grad]	Abduktion am Anfang des Gangzyklus
WKABK	[Grad]	Abduktion am Ende der Standphase
<b>Rotation</b>		
WKRO1	[Grad]	Rotation an der Stelle 1
WKRO1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 1
WKROS	[Grad]	Rotation am Anfang des Gangzyklus
WKROK	[Grad]	Rotation am Ende der Standphase

TABELLE 18: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERierter ZU NICHT OPERierter SEITE

Winkel - Tibia gegenüber dem Femur						
Variable	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Flexion</b>						
WKFL1	11,5 ±1,15	9,83 ±1,81	-	10,8 ±2,43	8,63 ±1,10	-
WKFL1-t	18,4 ±0,54	22,6 ±0,51	-	17,5 ±0,61	18,5 ±0,46	~
WKFL2	0,62 ±0,50	3,46 ±0,61	*	0,90 ±1,59	1,65 ±1,55	-
WKFL2-t	44,5 ±1,15	42,7 ±1,89	-	40,6 ±1,31	40,5 ±2,17	-
WKFL3	38,1 ±2,94	34,8 ±2,78	-	43,3 ±2,69	39,8 ±2,74	-
WKFL3-t	77,2 ±0,58	76,0 ±0,89	-	69,3 ±4,98	78,2 ±0,83	-
WKFLS	10,5 ±1,04	8,38 ±1,87	-	8,16 ±1,16	7,41 ±0,59	-
WKFLK	26,1 ±1,31	23,4 ±1,55	*	27,0 ±2,30	29,8 ±1,73	-
<b>Abduktion</b>						
WKAB1	14,8 ±2,80	14,6 ±2,09	-	18,9 ±4,14	22,3 ±1,15	-
WKAB1-t	74,5 ±1,11	74,2 ±1,55	-	71,8 ±1,12	76,1 ±1,03	-
WKABS	3,16 ±0,96	2,34 ±1,64	-	0,85 ±0,56	1,16 ±0,64	-
WKABK	12,3 ±2,47	11,2 ±1,59	-	13,3 ±3,34	18,3 ±1,03	-
<b>Rotation</b>						
WKRO1	14,3 ±1,11	12,3 ±1,07	-	15,5 ±2,70	20,1 ±1,13	-
WKRO1-t	76,4 ±0,86	75,3 ±0,96	-	72,6 ±0,92	77,5 ±1,17	~
WKROS	3,30 ±0,45	2,92 ±0,51	-	3,31 ±0,80	4,01 ±0,53	-
WKROK	8,87 ±1,13	7,19 ±1,06	-	8,20 ±1,82	12,9 ±0,74	-
Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, * bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewendet						

TABELLE 19: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHRODSE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODSE MIT DER KONTROLLGRUPPE

Winkel - Tibia gegenüber dem Femur									
Variable	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe		
	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Flexion</b>									
WKFL1	11,5 ±1,15	10,8 ±2,43	-	11,5 ±1,15	15,2 ±1,19	-	10,8 ±2,43	15,2 ±1,19	-
WKFL1-t	18,4 ±0,54	17,5 ±0,61	-	18,4 ±0,54	18,3 ±0,82	-	17,5 ±0,61	18,3 ±0,82	-
WKFL2	0,62 ±0,50	0,90 ±1,59	-	0,62 ±0,50	4,76 ±1,49	-	0,90 ±1,59	4,76 ±1,49	-
WKFL2-t	44,5 ±1,15	40,6 ±1,31	-	44,5 ±1,15	42,5 ±0,51	-	40,6 ±1,31	42,5 ±0,51	-
WKFL3	38,1 ±2,94	43,3 ±2,69	-	38,1 ±2,94	48,8 ±1,29	-	43,3 ±2,69	48,8 ±1,29	-
WKFL3-t	77,2 ±0,58	69,3 ±4,98	~	77,2 ±0,58	75,7 ±0,46	-	69,3 ±4,98	75,7 ±0,46	-
WKFLS	10,5 ±1,04	8,16 ±1,16	-	10,5 ±1,04	6,53 ±2,16	-	8,16 ±1,16	6,53 ±2,16	-
WKFLK	26,1 ±1,31	27,0 ±2,30	-	26,1 ±1,31	36,6 ±1,19	*	27,0 ±2,30	36,6 ±1,19	*
<b>Abduktion</b>									
WKAB1	14,8 ±2,80	18,9 ±4,14	-	14,8 ±2,80	18,0 ±2,38	-	18,9 ±4,14	18,0 ±2,38	-
WKAB1-t	74,5 ±1,11	71,8 ±1,12	-	74,5 ±1,11	73,0 ±0,89	-	71,8 ±1,12	73,0 ±0,89	-
WKABS	3,16 ±0,96	0,85 ±0,56	~	3,16 ±0,96	0,16 ±0,58	*	0,85 ±0,56	0,16 ±0,58	-
WKABK	12,3 ±2,47	13,3 ±3,34	-	12,3 ±2,47	13,5 ±1,67	-	13,3 ±3,34	13,5 ±1,67	-
<b>Rotation</b>									
WKRO1	14,3 ±1,11	15,5 ±2,70	-	14,3 ±1,11	18,8 ±1,18	*	15,5 ±2,70	18,8 ±1,18	-
WKRO1-t	76,4 ±0,86	72,6 ±0,92	*	76,4 ±0,86	73,9 ±0,37	*	72,6 ±0,92	73,9 ±0,37	-
WKROS	3,30 ±0,45	3,31 ±0,80	-	3,30 ±0,45	2,81 ±0,75	-	3,31 ±0,80	2,81 ±0,75	-
WKROK	8,87 ±1,13	8,20 ±1,82	-	8,87 ±1,13	12,5 ±0,77	*	8,20 ±1,82	12,5 ±0,77	~
Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, * bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet									

#### 4.3.4 Kniegelenk – Momente

##### 4.3.4.1 Extension - Flexion

Abbildung 31 zeigt die Reaktionsmomente im lokalen Koordinatensystem des Knies. Positive Werte bedeuten Extensionsmoment, negative Werte Flexionsmoment.

Zur Beschreibung der Variablen siehe Tabelle 20.

Nach dem Aufsetzen der Ferse auf den Boden wirkt ein kurzes Flexionsmoment (MKEX1). Dieses Flexionsmoment wirkt nur während der ersten 2% des Gangzyklus. Die ischiocruralen Muskeln kontrollieren die Extension am Ende der Schwungphase bis zum Beginn der Belastungsantwort, um eine Hyperextension mit Schäden an der hinteren Gelenkkapsel zu vermeiden. Während der Belastungsantwort wird das Körpergewicht aufgenommen, es kontrahieren sich die Knieextensoren, was dieses Knieextensionsmoment (MKEX2) bewirkt. Das Knie ist trotzdem noch in Flexionsstellung (siehe Kapitel 4.3.3.1). Das Extensionsmoment dient an dieser Stelle dazu, Energie zu absorbieren. Die Extensoren wirken somit gegen die äußeren Kräfte, die das Knie flektieren würden.

Die Beziehung zwischen Körpergewicht und Standbein verändert sich ab dem Beginn der Ein-Bein-Phase. Etwa in der Mitte der Standphase (bei etwa 25% des Gangzyklus, wie in unserem Beispiel ersichtlich) ist die Neutralstellung erreicht (Moment gleich 0). Im weiteren Verlauf rückt der Körperschwerpunkt weiter über das Standbein. Es entsteht ein bis zur Mitte der terminalen Standphase weiterhin ansteigendes Flexionsmoment (MKEX3).

Bei etwa 48% des Gangzyklus ist wiederum eine Neutralstellung erreicht (Moment = 0) (MKEX4). Der Vektor der Bodenreaktionskraft (BRK) verläuft danach wieder hinter dem Knie, was wiederum ein Flexionsmoment am Ende der Standphase bewirkt (MKEX5) [81]. Das Knie wird zur Vorbereitung auf die Schwungphase flektiert.

Die Variable MKEXK markiert den Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

Bis zur Mitte der Schwungphase (MKEX6) wird der Unterschenkel und damit auch das Knie passiv durch die Oberschenkelflexion vorwärtsbewegt. Eigentlich müsste ab diesem Punkt bis zum Ende der Schwungphase ein Knieextensionsmoment zur Vorbereitung auf den nächsten Fersenkontakt vermutet werden. Zu sehen ist aber ein Flexionsmoment. Die Erklärung liefert die Bewegung der Hüfte. Die Hüftextensoren (inklusive der ischiokruralen Muskulatur) erzeugen ein Hüftextensionsmoment, das die Vorwärtsbewegung des Oberschenkels abbremst. Die Vorwärtsbewegung des Kniegelenks verlangsamt sich, der Unterschenkel bewegt sich aber, seiner Trägheit folgend, weiter. Das Knieflexionsmoment dient dazu, das Ausmaß der Knieextension zu kontrollieren, um Verletzungen der Strukturen der hinteren Kniegelenkscapsel vorzubeugen. Die ischiokruralen Muskeln kreuzen die Hüfte und das Knie, sie erzeugen also an der Hüfte ein Extensionsmoment, das am Knie die Extension erzeugt und gleichzeitig ein Flexionsmoment, das diese Extension kontrolliert [33].

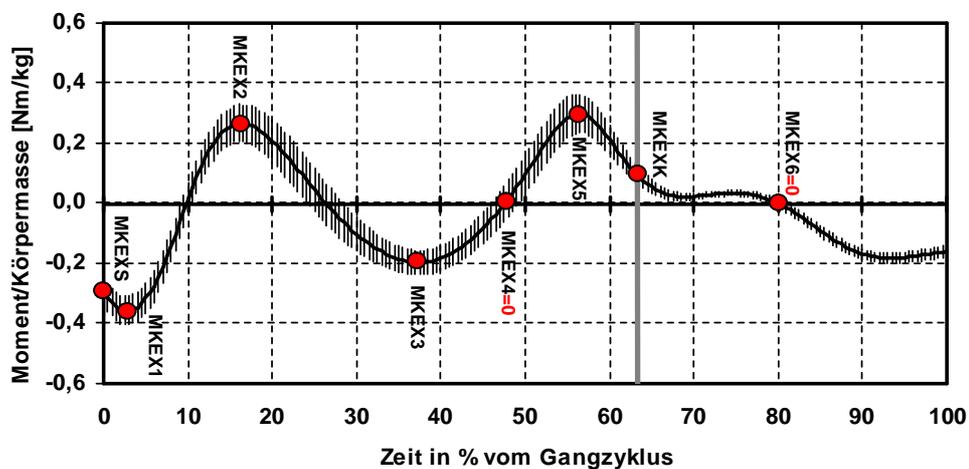


ABBILDUNG 31: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS EXTENSION-FLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Am Beginn des Gangzyklus (MKEXS) ergaben sich signifikante Unterschiede bei der Prothesen- und der Arthrodesengruppe im Vergleich zur Kontrollgruppe. Die Probanden mit Arthrodesese und Prothese starteten beim Aufsetzen des Fußes mit einem geringeren Flexionsmoment.

Am ersten maximalen Flexionsmoment (MKEX1) ergaben sich signifikante Unterschiede jeweils beim Vergleich der beiden operierten Probandengruppen mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 22), das Flexionsmoment der operierten Extremität war jeweils geringer.

Auch beim Auftreten des maximalen Flexionsmoments (MKEX1) im Verlauf des Gangzyklus (MKEX1-t) ergaben sich signifikante Unterschiede (siehe Tabelle 21 und Tabelle 22) sowohl beim Vergleich zwischen Arthrodesen- und Prothesengruppe als auch zwischen der Arthrodesen- und der Kontrollgruppe. Bei der Arthrodesengruppe trat dieses Maximum signifikant früher auf als im Vergleich zur Kontroll- und zur Prothesengruppe.

Das zweite maximale Flexionsmoment (MKEX3) war bei der Prothesengruppe signifikant geringer als bei der Arthrodesengruppe.

Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase (MKEXK) gab es signifikante Unterschiede beim Vergleich beider Probandengruppen mit der Kontrollgruppe. Die Prothesengruppe zeigte am Übergang von der Stand- in die Schwungphase signifikant geringere Flexionsmomente. Ebenso war dies in der Arthrodesen- im Vergleich zur Kontrollgruppe zu beobachten (siehe Tabelle 22).

Alle anderen Variablen waren nicht signifikant.

#### Zusammenfassung:

- Beide operierten Probandengruppen zeigten beim Aufsetzen der Ferse ein geringeres Flexionsmoment (MKEXS) als die Kontrollgruppe.
- Das darauffolgende Flexionsmoment (MKEX1) war bei beiden operierten Probandengruppen geringer als in der Kontrollgruppe.
- Der Zeitpunkt dieses maximalen Flexionsmoments (MKEX1-t) war bei der Arthrodesengruppe früher als bei der Kontrollgruppe und früher im Vergleich zu der Prothesengruppe.
- Das maximale Flexionsmoment (MKEX3) in der mittleren Standphase war bei der Prothesengruppe geringer ausgeprägt als im Vergleich zu der Arthrodesengruppe.
- Beide operierten Probandengruppen zeigten beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase (MKEXK) geringere Flexionsmomente als die Kontrollgruppe.

#### **4.3.4.2 Abduktion - Adduktion**

Abbildung 32 zeigt die Reaktionsmomente am Kniegelenk im lokalen Koordinatensystem der Tibia (zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 20). Positive Werte zeigen Abduktion (Valgusstellung), negative Werte Adduktion (Varusstellung). Die Reaktionsmomente des Knies folgen denen der Hüfte (siehe Kapitel 4.3.6.2), sind in ihrer Ausprägung aber geringer.

Die lokalen Maxima MKAB1, MKAB3 und das lokale Minimum MKAB2 zeigen ein netto-Abduktionsmoment. Dieses entsteht dadurch, dass der Vektor der Bodenreaktionskräfte in der Frontalebene medial des Knies und der Hüfte verläuft. Vermutet werden könnte ein Adduktor- und Varusmoment durch die von extern auf das Knie einwirkenden Kräfte. Durch die internen Strukturen (Sehnen, Bänder, Knochentopographie) wird aber dieser Varustendenz entgegengewirkt und es entsteht ein netto Abduktor- und Valgusmoment. Die zwei Maxima MKAB1, MKAB3 und das Minimum MKAB2 markieren den Kurvenverlauf in der Standphase. In der Frontalebene zeigt sich am Knie ebenso wie an der Hüfte nach der Übernahme des Körpergewichts ein Abduktionsmoment (=Valgusmoment). Dieses entsteht an der Hüfte durch die Hüftabduktoren, die durch Kontraktion verhindern, dass die Beckenseite des Schwungbeins absinkt. Am Knie entsteht dadurch ein Valgusmoment (MKAB1). Danach sinkt die Hüfte kontrolliert durch die Abduktoren leicht ab, was eine leichte Adduktion (Varusstellung) am Knie (MKAB2) bewirkt. Kurz vor Beginn der Zwei-Bein-Phase wird die Hüfte wieder abduziert und in Neutralposition gebracht, am Knie zeigt sich ein Abduktionsmoment (Valgusstellung) (MKAB3). In der Schwungphase gibt es einen Übergang von Adduktions- zu Abduktionsmoment (MKAB4), das Bein wird für den nächsten Fersenkontakt vorbereitet [33].

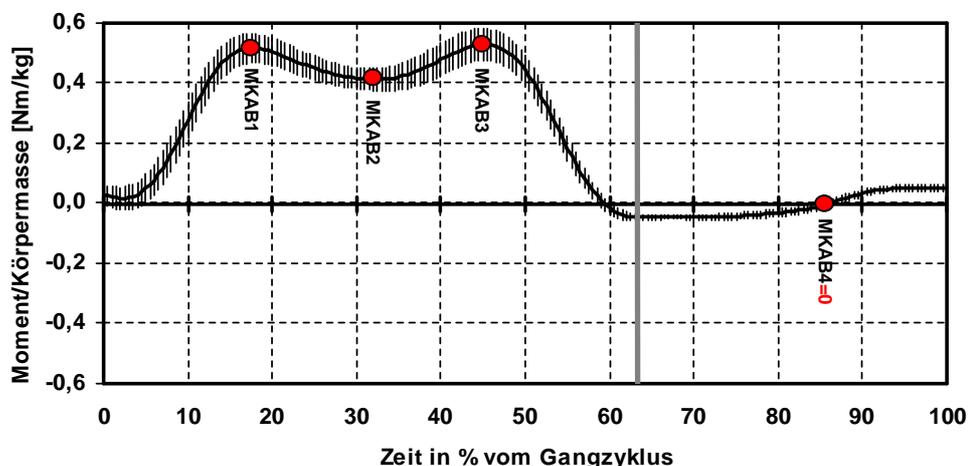


ABBILDUNG 32: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS, ABDUKTION – ADDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Am ersten Maximum in der Standphase (MKAB1) ließen sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der Prothesen- mit der Kontrollgruppe feststellen. Das Abduktionsmoment war signifikant geringer als im Vergleich zur Kontrollgruppe (siehe Tabelle 22).

Zum Zeitpunkt MKAB2-t ließ sich ein signifikanter Unterschied beim Vergleich der Arthrodesen- mit der Kontrollgruppe feststellen. Bei der Arthrodesengruppe trat das lokale

Minimum des Abduktionsmoments signifikant früher auf als bei der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 22).

Am zweiten Maximum in der Standphase (MKAB3) ließen sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der beiden Probandengruppen feststellen. Die Prothesengruppe zeigte ein signifikant geringeres Abduktionsmoment als die Arthrodesengruppe (siehe Tabelle 22).

Alle anderen Variablen zeigten in den statistischen Vergleichen keine signifikanten Unterschiede.

#### Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe zeigte zu Beginn der Einbeinunterstützung ein geringeres Abduktionsmoment (MKAB1) als die Kontrollgruppe.
- Bei der Arthrodesengruppe zeigte sich das lokale Minimum des Abduktionsmoments in der Mitte der Standphase (MKAB2-t) früher als bei der Kontrollgruppe.
- Die Prothesengruppe zeigte zum Ende der Standphase (MKAB3) ein geringeres Abduktionsmoment als die Arthrodesengruppe.

#### 4.3.4.3 Außenrotation - Innenrotation

Abbildung 33 zeigt den Verlauf der Außenrotations- und Innenrotationsmomente im lokalen Koordinatensystem der Tibia. Erläuterungen der Variablen siehe Tabelle 19. In der frühen Standphase kommt es zu einer Valgusstellung des Rückfußes. Dieser führt zu einem Innenrotationsmoment der Tibia (MKRO1), das kurz vor Ende der Ein-Bein-Phase sein Maximum zeigt (MKRO1) [81].

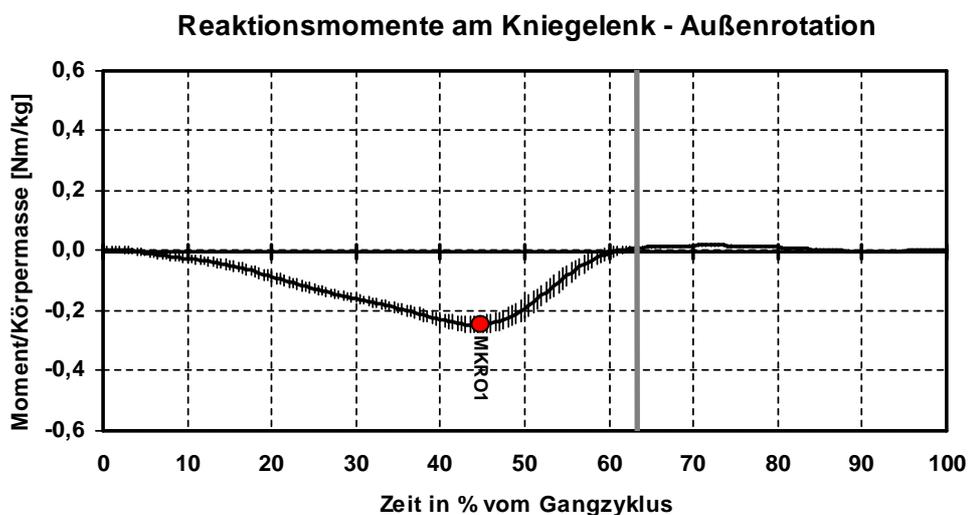


ABBILDUNG 33: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS AUßENROTATION – INNENROTATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Signifikanz ließ sich am lokalen Minimum (MKRO1) beim Vergleich der Prothesen- und der Kontrollgruppe feststellen. Die Prothesengruppe zeigte ein geringeres Rotationsmoment als die Kontrollgruppe (Tabelle 22).

Alle anderen Variablen waren nicht signifikant.

Zusammenfassung:

- Die Prothesengruppe zeigte zum Ende der Standphase ein geringeres Rotationsmoment (MKRO1) als die Kontrollgruppe.

TABELLE 20: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

<b>Momente am Kniegelenk</b>		
<b>Variable</b>	<b>Dimension</b>	<b>Beschreibung der Variablen</b>
<b>Extension</b>		
MKEX1	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 1
MKEX1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 1
MKEX2	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 2
MKEX2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 2
MKEX3	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 3
MKEX3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 3
MKEX4	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 4
MKEX4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 4
MKEX5	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 5
MKEX5-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 5
MKEX6	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 6
MKEX6-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 6
MKEXS	[Nm/kg]	Extensionsmoment am Anfang des Gangzyklus
MKEXK	[Nm/kg]	Extensionsmoment am Ende der Standphase
<b>Abduktion</b>		
MKAB1	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 1
MKAB1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 1
MKAB2	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 2
MKAB2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 2
MKAB3	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 3
MKAB3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 3
MKAB4	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 4
MKAB4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 4
<b>Rotation</b>		
MKRO1	[Nm/kg]	Rotationsmoment an der Stelle 1
MKRO1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Rotationsmoment an der Stelle 1

TABELLE 21: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERierter ZU NICHT OPERierter SEITE

Momente am Kniegelenk						
Variable	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Extension</b>						
MKEX1	-0,20 ±0,02	-0,20 ±0,02	-	-0,10 ±0,06	-0,20 ±0,02	~
MKEX1-t	2,83 ±0,43	3,91 ±1,23	-	1,66 ±0,11	2,75 ±0,37	-
MKEX2	0,11 ±0,09	0,07 ±0,11	-	0,10 ±0,03	0,06 ±0,09	-
MKEX2-t	21,7 ±0,58	20,5 ±2,39	-	16,4 ±1,38	20,7 ±0,90	-
MKEX3	-0,20 ±0,10	-0,20 ±0,12	-	-0,60 ±0,10	-0,20 ±0,11	-
MKEX3-t	45,1 ±1,30	43,8 ±2,19	-	43,2 ±1,43	43,0 ±3,23	-
MKEX4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKEX4-t	56,0 ±2,73	57,7 ±1,78	-	54,1 ±2,29	62,6 ±1,02	-
MKEX5	0,10 ±0,03	0,11 ±0,04	-	0,05 ±0,01	0,09 ±0,03	-
MKEX5-t	60,7 ±1,88	61,4 ±3,43	-	61,0 ±1,27	65,1 ±2,57	-
MKEX6	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKEX6-t	77,9 ±1,35	75,4 ±1,87	-	72,4 ±2,02	76,0 ±2,88	-
MKEXS	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,01	-	-0,10 ±0,02	-0,10 ±0,01	~
MKEXK	0,04 ±0,01	0,03 ±0,01	-	0,01 ±0,01	0,04 ±0,00	-
<b>Abduktion</b>						
MKAB1	0,31 ±0,05	0,35 ±0,07	-	0,46 ±0,04	0,46 ±0,05	-
MKAB1-t	17,9 ±2,06	19,1 ±2,29	-	20,0 ±0,77	21,0 ±1,28	-
MKAB2	0,39 ±0,05	0,32 ±0,07	~	0,41 ±0,04	0,48 ±0,07	-
MKAB2-t	31,3 ±1,66	30,7 ±3,27	-	28,2 ±1,58	29,8 ±1,67	-
MKAB3	0,27 ±0,01	0,25 ±0,05	-	0,51 ±0,05	0,63 ±0,08	-
MKAB3-t	46,5 ±1,21	40,5 ±4,43	-	42,2 ±3,33	46,0 ±1,51	-
MKAB4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKAB4-t	74,6 ±2,12	74,3 ±3,51	-	74,6 ±3,94	78,3 ±2,39	-
<b>Rotation</b>						
MKRO1	-0,10 ±0,01	-0,00 ±0,01	-	-0,10 ±0,03	-0,20 ±0,01	-
MKRO1-t	46,1 ±0,79	42,6 ±2,30	-	43,0 ±2,83	49,3 ±1,30	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 22: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHRODese UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODese MIT DER KONTROLLGRUPPE

Momente am Kniegelenk									
Variable	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe		
	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Extension</b>									
MKEX1	-0,20 ±0,02	-0,10 ±0,06	-	-0,20 ±0,02	-0,30 ±0,02	*	-0,10 ±0,06	-0,30 ±0,02	*
MKEX1-t	2,83 ±0,43	1,66 ±0,11	*	2,83 ±0,43	3,30 ±0,41	-	1,66 ±0,11	3,30 ±0,41	*
MKEX2	0,11 ±0,09	0,10 ±0,03	-	0,11 ±0,09	0,19 ±0,07	-	0,10 ±0,03	0,19 ±0,07	-
MKEX2-t	21,7 ±0,58	16,4 ±1,38	-	21,7 ±0,58	17,0 ±0,48	-	16,4 ±1,38	17,0 ±0,48	-
MKEX3	-0,20 ±0,10	-0,60 ±0,10	*	-0,20 ±0,10	-0,40 ±0,05	-	-0,60 ±0,10	-0,40 ±0,05	-
MKEX3-t	45,1 ±1,30	43,2 ±1,43	-	45,1 ±1,30	43,6 ±0,73	-	43,2 ±1,43	43,6 ±0,73	-
MKEX4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKEX4-t	56,0 ±2,73	54,1 ±2,29	-	56,0 ±2,73	54,6 ±0,96	-	54,1 ±2,29	54,6 ±0,96	-
MKEX5	0,10 ±0,03	0,05 ±0,01	-	0,10 ±0,03	0,18 ±0,01	-	0,05 ±0,01	0,18 ±0,01	-
MKEX5-t	60,7 ±1,88	61,0 ±1,27	-	60,7 ±1,88	60,2 ±0,70	-	61,0 ±1,27	60,2 ±0,70	-
MKEX6	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKEX6-t	77,9 ±1,35	72,4 ±2,02	-	77,9 ±1,35	77,5 ±0,96	-	72,4 ±2,02	77,5 ±0,96	-
MKEXS	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,02	-	-0,10 ±0,01	-0,20 ±0,01	*	-0,10 ±0,02	-0,20 ±0,01	*
MKEXK	0,04 ±0,01	0,01 ±0,01	-	0,04 ±0,01	0,09 ±0,01	*	0,01 ±0,01	0,09 ±0,01	*
<b>Abduktion</b>									
MKAB1	0,31 ±0,05	0,46 ±0,04	~	0,31 ±0,05	0,52 ±0,01	*	0,46 ±0,04	0,52 ±0,01	-
MKAB1-t	17,9 ±2,06	20,0 ±0,77	-	17,9 ±2,06	19,0 ±0,52	-	20,0 ±0,77	19,0 ±0,52	-
MKAB2	0,39 ±0,05	0,41 ±0,04	-	0,39 ±0,05	0,34 ±0,03	-	0,41 ±0,04	0,34 ±0,03	-
MKAB2-t	31,3 ±1,66	28,2 ±1,58	-	31,3 ±1,66	33,7 ±0,86	-	28,2 ±1,58	33,7 ±0,86	*
MKAB3	0,27 ±0,01	0,51 ±0,05	*	0,27 ±0,01	0,41 ±0,04	~	0,51 ±0,05	0,41 ±0,04	-
MKAB3-t	46,5 ±1,21	42,2 ±3,33	-	46,5 ±1,21	46,8 ±1,26	-	42,2 ±3,33	46,8 ±1,26	-
MKAB4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MKAB4-t	74,6 ±2,12	74,6 ±3,94	-	74,6 ±2,12	76,3 ±2,32	-	74,6 ±3,94	76,3 ±2,32	-
<b>Rotation</b>									
MKRO1	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,03	-	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,01	*	-0,10 ±0,03	-0,10 ±0,01	-
MKRO1-t	46,1 ±0,79	43,0 ±2,83	-	46,1 ±0,79	46,2 ±0,32	-	43,0 ±2,83	46,2 ±0,32	-

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet

## 4.3.5 Hüftgelenk – Winkel

### 4.3.5.1 Flexion – Extension

Abbildung 37 zeigt die Flexions- und Extensionsbewegung der Hüfte im Verlauf eines Gangzyklus. Positive Werte bedeuten eine Flexion, negative Werte bedeuten eine Extension. Eine Ausführliche Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 23.

Am Startpunkt des Gangzyklus, dem initialen Bodenkontakt (WHFLS) ist der Oberschenkel etwa  $20^{\circ}$  -  $30^{\circ}$  gegenüber dem Becken flektiert. Diese Stellung bleibt auch im weiteren Verlauf bis zu 10% des Gangzyklus relativ konstant, eventuell unter Verlust von  $2^{\circ}$  oder  $3^{\circ}$  Flexion. Ab Beginn der mittleren Standphase beginnt im Hüftgelenk eine Extension, die sich bis in die terminale Standphase fortsetzt. Bei etwa 36% des Gangzyklus (WHPL1) erreicht der Oberschenkel Neutralstellung. Danach folgt mit maximal  $10^{\circ}$  Extension eine Retroversionsstellung (WHFL2). Der Oberschenkel „hängt“ also gegenüber dem Becken zurück, wenn der kontralaterale Fuß den Boden berührt (bei 50% des Gangzyklus). In der Schwungphase ändert sich wiederum die Bewegungsrichtung, das Hüftgelenk wird flektiert, gleichzeitig mit der Knieflexion. Am Ende der Standphase ist wiederum die Neutralstellung erreicht (WHFLK) und das Bein tritt in die Schwungphase über. Im Verlauf der Schwungphase wird die Flexionsbewegung beibehalten, mit einem Flexionsmaximum am Punkt WHFL3. Zum Ende der Schwungphase bleibt der Flexionswinkel annähernd konstant, mit einer leichten Tendenz zur Extension kurz vor dem initialen Bodenkontakt [33, 81].

Klinisch werden diese Bewegungen noch durch  $3^{\circ}$  -  $4^{\circ}$  Beckenneigung modifiziert. Wird die betreffende Beckenseite angehoben, vergrößert sich der Oberschenkelwinkel (frühe mittlere Standphase, initiale Schwungphase). Andersherum wird durch das Absinken des Beckens die Extension des Oberschenkels vergrößert (terminale Stand- und terminale Schwungphase) [81].

Der Zusatz „-t“ beschreibt den Zeitpunkt für das Auftreten der entsprechenden Variablen im Verlauf des Gangzyklus.

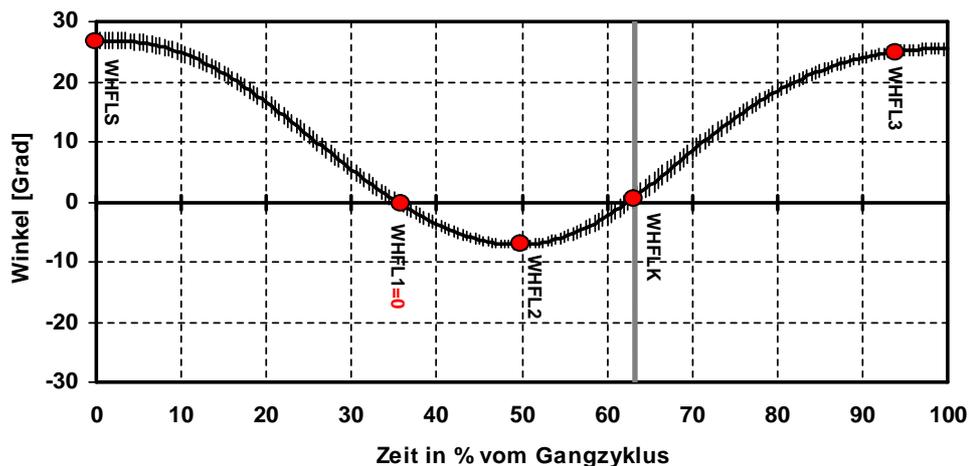


ABBILDUNG 34: VERLAUF DER BEWEGUNG FLEXION/EXTENSION IM VERLAUF EINES GANGZYKLUS (FLEXION/EXTENSION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Signifikante Unterschiede ergaben sich bei der Variable WHFL2-t im Vergleich der beiden Patientengruppen untereinander. Bei den Probanden mit Arthrodesese trat das lokale Maximum WHFL2 signifikant früher im Gangzyklus auf, als bei den Probanden mit Prothese (siehe Tabelle 25).

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassung:

- Die Arthrodesese-Probanden erreichten die maximale Retroversionsstellung früher als die Prothese-Probanden (WHFL2-t).

**4.3.5.2 Abduktion – Adduktion**

Abbildung 35 zeigt den Verlauf der Abduktion und Adduktion im Hüftgelenk während eines Gangzyklus. Positive Werte zeigen Abduktion an, negative Werte Adduktion.

Beim initialen Bodenkontakt ist die Hüfte in Neutralstellung oder Abduktion (WHABS), wie in unserem Beispiel. Danach folgt passiv Adduktion, bedingt durch das Absinken der kontralateralen Hüfte durch eine Flexion in Knie und Hüfte. Beim Übergang von der Zwei-Bein-Unterstützung in die Ein-Bein-Unterstützung bei etwa 12% des Gangzyklus wird eine Neutralstellung durchlaufen (WHAB1). Während der Belastungsantwort erfolgt weiter Adduktion, die ihr Maximum in der Mitte der Ein-Bein-Unterstützung hat (WHAB2). Ab 50% des Gangzyklus setzt das kontralaterale Bein auf, dies führt zu einer Abduktionsbewegung am beobachteten Bein. Die Abduktion in der terminalen Standphase geschieht größtenteils passiv durch Knieflexion und Gewichtsverlagerung auf

das kontralaterale Bein. Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase wird ebenfalls wieder eine Neutralstellung oder bis zu etwa  $-5^\circ$  Adduktion durchlaufen (WHABK). In der mittleren Schwungphase kommt es an der Variablen WHAB3 zu einem weiteren Abduktionsmaximum. Nach diesem Abduktionsmaximum folgt passiv weitere Adduktion bis zum Ende der Schwungphase, bedingt durch die aktive Abduktion in der Standphase der kontralateralen Hüfte. Die aktive Abduktion der kontralateralen Seite bedeutet für das ipsilaterale Schwungbein passive Adduktion [33, 81]. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 23.

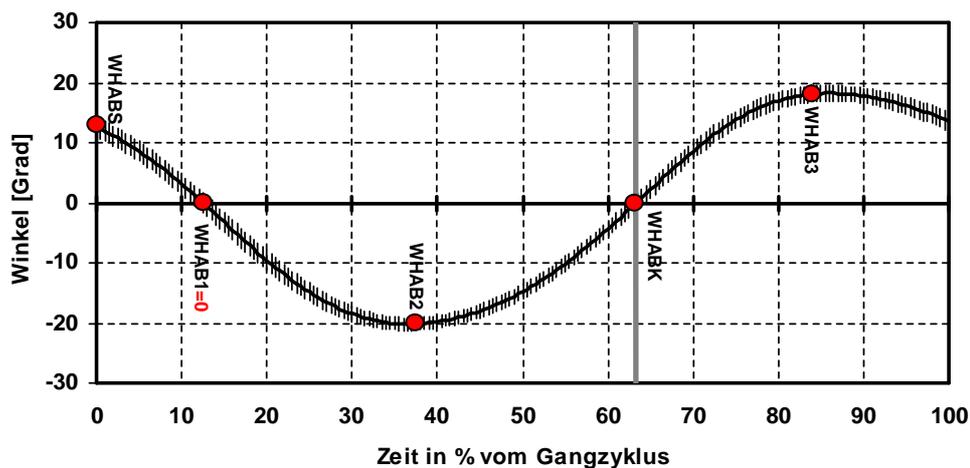


ABBILDUNG 35: VERLAUF DER BEWEGUNG ABDUKTION – ADDUKTION AN DER HÜFTE IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ABDUKTION/ADDUKTION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Für die Variable WHAB2 ergaben sich signifikante Unterschiede beim Vergleich der beiden operierten Probandengruppen untereinander und dem Vergleich der Probanden mit Prothese und der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 25). Die Probanden mit Prothese zeigen eine signifikant geringere Adduktion als die Probanden mit Arthrodesse und als die Kontrollgruppe.

Das Adduktionsmaximum in der Schwungphase tritt bei den Probanden mit Prothese im Vergleich zur Kontrollgruppe im Verlauf des Gangzyklus signifikant später auf (WHAB3-t) (siehe Tabelle 25).

Alle anderen Variablen waren nicht signifikant.

Zusammenfassung:

- Die Prothese-Probanden zeigen eine geringere Adduktion (WHAB2) in der Mitte der Standphase als die Probanden mit Arthrodesse und als die Kontrollgruppe.
- In der Mitte der Schwungphase (WHAB3-t) abduzieren die Prothese-Probanden im Verlauf des Gangzyklus später als die Kontrollgruppe.

### 4.3.5.3 Rotation

Abbildung 36 zeigt den Verlauf der Rotation des Femurs gegenüber dem Becken im Verlauf des Gangzyklus. Positive Werte bedeuten Außenrotation, negative Werte Innenrotation.

Beim initialen Bodenkontakt ist das Femur annähernd in Neutralstellung oder in leichter Außenrotation (WHROS). Danach folgt eine Innenrotation, die eine Neutralstellung durchläuft (WHRO1) (etwa beim Beginn der Ein-Bein-Unterstützung) und ihr Maximum in der Mitte der Standphase (WHRO2) hat. Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WHROK) wird das Femur wieder außenrotiert (Zehen des ipsilateralen Fußes lösen sich vom Boden). Das Maximum dieser Außenrotation wird am Beginn der Schwungphase erreicht (WHRO3) [33, 81].

Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 23.

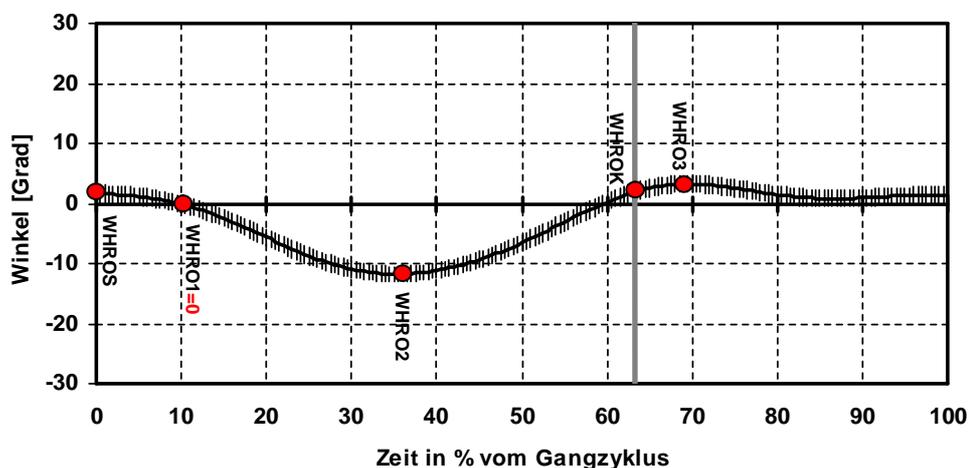


ABBILDUNG 36: VERLAUF DER ROTATION DES FEMUR GEGENÜBER DEM BECKEN IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (AUßENROTATION/INNENROTATION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Bei der Variable WHRO2 zeigten sich im Vergleich der operierten zur nicht operierten Extremität bei den Probanden mit Prothese signifikante Unterschiede. Die Probanden mit Prothese rotierten die operierte Seite signifikant weniger nach innen als die nicht operierte Seite. Auch im Vergleich der Probanden mit Prothese und der Kontrollgruppe ergab sich eine signifikant weniger ausgeprägte Innenrotation (siehe Tabelle 24 und Tabelle 25).

Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WHROK) zeigte sich Signifikanz beim Vergleich der Prothese-Probanden zur Kontrollgruppe (siehe Tabelle 25). Die Prothese-Probanden begannen die Schwungphase mit einem stärker außenrotierten Oberschenkel als die Kontrollgruppe.

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede in den statistischen Vergleichen.

Zusammenfassung:

- Die Prothese-Probanden zeigten in der Mitte der Standphase (WHRO2) eine geringere Innenrotation der operierten Extremität im Vergleich zur kontralateralen Extremität und im Vergleich zur Kontrollgruppe.
- Am Übergang von der Stand- in die Schwungphase (WHROK) zeigten die Prothese-Probanden eine stärkere Außenrotation als die Kontrollgruppe.

TABELLE 23: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

<b>Winkel - Femur gegenüber dem Becken</b>		
<b>Variable</b>	<b>Dimension</b>	<b>Beschreibung der Variablen</b>
<b>Flexion</b>		
WHFL1	[Grad]	Flexion an der Stelle 1
WHFL1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 1
WHFL2	[Grad]	Flexion an der Stelle 2
WHFL2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 2
WHFL3	[Grad]	Flexion an der Stelle 3
WHFL3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Flexion an der Stelle 3
WHFLS	[Grad]	Flexion am Anfang des Gangzyklus
WHFLK	[Grad]	Flexion am Ende der Standphase
<b>Abduktion</b>		
WHAB1	[Grad]	Abduktion an der Stelle 1
WHAB1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Abduktion an der Stelle 1
WHAB2	[Grad]	Abduktion an der Stelle 2
WHAB2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Abduktion an der Stelle 2
WHAB3	[Grad]	Abduktion an der Stelle 3
WHAB3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Abduktion an der Stelle 3
WHABS	[Grad]	Abduktion am Anfang des Gangzyklus
WHABK	[Grad]	Abduktion am Ende der Standphase
<b>Rotation</b>		
WHRO1	[Grad]	Rotation an der Stelle 1
WHRO1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 1
WHRO2	[Grad]	Rotation an der Stelle 2
WHRO2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 2
WHRO3	[Grad]	Rotation an der Stelle 3
WHRO3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zur Rotation an der Stelle 3
WHROS	[Grad]	Rotation am Anfang des Gangzyklus
WHROK	[Grad]	Rotation am Ende der Standphase

TABELLE 24: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE

<b>Winkel - Femur gegenüber dem Becken</b>						
	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
Variable	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Flexion</b>						
WHFL1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHFL1-t	37,4 ±1,21	37,8 ±1,71	-	30,1 ±1,37	35,0 ±1,57	~
WHFL2	-8,50 ±0,89	-9,40 ±1,31	-	-11,0 ±1,39	-10,0 ±1,38	~
WHFL2-t	54,2 ±0,76	55,2 ±1,37	-	49,7 ±1,35	55,2 ±1,70	~
WHFL3	25,4 ±2,24	22,9 ±1,27	-	24,0 ±2,54	21,4 ±1,48	-
WHFL3-t	96,7 ±0,95	97,5 ±1,06	-	92,6 ±3,20	97,1 ±1,84	-
WHFLS	23,6 ±1,00	22,1 ±1,41	-	21,4 ±2,36	20,5 ±1,44	-
WHFLK	-1,20 ±1,21	-5,40 ±1,04	~	-4,10 ±1,46	-1,90 ±1,17	~
<b>Abduktion</b>						
WHAB1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHAB1-t	18,8 ±4,19	9,80 ±2,23	-	7,28 ±2,22	27,4 ±6,75	-
WHAB2	-7,60 ±2,03	-10,0 ±1,16	-	-16,0 ±2,74	-7,10 ±2,62	~
WHAB2-t	36,7 ±4,31	31,6 ±2,11	-	32,2 ±2,74	41,8 ±2,31	-
WHAB3	13,4 ±2,29	6,01 ±1,55	~	6,86 ±3,15	20,3 ±3,46	~
WHAB3-t	91,5 ±3,85	88,0 ±1,86	-	91,1 ±1,44	93,9 ±1,86	~
WHABS	10,4 ±3,03	3,38 ±1,27	-	4,61 ±2,64	17,9 ±3,57	-
WHABK	3,01 ±1,11	-0,60 ±2,44	-	-5,50 ±3,15	8,49 ±2,64	~
<b>Rotation</b>						
WHRO1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHRO1-t	23,7 ±4,12	15,4 ±2,67	-	8,01 ±3,05	19,3 ±0,00	-
WHRO2	-5,30 ±1,40	-10,0 ±1,95	*	-13,0 ±2,96	-9,50 ±2,08	-
WHRO2-t	42,3 ±4,01	41,4 ±2,05	-	42,0 ±3,01	42,5 ±3,95	-
WHRO3	5,83 ±2,00	3,17 ±2,52	-	4,89 ±2,61	5,51 ±1,83	-
WHRO3-t	77,0 ±4,46	82,6 ±2,24	-	83,3 ±5,67	76,1 ±3,61	-
WHROS	2,43 ±1,58	2,22 ±1,63	-	1,51 ±3,05	-2,90 ±2,28	~
WHROK	2,51 ±1,81	-2,30 ±1,97	-	-2,20 ±1,15	3,46 ±1,56	~

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 25: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE

<b>Winkel - Femur gegenüber dem Becken</b>									
	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe		
Variable	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Flexion</b>									
WHFL1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHFL1-t	37,4 ±1,21	30,1 ±1,37	-	37,4 ±1,21	32,4 ±1,20	-	30,1 ±1,37	32,4 ±1,20	-
WHFL2	-8,50 ±0,89	-11,0 ±1,39	-	-8,50 ±0,89	-12,0 ±1,37	~	-11,0 ±1,39	-12,0 ±1,37	-
WHFL2-t	54,2 ±0,76	49,7 ±1,35	*	54,2 ±0,76	52,7 ±0,58	-	49,7 ±1,35	52,7 ±0,58	-
WHFL3	25,4 ±2,24	24,0 ±2,54	-	25,4 ±2,24	24,3 ±0,92	-	24,0 ±2,54	24,3 ±0,92	-
WHFL3-t	96,7 ±0,95	92,6 ±3,20	-	96,7 ±0,95	95,2 ±1,25	-	92,6 ±3,20	95,2 ±1,25	-
WHFLS	23,6 ±1,00	21,4 ±2,36	-	23,6 ±1,00	25,0 ±1,60	-	21,4 ±2,36	25,0 ±1,60	-
WHFLK	-1,20 ±1,21	-4,10 ±1,46	-	-1,20 ±1,21	-4,30 ±1,21	-	-4,10 ±1,46	-4,30 ±1,21	-
<b>Abduktion</b>									
WHAB1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHAB1-t	18,8 ±4,19	7,28 ±2,22	-	18,8 ±4,19	10,1 ±0,79	-	7,28 ±2,22	10,1 ±0,79	-
WHAB2	-7,60 ±2,03	-16,0 ±2,74	*	-7,60 ±2,03	-16,0 ±1,77	*	-16,0 ±2,74	-16,0 ±1,77	-
WHAB2-t	36,7 ±4,31	32,2 ±2,74	-	36,7 ±4,31	30,3 ±1,74	-	32,2 ±2,74	30,3 ±1,74	-
WHAB3	13,4 ±2,29	6,86 ±3,15	-	13,4 ±2,29	9,02 ±1,68	-	6,86 ±3,15	9,02 ±1,68	-
WHAB3-t	91,5 ±3,85	91,1 ±1,44	-	91,5 ±3,85	81,9 ±2,87	*	91,1 ±1,44	81,9 ±2,87	~
WHABS	10,4 ±3,03	4,61 ±2,64	-	10,4 ±3,03	7,95 ±1,84	-	4,61 ±2,64	7,95 ±1,84	-
WHABK	3,01 ±1,11	-5,50 ±3,15	~	3,01 ±1,11	3,37 ±2,47	-	-5,50 ±3,15	3,37 ±2,47	~
<b>Rotation</b>									
WHRO1	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
WHRO1-t	23,7 ±4,12	8,01 ±3,05	-	23,7 ±4,12	17,3 ±1,72	-	8,01 ±3,05	17,3 ±1,72	-
WHRO2	-5,30 ±1,40	-13,0 ±2,96	-	-5,30 ±1,40	-17,0 ±2,33	*	-13,0 ±2,96	-17,0 ±2,33	-
WHRO2-t	42,3 ±4,01	42,0 ±3,01	-	42,3 ±4,01	44,7 ±1,53	-	42,0 ±3,01	44,7 ±1,53	-
WHRO3	5,83 ±2,00	4,89 ±2,61	-	5,83 ±2,00	6,81 ±2,24	-	4,89 ±2,61	6,81 ±2,24	-
WHRO3-t	77,0 ±4,46	83,3 ±5,67	-	77,0 ±4,46	82,5 ±2,31	-	83,3 ±5,67	82,5 ±2,31	-
WHROS	2,43 ±1,58	1,51 ±3,05	-	2,43 ±1,58	3,60 ±2,65	-	1,51 ±3,05	3,60 ±2,65	-
WHROK	2,51 ±1,81	-2,20 ±1,15	~	2,51 ±1,81	-5,00 ±1,12	*	-2,20 ±1,15	-5,00 ±1,12	-

Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, \* bedeutet signifikant (p≤0,05), ~ bedeutet fast signifikant (0,05≤p≤0,10), - bedeutet nicht signifikant (0,10<p), für den Vergleich wurde der Mann-Whitney U-Test für unabhängige Stichproben angewendet

## 4.3.6 Hüftgelenk – Momente

### 4.3.6.1 Extension - Flexion

Abbildung 37 zeigt den Verlauf der Reaktionsmomente am Hüftgelenk im lokalen Koordinatensystem des Femur. Positive Werte bedeuten Extensionsmomente, negative Werte bedeuten Flexionsmomente.

Der Vektor der BRK verläuft nach dem initialen Bodenkontakt weit vor dem Hüftgelenk, hieraus resultiert das hohe Extensionsmoment am Beginn des Gangzyklus (MHEX1). Das Extensionsmoment nimmt rasch ab, da sich der Vektor der BRK dem Hüftgelenk annähert, die Hüfte extendiert weiter. In der Mitte der Ein-Bein-Unterstützungsphase verläuft der Vektor durch das Zentrum des Hüftgelenks, der Körperschwerpunkt liegt über dem Sprunggelenk und es ist Neutralstellung erreicht (MHEX2=0). Zur terminalen Standhase hin, am Ende der Ein-Bein-Unterstützung, bei ca. 50% des Gangzyklus, lässt sich ein Flexionsmoment-Maximum beobachten (MHEX3), der Vektor der BRK verläuft nun hinter dem Zentrum des Hüftgelenks. Dieses Maximum korreliert eng mit dem Plantarflexionsmoment (siehe Kapitel 4.3.2.1) und es scheint, als ob das Sprunggelenk den Anstoß für die Schwungphase gibt und die Hüfte folgt. Das Flexionsmoment nimmt zum Übergang in die Schwungphase (MHEXK) kontinuierlich ab, der bei MHEX3 erzeugte Impuls bleibt bis in die Schwungphase erhalten, das Bein kann passiv vorschwingen. In der Mitte der Schwungphase verläuft der Vektor der BRK erneut durch das Zentrum des Hüftgelenks und es ergibt sich eine Neutralstellung (MHEX4=0). Zum Ende der Schwungphase verbleibt ein geringes Extensionsmoment (Dies ist der Zeitpunkt, wo die Extensoren der Hüfte, die zweigelenkige Muskeln sind, die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels verlangsamen, siehe Kapitel 4.3.4).

Der Punkt MHEXS ist der Startpunkt der Bewegung, die Ferse setzt auf.

Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 26.

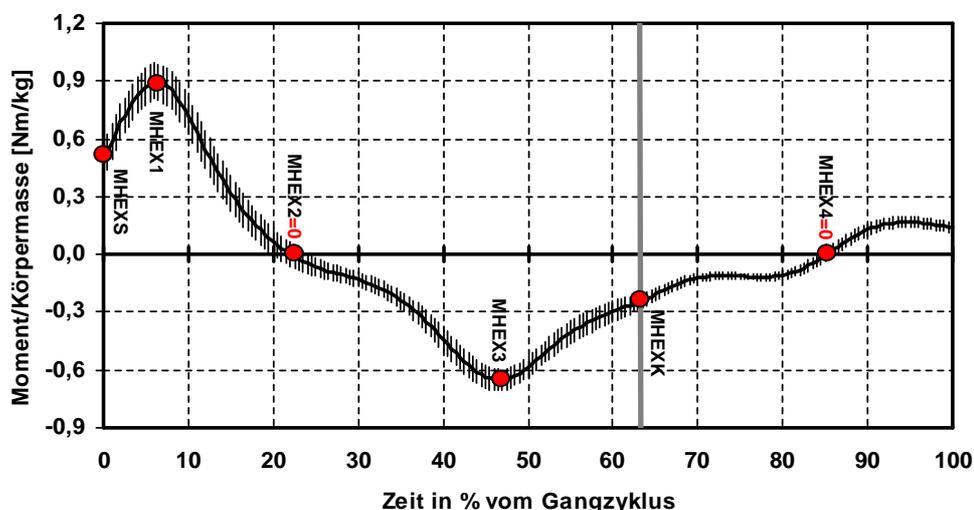


ABBILDUNG 37: VERLAUF DER REAKTIONSMOMENTE AM HÜFTGELENK IM VERLAUF DES GANGZYKLUS EXTENSION/FLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Signifikante Unterschiede ließen sich zum Zeitpunkt MHEX3-t nachweisen. Bei den Probanden mit Arthrodesese trat das Flexionsmoment (MHEX3) signifikant früher im Vergleich zur Kontrollgruppe auf (siehe Tabelle 28). Auch im Vergleich der beiden operierten Probandengruppen untereinander trat das Flexionsmoment bei den Probanden mit Arthrodesese signifikant früher auf als bei den Probanden mit Prothese (siehe Tabelle 27).

Für die Variable MHEXK zeigte sich auch Signifikanz. Beide Probandengruppen unterschieden sich signifikant im Vergleich zur Kontrollgruppe. Beide Probandengruppen zeigten ein geringeres Flexionsmoment beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede in den statistischen Vergleichen.

#### Zusammenfassung:

- Die Arthrodesese-Probanden zeigten ein früheres Auftreten des maximalen Flexionsmoments am Ende der Ein-Bein-Unterstützung (MHEX3-t) als die Kontrollgruppe und im Vergleich zu den Prothese-Probanden.
- Beide operierten Probandengruppen zeigten beim Übergang von der Stand- in die Schwungphase (MHEXK) ein geringeres Flexionsmoment als die Kontrollgruppe.

#### **4.3.6.2 Abduktion – Adduktion**

Abbildung 38 zeigt die Reaktionsmomente der Abduktion und Adduktion im lokalen Koordinatensystem des Femurs. Positive Werte bedeuten ein Abduktionsmoment, negative Werte bedeuten ein Adduktionsmoment. Die Stärke dieses Reaktionsmomentes ist etwa proportional der vertikalen Bodenreaktionskraft. Der Gangzyklus beginnt mit einem Abduktionsmoment (MHABS). In der gesamten Standphase kann ein Abduktionsmoment beobachtet werden. Dieses ist bedingt durch die Abduktion in der Hüfte, die nötig ist, um das Becken zu stabilisieren.

Am Beginn der Ein-Bein-Phase tritt ein maximales Abduktionsmoment auf (MHAB1). Zu diesem Zeitpunkt ist das kontralaterale Bein in der Schwungphase und das Becken muss waagrecht stabilisiert werden, da sonst die Schwungbeinseite absinken würde.

In der Mitte der Standphase tritt ein lokales Minimum auf (MHAB2), der Körperschwerpunkt ist genau über dem Sprunggelenk und sinkt etwas ab (leichte Adduktion). Kurz vor der Zwei-Bein-Phase tritt ein weiteres Maximum auf (MHAB3), das kontralaterale Bein wird für den initialen Bodenkontakt ausgerichtet, die Hüfte wird wieder abduziert und in Neutralstellung gebracht. Kurz darauf beginnt der initiale Bodenkontakt des kontralateralen Beins und das Abduktormoment fällt abrupt ab. Beim Übergang in die Schwungphase (MHABK) zeigt sich ein Adduktionsmoment.

Die Hüfte wird in der Mitte der Schwungphase von der adduzierten Position in die Neutralposition (MHAB4=0) und danach zur Vorbereitung für den initialen Bodenkontakt in eine leichte Abduktionsposition gebracht [33, 81].  
Zur Bezeichnung der Variablen siehe Tabelle 26.

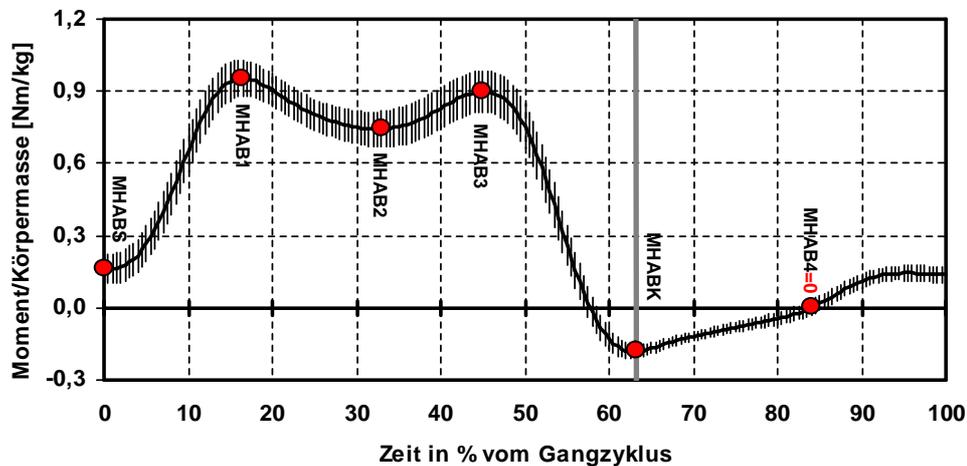


ABBILDUNG 38: REAKTIONSMOMENTE AM HÜFTGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FEMURS ABDUKTION/ADDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Signifikante Unterschiede zeigten sich bei der Variablen MHABS. Beide operierten Probandengruppen zeigten ein signifikant geringeres Abduktionsmoment im Vergleich zur Kontrollgruppe (siehe Tabelle 28).

Für die Variable MHAB3 zeigte sich, dass die Probanden mit Prothese gegenüber der Kontrollgruppe ein signifikant geringeres Abduktionsmoment aufwiesen (siehe Tabelle 28). Ebenso signifikant war in diesem Vergleich der Zeitpunkt für das Auftreten von MHAB3, also die Variable MHAB3-t (siehe Tabelle 28). Bei den Prothese-Probanden trat dieses Moment signifikant später auf als bei der Kontrollgruppe.

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede.

Zusammenfassung:

- Beide operierten Probandengruppen zeigten am Beginn des Gangzyklus (MHABS) beim Aufsetzen der Ferse ein geringeres Abduktionsmoment als die Kontrollgruppe.
- Die Probanden mit Prothese zeigten am Ende der Standphase (MHAB3) ein geringeres Abduktionsmoment als die Kontrollgruppe.

- Der Zeitpunkt für das Auftreten von MHAB3 (=MHAB3-t) war bei der Prothesengruppe signifikant später als bei der Kontrollgruppe.

#### 4.3.6.3 Außenrotation – Innenrotation

In Abbildung 39 sind die Reaktionsmomente der Außenrotation – Innenrotation im lokalen Koordinatensystem des Femurs dargestellt. Positive Werte bedeuten Außenrotationsmoment, negative Werte bedeuten Innenrotationsmoment. Zur Erläuterung der Variablen siehe Tabelle 26.

Bei ca. 40% des Gangzyklus kurz vor Ende der Ein-Bein-Phase zeigt sich ein Innenrotationsmoment-Maximum (MHRO1).

Die Variable MHROS charakterisiert den initialen Bodenkontakt und die Variable MHROK den Übergang von der Stand- in die Schwungphase.

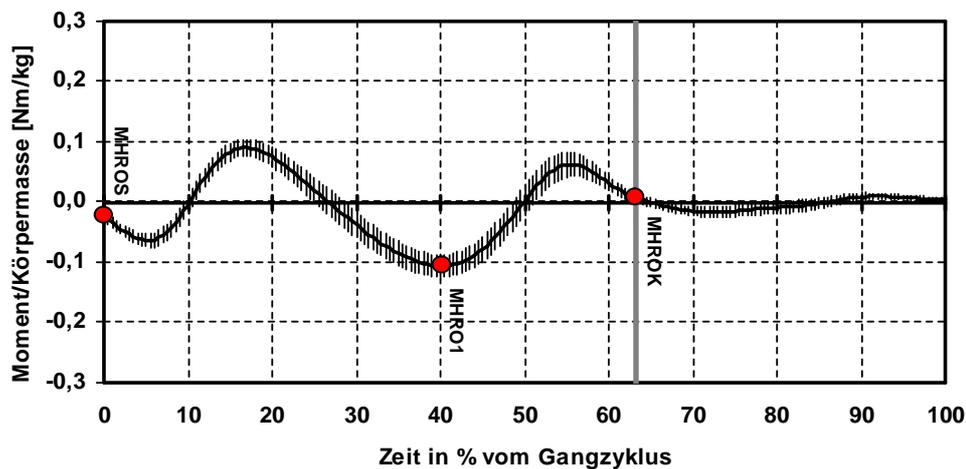


ABBILDUNG 39: REAKTIONSMOMENTE IM HÜFTGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FEMURS AUßENROTATION – INNENROTATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)

Nur für die Variable MHRO1 zeigte sich Signifikanz beim Vergleich der Prothesen- Probanden mit der Kontrollgruppe (siehe Tabelle 28). Die Probanden mit Prothese zeigten ein signifikant geringeres Innenrotationsmoment als die Kontrollgruppe.

Alle anderen Variablen zeigten keine signifikanten Unterschiede in den statistischen Vergleichen.

#### Zusammenfassung:

- Die Prothese-Probanden wiesen ein geringeres Innenrotationsmoment (MKRO1) in der mittleren Standphase als die Kontrollgruppe auf.

TABELLE 26: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN

Momente am Hüftgelenk		
Variable	Dimension	Beschreibung der Variablen
<b>Extension</b>		
MHEX1	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 1
MHEX1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 1
MHEX2	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 2
MHEX2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 2
MHEX3	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 3
MHEX3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 3
MHEX4	[Nm/kg]	Extensionsmoment an der Stelle 4
MHEX4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Extensionsmoment an der Stelle 4
MHEXS	[Nm/kg]	Extensionsmoment am Anfang des Gangzyklus
MHEXK	[Nm/kg]	Extensionsmoment am Ende der Standphase
<b>Abduktion</b>		
MHAB1	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 1
MHAB1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 1
MHAB2	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 2
MHAB2-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 2
MHAB3	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 3
MHAB3-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 3
MHAB4	[Nm/kg]	Abduktionsmoment an der Stelle 4
MHAB4-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Abduktionsmoment an der Stelle 4
MHABS	[Nm/kg]	Abduktionsmoment am Anfang des Gangzyklus
MHABK	[Nm/kg]	Abduktionsmoment am Ende der Standphase
<b>Rotation</b>		
MHRO1	[Nm/kg]	Rotationsmoment an der Stelle 1
MHRO1-t	% vom Gangzyklus	Zeit zum Rotationsmoment an der Stelle 1
MHROS	[Nm/kg]	Rotationsmoment am Anfang des Gangzyklus
MHROK	[Nm/kg]	Rotationsmoment am Ende der Standphase

TABELLE 27: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERierter ZU NICHT OPERierter SEITE

Momente am Hüftgelenk						
Variable	Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkprothese			Vergleich der operierten mit der nicht operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese		
	POP	PnOP	S	AOP	AnOP	S
<b>Extension</b>						
MHEX1	0,50 ±0,06	0,53 ±0,03	-	0,54 ±0,07	0,58 ±0,05	-
MHEX1-t	5,33 ±1,32	7,91 ±2,49	-	8,12 ±2,44	3,37 ±0,20	-
MHEX2	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHEX2-t	23,2 ±3,01	33,9 ±5,05	-	27,8 ±5,26	24,7 ±3,70	-
MHEX3	-0,40 ±0,09	-0,20 ±0,09	-	-0,20 ±0,17	-0,6 ±0,09	-
MHEX3-t	52,9 ±0,99	52,3 ±3,13	-	46,3 ±2,56	50,8 ±1,68	-
MHEX4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHEX4-t	85,8 ±1,30	84,7 ±1,83	-	86,5 ±0,36	87,8 ±1,35	-
MHEXS	0,27 ±0,03	0,25 ±0,03	-	0,23 ±0,04	0,29 ±0,02	~
MHEXK	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,02	-	-0,10 ±0,02	-0,10 ±0,01	-
<b>Abduktion</b>						
MHAB1	0,70 ±0,09	0,73 ±0,07	-	0,81 ±0,06	0,76 ±0,06	-
MHAB1-t	19,5 ±2,15	22,1 ±1,55	-	19,3 ±0,80	19 ±0,93	-
MHAB2	0,68 ±0,06	0,62 ±0,05	-	0,68 ±0,02	0,73 ±0,03	-
MHAB2-t	32,2 ±1,03	32,5 ±1,79	-	29,2 ±2,68	30,6 ±1,17	-
MHAB3	0,46 ±0,03	0,53 ±0,05	-	0,68 ±0,08	0,83 ±0,04	-
MHAB3-t	46,5 ±0,72	42,1 ±3,38	-	40,9 ±4,17	42,5 ±1,97	-
MHAB4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHAB4-t	81,0 ±1,99	77,0 ±3,44	-	72,5 ±2,30	80,9 ±0,72	~
MHABS	0,05 ±0,01	0,08 ±0,01	-	0,06 ±0,01	0,09 ±0,02	-
MHABK	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,02	-	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,01	-
<b>Rotation</b>						
MHRO1	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,02	-	-0,10 ±0,02	-0,10 ±0,02	-
MHRO1-t	45,2 ±0,94	43,4 ±1,76	-	42,1 ±2,72	47,7 ±1,35	~
MHROS	-0,00 ±0,00	-0,00 ±0,00	-	-0,00 ±0,00	-0,00 ±0,00	-
MHROK	0,01 ±0,00	0,01 ±0,00	-	-0,00 ±0,00	0,01 ±0,00	~

Darstellung der Messwerte: **Mittelwert ± Standardfehler**, S=Signifikanz, \* bedeutet **signifikant** ( $p \leq 0,05$ ), ~ bedeutet **fast signifikant** ( $0,05 \leq p \leq 0,10$ ), - bedeutet **nicht signifikant** ( $0,10 < p$ ), für den Vergleich wurde der **Wilcoxon-Test** für gepaarte Stichproben angewendet

TABELLE 28: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE – SPRUNGGELENKSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENKSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE

Momente am Hüftgelenk									
Variable	Vergleich der operierten Seiten zwischen Sprunggelenkprothese und Sprunggelenkarthrodese			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkprothese mit der Kontrollgruppe			Vergleich der operierten Seite bei Sprunggelenkarthrodese mit der Kontrollgruppe		
	POP	AOP	S	POP	KG	S	AOP	KG	S
<b>Extension</b>									
MHEX1	0,50 ±0,06	0,54 ±0,07	-	0,50 ±0,06	0,74 ±0,06	-	0,54 ±0,07	0,74 ±0,06	-
MHEX1-t	5,33 ±1,32	8,12 ±2,44	-	5,33 ±1,32	6,02 ±0,34	-	8,12 ±2,44	6,02 ±0,34	-
MHEX2	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHEX2-t	23,2 ±3,01	27,8 ±5,26	-	23,2 ±3,01	27,7 ±3,11	-	27,8 ±5,26	27,7 ±3,11	-
MHEX3	-0,40 ±0,09	-0,20 ±0,17	-	-0,40 ±0,09	-0,40 ±0,04	-	-0,20 ±0,17	-0,40 ±0,04	-
MHEX3-t	52,9 ±0,99	46,3 ±2,56	*	52,9 ±0,99	54,0 ±1,13	-	46,3 ±2,56	54,0 ±1,13	*
MHEX4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHEX4-t	85,8 ±1,30	86,5 ±0,36	-	85,8 ±1,30	83,2 ±2,29	-	86,5 ±0,36	83,2 ±2,29	-
MHEXS	0,27 ±0,03	0,23 ±0,04	-	0,27 ±0,03	0,34 ±0,04	-	0,23 ±0,04	0,34 ±0,04	-
MHEXK	-0,10 ±0,01	-0,10 ±0,02	-	-0,10 ±0,01	-0,20 ±0,01	*	-0,10 ±0,02	-0,20 ±0,01	*
<b>Abduktion</b>									
MHAB1	0,70 ±0,09	0,81 ±0,06	-	0,70 ±0,09	0,83 ±0,03	-	0,81 ±0,06	0,83 ±0,03	-
MHAB1-t	19,5 ±2,15	19,3 ±0,80	-	19,5 ±2,15	19,0 ±0,66	-	19,3 ±0,80	19,0 ±0,66	-
MHAB2	0,68 ±0,06	0,68 ±0,02	-	0,68 ±0,06	0,66 ±0,03	-	0,68 ±0,02	0,66 ±0,03	-
MHAB2-t	32,2 ±1,03	29,2 ±2,68	-	32,2 ±1,03	32,5 ±0,58	-	29,2 ±2,68	32,5 ±0,58	-
MHAB3	0,46 ±0,03	0,68 ±0,08	-	0,46 ±0,03	0,71 ±0,04	*	0,68 ±0,08	0,71 ±0,04	-
MHAB3-t	46,5 ±0,72	40,9 ±4,17	-	46,5 ±0,72	42,5 ±1,45	*	40,9 ±4,17	42,5 ±1,45	-
MHAB4	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-	Nullstelle	Nullstelle	-
MHAB4-t	81,0 ±1,99	72,5 ±2,30	-	81,0 ±1,99	76,4 ±1,94	-	72,5 ±2,30	76,4 ±1,94	-
MHABS	0,05 ±0,01	0,06 ±0,01	-	0,05 ±0,01	0,20 ±0,02	*	0,06 ±0,01	0,20 ±0,02	*
MHABK	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,01	-	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,01	-	-0,00 ±0,01	-0,00 ±0,01	-
<b>Rotation</b>									
MHRO1	-0,00 ±0,01	-0,10 ±0,02	-	-0,00 ±0,01	-0,10 ±0,01	*	-0,10 ±0,02	-0,10 ±0,01	-
MHRO1-t	45,2 ±0,94	42,1 ±2,72	-	45,2 ±0,94	43,9 ±0,44	-	42,1 ±2,72	43,9 ±0,44	-
MHROS	-0,00 ±0,00	-0,00 ±0,00	-	-0,00 ±0,00	-0,00 ±0,00	-	-0,00 ±0,00	-0,00 ±0,00	-
MHROK	0,01 ±0,00	-0,00 ±0,00	-	0,01 ±0,00	0,01 ±0,00	-	-0,00 ±0,00	0,01 ±0,00	-
Darstellung der Messwerte: Mittelwert ± Standardfehler, S=Signifikanz, * bedeutet <b>signifikant</b> (p≤0,05), ~ bedeutet <b>fast signifikant</b> (0,05≤p≤0,10), - bedeutet <b>nicht signifikant</b> (0,10<p), für den Vergleich wurde der <b>Mann-Whitney U-Test</b> für unabhängige Stichproben angewendet									

## 5 Aktenanalyse

### 5.1 Demografische Daten

Das Alter der Probanden in der Gruppe der Prothese war im Durchschnitt 53 Jahre (Range 33-70 Jahre). Bei den Probanden mit Arthrodese lag das Durchschnittsalter bei 49 Jahren (Range 37-60 Jahre).

Zum Zeitpunkt der Messung lag die Operation bei den Probanden, die eine Arthrodese erhalten hatten, im Durchschnitt 5,25 (Range 3-8) Jahre zurück. Es war einmal das rechte und viermal das linke obere Sprunggelenk betroffen. Die Probanden mit Arthrodese waren ausschließlich männlich, durchschnittlich 1,79 m groß und wogen durchschnittlich 88,32 kg.

Bei den Probanden, die eine S.T.A.R.-Prothese bekommen hatten, lag der Operationszeitpunkt im Durchschnitt 5,17 (Range 1-11) Jahre zurück. Bei den Probanden handelt es sich um 5 Frauen und einem Mann. Es war zweimal das rechte OSG und viermal das linke OSG betroffen. Die Probanden waren durchschnittlich 1,62 m groß und

wogen durchschnittlich 61,97 kg. Die Kontrollgruppe bestand aus 6 männlichen und 4 weiblichen Probanden. Das Durchschnittsalter lag bei 30,7 Jahre. Die Probanden der Kontrollgruppe waren im Durchschnitt 1,76 m groß und 71,01 kg schwer.

In Tabelle 1, Kapitel 3.5.2 sind die demografischen Daten zusammengefasst.

## 5.2 Auswertung der klinischen Untersuchung und Probandenbefragung

Ergebnis der Scoreauswertung nach McGuire (siehe Kapitel 3.7.1 und 3.7.2):

Bei den Probanden mit der S.T.A.R.-Prothese lag der Punktwert im Mittel bei 82,3 (63 – 99) Punkten, also im Bereich „sehr gut“.

Bei den Probanden mit der Arthrodesese lag der Mittelwert bei 87,25 (64 – 96) Punkten, also auch im Bereich „sehr gut“. Diese Gruppe büßte im Bereich des Bewegungsausmaßes, operationsbedingt, immer Punkte ein.

In Tabelle 29 und Tabelle 30 sind die weiteren Ergebnisse der Probandenbefragung aufgeführt.

TABELLE 29: AUSWERTUNG DER PROBANDEN MIT S.T.A.R.PROTHESE

Auswertung Probanden S.T.A.R. - Prothese						
Proband	SG01A	SG02A	SG05A	SG06A	SG08A	SG10A
Seite	rechts	links	links	links	rechts	rechts
Schmerzen	5 bis 6	8 bis 9	1	6	1	1
Supination	< 15°	<15°	< 15°	15° - 29° (~15°)	> 30°	< 15°
Pronation	< 15°	< 10°	< 10°	< 10°	< 10°	< 10°
Valgisierung unter Belastung	< 5°	< 10°	< 5°	< 5°	< 5°	< 5°
Varisierung unter Belastung	< 3°	< 3°	< 3°	< 3°	3-7°	< 3°
Fersengang	Ja	Nein	Ja	Nein (andere Gelenke)	Ja	Ja
Zehenspitzenengang	Ja	nein	Mit Hilfe	Ja	Ja (Knie leicht gebeugt)	Ja (Schmerzen in anderen Gelenken)
Einbeiniger Stand	Ja	Mit Hilfe	ja	Mit Hilfe	Ja	ja
Orthopädische Schuhe oder Einlagen	ja	Einlagen	Einlagen	Einlagen, Abrollhilfe	Einlagen	∅
Steigung hinauf	Zehenspitzen	normal	normal	Normal	normal	Keine Berge wg. anderer Gelenke
Steigung herunter	normal	normal	Normal (subjektiv als unangenehm beschrieben)	normal	normal	s.o.
USG wachstest?	ja	Ja	ja	ja	ja	ja
Dorsalextension / Plantarflexion OSG	10 / 0 / 40	5 / 0 / 10	10 / 0 / 30	10 / 0 / 35	10 / 0 / 15	0 / 0 / 20
Punkte Score nach McGuire (s. Kap. 3.7.1)	80	72	97	63	99	83

TABELLE 30: AUSWERTUNG DER PROBANDEN MIT ARTHRODESE

<b>Auswertung Probanden Arthrodeese</b>				
Proband	SG03A	SG04A	SG07A	SG09A
Seite	links	links	links	rechts
Schmerzen	1	2	5 bis 6	1
Supination	15 – 29° (20°)	30°	< 15°	15 – 29° (22°)
Pronation	10-19° (10°)	10-19°	< 10°	10 – 19° (14°)
Valgisierung unter Belastung	< 5°	< 5°	< 5°	< 5°
Varisierung unter Belastung	< 3°	<3°	< 3°	< 3°
Fersengang	ja	Ja	Ja	ja
Zehenspitzenengang	Ja (gebeugte Knie)	Ja (gebeugte Knie)	Ja (gebeugte Knie)	Ja (gebeugte Knie)
Einbeiniger Stand	ja	ja	Ja	ja
Orthopädische Schuhe oder Einlagen	Orthop. Schuhe (Beinverkürzung ~ 1,5cm)	Abrollhilfe	Artodesenstiefel	Abrollhilfe
Steigung hinauf	Normal	Zehenspitzen, außenrotierter Fuß	Außenrotierter Fuß	normal
Steigung herunter	normal	normal	normal	normal
USG w achelsteif?	Ja	ja	ja	ja
Dorsalexension /	∅	∅	∅	∅
Plantarflexion OSG				
Punkte Score nach McGuire (s. Kap. 3.7.1)	95	96	64	94

### **Score Auswertung (Score nach McGuire):**

Die Probanden mit Prothese lagen im Durchschnitt bei 82,3 Punkten (von möglichen 100) und somit im Bereich „sehr gut“.

Die Probanden mit Arthrodeese lagen im Durchschnitt bei 87,25 Punkten (von möglichen 100), auch im Bereich „sehr gut“. Diese Gruppe büßte immer Punkte im Bereich des Bewegungsausmaßes ein.

### **Schmerzen:**

Drei von sechs Probanden mit Prothese gaben an nie Schmerzen zu haben, die anderen drei gaben mittelmäßig bis starke Schmerzen, besonders unter Belastung, an.

Zwei der vier Probanden mit Arthrodeese gaben an nie Schmerzen zu haben, die anderen beiden gaben leichte bis mittelmäßige Schmerzen, besonders unter Belastung, an.

### **Bewegungsausmaß:**

Supination: Bei beiden Probandengruppen eingeschränkt möglich im Vergleich zur Kontrollgruppe.

Pronation: Bei den Probanden mit Prothese eingeschränkt möglich im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei den Probanden mit Arthrodeese mit einer Ausnahme kein Unterschied zur Kontrollgruppe feststellbar.

Valgisierung unter Belastung: Bei der Gruppe der Probanden mit Prothese bis auf eine Ausnahme kein Unterschied zur Kontrollgruppe. Bei der Gruppe der Probanden mit Arthrodesen kein Unterschied zur Kontrollgruppe feststellbar.

Varisierung unter Belastung: In der Gruppe der Probanden mit Prothese bis auf eine Ausnahme kein Unterschied zur Kontrollgruppe feststellbar. In der Gruppe der Probanden mit Arthrodesen kein Unterschied zur Kontrollgruppe feststellbar.

Fersengang: Bei den Probanden mit Prothese war der Fersengang bei vier von sechs Probanden uneingeschränkt möglich. Bei den Probanden mit Arthrodesen war der Fersengang immer uneingeschränkt möglich.

Zehenspitzenengang: Bei vier von sechs Probanden mit Prothese uneingeschränkt möglich. Bei den Probanden mit Arthrodesen in Kniebeugung immer uneingeschränkt möglich.

Einbeinstand: Bei vier von sechs Probanden uneingeschränkt möglich. Bei den Probanden mit Arthrodesen immer uneingeschränkt möglich.

Orthopädische Hilfsmittel: Bei nur einem Probanden mit Prothese wurden orthopädische Einlagen verschrieben. Alle Probanden mit Arthrodesen hatten entweder spezielle Schuhe oder Abrollhilfen.

Steigung hinauf: Bei vier von sechs Probanden mit Prothese normal. Bei zwei von vier Probanden normal. Sonst mit außenrotiertem Fuß oder auf Zehenspitzen.

Steigung hinunter: Bei vier von sechs Probanden mit Prothese normal. Bei den Probanden mit Arthrodesen immer normal.

Wackelsteifheit: Bei allen Probanden war das obere Sprunggelenk wackelsteif.

## 6 Diskussion

Bei beiden operierten Probandengruppen wurden jeweils beide Beine mit reflektierenden Markern ausgerüstet und vermessen. Bei der Kontrollgruppe wurden ebenfalls initial beide Beine vermessen, für unsere Untersuchung wurde der Mittelwert verwendet, davon ausgehend, dass sich bei einer gesunden, nicht voroperierten Person keine signifikanten Unterschiede ergeben. Die Ergebnisse der Ganganalyse der Kontrollgruppe stimmen hinsichtlich der Winkel, Momente und Bodenreaktionskräften mit denen von Gage überein [33]. Im Rahmen der Messgenauigkeit gleichen die von Perry erhobenen Daten denen in dieser Studie gefundenen [81].

Das Vicon-System, das in dieser Studie verwendet wurde, hat den Nachteil, dass die Markerpositionen nicht gleich den Gelenkpositionen sind und hier extrapoliert werden muss [31]. Die einzelnen Marker wurden mit einer Messgenauigkeit von ca. 3 mm im dreidimensionalen Raum registriert. In diesem Bereich liegt auch die Beweglichkeit der auf die Haut geklebten Marker. Die Bewegung der Marker relativ zu dem darunter liegenden Knochen ließe sich nur durch invasive Maßnahmen verringern, z.B. durch transkutane Schrauben, sog. „Bone Pins“, die im Knochen verankert werden [61]. Auf solche invasiven Maßnahmen haben wir in der vorliegenden Arbeit verzichtet, da auch auf der Haut angebrachte Marker ein anerkanntes und valides Verfahren darstellen [1]. Außerdem sollte den Probanden die zusätzliche Strahlenbelastung erspart bleiben.

Um Messfehler auszuschließen, erfolgte die Kalibration der Anlage vor jeder Messung eines Probanden. Die Probanden liefen 23 mal die ca. 8 m lange Gangstrecke ab. Wir wählten 23 Wiederholungen um die statistische Sicherheit zu erhöhen.

Ein weiterer Nachteil des hier verwendeten VICON-Systems ist, dass es ein Passiv-Markensystem ist, das heißt wir verwendeten passive, nicht selbst leuchtende Marker. Im Gegensatz zu aktiven Markern, die „gepulst“ werden können (je nach Rhythmus kann eine Zuordnung stattfinden), kann ein Computer passive Marker nicht voneinander unterscheiden. Der Vorteil dieses passiven Systems ist aber, dass keine weitere Energiequelle nötig ist, die Probanden also in ihrem Gangmuster nicht durch zusätzlich zu tragende Kabel und Batterien gestört werden. Außerdem kann die Kameraposition und die Anzahl an zeitgleich genutzten Kameras variiert werden (bis zu 6 Kameras). Es besteht außerdem der Vorteil bei normalen Lichtverhältnissen (Kunstlicht zwar notwendig, aber kein Stroboskop nötig) arbeiten zu können.

Die etwa 8m lange Gangstrecke befand sich auf ebenem Boden. Eine Untersuchung des Gangbildes auf dem Laufband wäre mit anderen Untersuchungen nicht vergleichbar [66, 91].

Die Probanden liefen die Gangstrecke im selbstgewählten Tempo ab. Wir verzichteten auf die Verwendung eines Metronoms, da dies die Ganggeschwindigkeit und den –rhythmus verändern und somit die erhobenen Daten verzerren kann. Außerdem ermöglicht ein unbeeinflusstes und selbst gewähltes Tempo sichere und wiederholbare Ergebnisse [50].

Das Gangbild kann auch von einer Beinlängendifferenz beeinflusst werden. In einer vergleichenden Untersuchung bei Beinlängendifferenz traten signifikante Veränderungen des Gangbildes bei einer Beinlängendifferenz von mehr als 6% der Beinlänge auf [89]. Wir haben bei unseren Probanden die Beinlänge nicht vermessen und sind von einem Wert unter 6% ausgegangen.

Insgesamt haben 10 Probanden an dieser Studie teilgenommen. Durch die Ausschlusskriterien (an der operierten Extremität außer der untersuchten Sprunggelenk-Operation keine weitere Operation) limitierte sich die Anzahl der möglichen Probanden. Von 123 mit einer Prothese versorgten Patienten waren nur 17 geeignet, wovon sich 6 zur Teilnahme bereit erklärten, 5 Frauen und 1 Mann. Von 154 mit einer Arthrodeese versorgten Patienten waren 27 geeignet, wovon sich 4 bereit erklärten teilzunehmen, alles Männer. Die Indikationen zur Operation war bei den Prothese-Probanden eine sekundäre OSG-Arthrose bei chronischer Polyarthrititis. Bei den Arthrodeese-Probanden bestand die Indikation bei sekundärer OSG-Arthrose bei chronischer Polyarthrititis, Hämophilie, posttraumatischer Arthrose und Hämochromatose. Die Kontrollgruppe bestand aus 4 Frauen und 6 Männern.

Die Prothese-Probanden waren mit durchschnittlich 52 Jahren älter als die Arthrodeese-Probanden mit durchschnittlich 52,5 Jahren. Das Alter der Kontrollgruppe lag bei durchschnittlich 30,7 Jahren. Auch waren die Prothese-Probanden kleiner und leichter (durchschnittlich 1,62 m, 61 kg) als die Probanden mit Arthrodeese (durchschnittlich 1,79 m, 88 kg) und die Kontrollgruppe (durchschnittlich 1,76 m, 71 kg) (siehe Tabelle 1).

Auch für die Probanden der Kontrollgruppe galten oben genannte Ausschlusskriterien.

Da das Verfahren der computergestützten Ganganalyse sehr aufwendig ist, schien die Anzahl von 10 Probanden primär ausreichend um große Unterschiede statistisch untermauern zu können. Es wurde auf kleine statistische Unterschiede, die ein größeres Probandenkollektiv erfordert hätten, nicht näher eingegangen.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Ganganalyse und der klinischen Untersuchung diskutiert:

Die Probanden mit Prothese und die Probanden mit Arthrodeese zeigten deutlich kürzere (Doppel-)Schrittlängen als die Kontrollgruppe. Die Schrittdauer und Doppelschrittdauer wurde davon nur bei den Probanden mit Arthrodeese beeinflusst, sie wiesen eine signifikant längere Doppelschrittdauer auf als die Kontrollgruppe.

Die Probanden mit Prothese zeigten eine signifikant längere Standphase der operierten Seite, allerdings nur eine fast signifikant längere Schrittdauer. Sie belasteten anscheinend das operierte Bein länger als das „gesunde“ Bein. Das „gesunde Bein“ musste demnach eine kürzer andauernde Schwungphase aufgewiesen haben, da die Doppelschrittdauer

insgesamt nicht signifikant verlängert war. Zu erwarten wäre ein „Schonmechanismus“, indem das operierte Bein weniger belastet wird, die Standphase also verringert ist. Dies war hier nicht der Fall, möglicherweise belasteten die Probanden das operierte Bein vorsichtiger und bewusster als das „gesunde“ Bein. Bei den Probanden mit Arthrodesen war es umgekehrt: die Schrittdauer der operierten Extremität war fast signifikant kürzer als auf der nicht operierten Seite. Die Standphase des „gesunden“ Beins war verlängert, auch länger als bei der Kontrollgruppe. Dies ließ sich durch das frühere Abheben der Ferse vom Boden und somit dem früheren Enden der Standphase erklären. Ebenfalls wahrscheinlich ist hier ein „Schonmechanismus“, der die Belastungszeit des operierten Beins verkürzt. Klinisch zeigte sich dies als „Humpeln“. Diese Befunde bestätigen frühere Berichte [79]. Möglicherweise sind diese Unterschiede beim Gehen mit orthopädischen Schuhzurichtungen nicht mehr zu finden [71].

Zum Schonmechanismus passend waren auch die gemessenen vertikalen Bodenreaktionskräfte. Bei den senkrechten Bodenreaktionskräften fiel bei den Prothese-Probanden eine geringere Dynamik des M-förmigen Kurvenverlaufs auf. Bei normaler Ganggeschwindigkeit würde die erste Belastungsphase bei 110% des Körpergewichts liegen, in der Mitte der Standphase bei 80% des Körpergewichts und zum Ende der Standphase, kurz von Heel-off, nochmals bei ca. 110% des Körpergewichts. Bei den Prothese-Probanden verlief diese Kurve deutlich flacher und pendelte um das Körpergewicht, bei den Probanden mit Arthrodesen zeigten sich nur fast signifikante Ergebnisse. Ursache könnte eine geringere Ganggeschwindigkeit als bei der Kontrollgruppe sein oder insgesamt vorsichtigeres Belasten der operierten Extremität.

Auch die parallel zur Gangrichtung gemessenen BRK, Abbremskraft und Abstoßungskraft sind passend zum Schonmechanismus. Beide Probandengruppen zeigten geringere Abbrems- und Abstoßungskräfte. Bei den Probanden mit Prothese war der Zeitpunkt der maximalen Abbremskraft ebenfalls deutlich eher im Verlauf des Gangzyklus als bei der Kontrollgruppe. Ist die Abbremskraft schwächer als die Abstoßungskraft und zeigt sich der Übergang von Abbremsen zu Abstoßen ebenfalls früher im Verlauf des Gangzyklus, so würde dies eine Zunahme der Geschwindigkeit bedeuten. Da die Prothese-Probanden zwar zu der geringeren Abbremskraft nur einen fast signifikant früheren Übergang von Abbremsung zu Beschleunigung, aber auch eine geringere Abstoßungskraft zeigten, ergaben sich insgesamt bei beiden operierten Probandengruppen konstante Geschwindigkeiten. Zum Schonmechanismus passend waren bei den Probanden mit Prothese die gemessenen nach medial gerichteten Scherkräfte, die physiologisch waren, aber später im Verlauf des Gangzyklus auftraten als bei der Kontrollgruppe. Die Probanden mit Arthrodesen dagegen zeigten stärker nach medial gerichtete Kräfte als die Kontrollgruppe. Bei den Arthrodesen-Probanden schien die Verlagerung des Körpergewichts auf das operierte Bein aufgrund der Versteifung des OSG mit stärkeren nach medial gerichteten Scherkräften verbunden zu sein. Durch die Versteifung war kein

Ausbalancieren im OSG mehr möglich und die bei der Gewichtsbelastung von medial einwirkenden Kräfte wurden direkt übertragen. Dies kann als eine Art Schutzmechanismus hin zum stabilisierenden gesunden Bein betrachtet werden.

Bei der Betrachtung der Winkel zwischen Fuß und Tibia zeigten die Probanden mit Prothese eine geringere Dorsalextension zur Mitte der Standphase. Zu diesem Zeitpunkt wird der Fuß das fixe und die Tibia das bewegte Segment, die Bewegungsrichtung ändert sich von Plantarflexion zu Dorsalextension. Die Probanden mit Prothese zeigten die maximale Dorsalextension später im Verlauf des Gangzyklus als die Probanden mit Arthrodeese, bei denen das Maximum auch später als in der Kontrollgruppe auftrat. Die Probanden mit Prothese lösten demnach die Ferse erst vom Boden ab, nachdem das Körpergewicht auf das kontralaterale Bein übertragen worden ist, was als Schonmechanismus verstanden werden kann. Beide Probandengruppen zeigten eine geringere Plantarflexion beim Übergang in die Schwungphase und auch während der Schwungphase zeigten die Probanden mit Prothese weiterhin eine geringere Plantarflexion als die Kontrollgruppe. Beide Probandengruppen zeigten dementsprechend auch ein geringeres Flexionsmoment beim Übergang in die Schwungphase als die Kontrollgruppe. Dies kann als Vorbereitung auf den nächsten Fersenkontakt verstanden werden. Beim Gehen wird durchschnittlich ein Gesamtbewegungsumfang des oberen Sprunggelenks von 30° genutzt (20° - 40°) [81]. Bei unserer Kontrollgruppe wurde ein Bewegungsumfang von durchschnittlich 21° genutzt. Die Probanden mit Prothese nutzten nur einen Gesamtbewegungsumfang von durchschnittlich 7°, die Probanden mit Arthrodeese von durchschnittlich 10°. Dies ist erstaunlich, da die Prothese-Probanden bei Kontrolluntersuchungen ein isoliertes Bewegungsausmaß von 15° bis zu 50° zeigten. Die Arthrodeese-Probanden zeigten mit 10° sogar ein größeres Bewegungsausmaß als die Prothese-Probanden, obwohl dies nach der Operation eigentlich nicht möglich sein sollte. Die Erklärung ist in der Hypermobilität der Vorfußgelenke zu sehen. Dieses Ergebnis wurde auch in einer früheren Studie gefunden [71]. Ebenso könnte der geringere Bewegungsumfang bei den Probanden mit Prothese von vernarbtem Kapsel- und Weichteilgewebe herrühren. Die Probanden mit Prothese setzten den Fuß auch stärker außenrotiert auf als die Kontrollgruppe. Diese Außenrotationstendenz hielt auch noch am Übergang in die Schwungphase und in der Schwungphase an. Das physiologische Innenrotationsmaximum in der Schwungphase erreichten diese Probanden ebenfalls später und es fiel geringer aus. Ursache könnte in der Platzierung der talaren und tibialen Komponente in leichter Außenrotation sein. Die Probanden mit Arthrodeese zeigten keinerlei Unterschiede im Vergleich zur Kontroll- und zur Prothesen-Gruppe. Hier kann keine Rotation im OSG mehr stattfinden, die gemessenen Winkel können nur durch Bewegungen im USG herrühren.

Die Probanden mit Arthrodeese stießen sich früher im Verlauf des Gangzyklus ab, dies ließ sich unter anderem auch bei der Betrachtung der Plantarflexionsmomente beobachten. Bedingt durch die Versteifung des Sprunggelenks, „rollen“ die Probanden zwar über die Ferse ab, können den Vorfuß aber nicht weiter absenken, die Tibia wird aber weiterhin nach vorne geführt. Sobald der Vorfuß Bodenkontakt hat und die Tibia physiologischerweise das bewegte Element wird, hebt bei den Arthrodeese-Probanden auch die Ferse wieder ab. Das Plantarflexionsmoment des Sprunggelenks hängt eng mit dem Flexionsmoment der Hüfte zusammen, dementsprechend trat auch das Flexionsmoment der Hüfte früher im Verlauf des Gangzyklus auf. Bei der Prothesengruppe ist operationsbedingt die Propriozeption nicht mehr möglich, daraus könnte das geringere Plantarflexionsmoment entstanden sein. Aber auch geringere Muskelkraft des M. triceps surae könnte die Ursache sein. Das geringere Plantarflexionsmoment bei Heel-off bei den Prothesenprobanden würde sich so erklären lassen. Ebenso das geringere Pronationsmoment, da auch im USG weniger Bewegung und Kraftentwicklung als physiologisch stattfand. Im Gegensatz dazu zeigten die Probanden mit Arthrodeese eine physiologische Kraftentwicklung im Vergleich zur Kontrollgruppe bei den Reaktionsmomenten für Pronation / Supination und Abduktion / Adduktion.

Die häufigsten Funktionsstörungen des Kniegelenks treten in der Sagittalebene auf. Die unphysiologischen Bewegungen zeigen sich meist in einer übermäßigen Flexion oder Extension. Weniger häufig sind übermäßige Varus- oder Valgusstellungen in der Frontalebene und übermäßige Rotationen in der Transversalebene.

Zu erwarten war, dass die Probanden mit Arthrodeese zu Beginn des Gangzyklus eine stärkere Extension zeigten, um eine möglichst lange Abrollbewegung über die Ferse zu erreichen, die Tibia wurde „mitgezogen“, im Knie zeigte sich eine Flexion, was an der Hüfte zu einer früher einsetzenden Extension in der Standphase führte.

Auch bei den Probanden mit Prothese haben wir bei Bewegungen in der Sagittalebene Abweichungen gesehen, dazu gehörten eine (fast signifikant) geringere Flexion in der Phase der Belastungsantwort bei ca. 10% des Gangzyklus und in der Standphase. Die eingeschränkte Kniegelenksflexion kann auf einen pathologischen Gelenkzustand schließen lassen. Fehlt die Kniegelenksflexion völlig, ist dies als Kompensationsmechanismus zu sehen. Ist die Knieflexion nur unzureichend möglich ist auch die Stoßdämpfung nur unzureichend möglich. Das Bein wirkt relativ steif, wenn nur eine Flexion von 5°-10° möglich ist. Bei Belastung wird das Körpergewicht direkt ohne von der Muskulatur abgepuffert zu werden vom Femur auf die Tibia übertragen. Wählt der Patient eine langsame Gehgeschwindigkeit, ist die Spitzenbelastung nicht höher als das Körpergewicht, beim schnellen Gehen jedoch sind Mikrotraumen möglich. Andererseits ist das vollständig extendierte Knie die stabilste Position unter Gewichtsbelastung, da der

Körpervektor vor oder mit der Gelenkachse verläuft. Dies ist eine erwünschte Position bei schwachem M. quadrizeps femoris, der der wiederholten Belastung durch ein flektiertes Knie nicht entgegenwirken kann. Ursache könnten auch Schmerzen im Knie sein, da rasche Bewegungen zu erhöhter Gewebespannung und somit zu Gelenkschmerzen führen. Außerdem können auch die Kompressionskräfte eines sich kontrahierenden M. quadrizeps femoris zu Schmerzen führen [81]. Dies könnte auf unsere Probanden zutreffen, da alle Probanden mit Prothese an rheumatoider Arthritis leiden.

Beim Übergang in die Schwungphase ließ sich eine stärkere Flexion im Vergleich zum kontralateralen Bein beobachten. Wobei sich im Vergleich zur Kontrollgruppe wiederum eine insgesamt geringere Flexion zeigte, was hier auch für die Probanden mit Arthrodeese zutrifft. Die kontralaterale Extremität schien als Kompensationsmechanismus einen geringeren Bewegungsumfang zu haben als physiologisch. Die Probanden mit Prothese zeigten auch in der Schwungphase eine geringere Flexion im Kniegelenk als die Kontrollgruppe, dies war mit einer stärkeren Dorsalextension im Sprunggelenk verbunden, um ein Schleifen der Zehen auf dem Boden zu vermeiden. Beide Probandengruppen wiesen einen geringeren Bewegungsumfang auf als die Kontrollgruppe. Hier bestätigen unsere Messungen die von Piriu [79].

In der Frontalebene zeigten die Probanden mit Prothese am Knie eine deutlich stärkere Abduktion beim Aufsetzen der Ferse als die Kontrollgruppe. Rheumatoide Arthritis ruft allgemein eine Valgusstellung im Knie hervor. Auslösender Faktor ist möglicherweise, dass der Proband den Rumpf nach lateral neigt, um ein schmerzhaftes Hüftgelenk zu entlasten oder eine Valgusstellung des Fußes zu kompensieren [81]. Osteoarthritis dagegen zeigt sich meist an der medialen Fläche des Tibiaplateaus, da das Kniegelenk der medialen Verlagerung des Körpervektors in der Standphase nachgibt. Die degenerativen Veränderungen nehmen zu und die Varusstellung verstärkt sich. Die Patienten schwingen mit dem Rumpf häufig nach lateral, um das mediale Knie zu entlasten [81]. Dazu passend waren ebenfalls die gemessenen Werte der Abduktions- / Adduktions-Reaktionsmomente. Auch dazu passend waren die gemessenen Winkel an der Hüfte. Die Probanden mit Prothese zeigten eine geringere Adduktion der Hüfte als die Probanden mit Arthrodeese und als die Kontrollgruppe. Bei den Prothese-Probanden war das Absinken der ipsilateralen Hüfte geringer, möglicherweise bedingt durch die Verlagerung des Oberkörpers zur OP-Seite um die kontralaterale Hüfte anzuheben oder um eine Schwäche der ipsilateralen Hüftabduktoren auszugleichen. Auch zeigten die Probanden mit Prothese später in der Schwungphase das Abduktionsmaximum. Die Hüfte der operierten Seite sank in der Schwungphase später ab als physiologisch. Hierzu passend waren die gemessenen Werte der Reaktionsmomente der Abduktion / Adduktion an der Hüfte.

In der Transversalebene zeigten die Probanden mit Prothese am Übergang in die Schwungphase eine geringere Innenrotation des Unterschenkels und in der

Schwungphase eine insgesamt geringere und später auftretende Innenrotation als die Kontrollgruppe. Dies lässt sich möglicherweise dadurch erklären, dass die Probanden mit Prothese das Knie beim Übergang in die Schwungphase und in der Schwungphase weniger flektierten. Flexion ist aber nötig um das Kniegelenk zu „Entriegeln“ damit eine Rotation des Unterschenkels gegenüber der Tibia möglich wird. Damit die Zehen in der Schwungphase nicht auf dem Boden „schleifen“ zeigten die Probanden mit Prothese eine stärkere Dorsalextension des Fußes am Übergang in die Schwungphase und in der Schwungphase um die fehlende Knieflexion auszugleichen. Hierzu passend war das ebenso geringere Innenrotationsmoment im Vergleich zur Kontrollgruppe. Da dieses Innenrotationsmoment durch eine Valgusstellung des Rückfußes bedingt ist, scheinen die Probanden mit Prothese diesen „Stoßdämfermechanismus“ weniger zu nutzen oder die Mm. Tensor fasciae latae und M. biceps femoris kontrahieren sich, erzeugen eine Außenrotation und wirken dem entgegen. Die Rotation in der Transversalebene wird in der Literatur insgesamt mit Vorsicht interpretiert, weil die Bewegungsumfänge sehr gering sind und deshalb möglicherweise die verwendete Messeinrichtung ungenaue Werte liefert [33].

Auffälligkeiten der Extension- und Flexionsmomente in der Sagittalebene zeigten sich bei beiden Probandengruppen schon am Beginn des Gangzyklus. Beide Probandengruppen zeigten ein signifikant geringeres Flexionsmoment beim Aufsetzen der Ferse. Die ischiokruralen Muskeln, die das Knie vor Hyperextension und Schäden an der hinteren Gelenkkapsel schützen sollen, waren bei beiden Probandengruppen am Beginn des Gangzyklus anscheinend weniger aktiv. Durch ihren Verlauf bewirken sie Extension im Hüftgelenk und Flexion im Kniegelenk. Sie sind somit auch Mitinitiatoren der Knieflexion bei der Belastungsantwort. Beide Probandengruppen setzten den Fuß mit eher extendiertem Kniegelenk auf. Im Augenblick der Lastaufnahme war bei den Probanden mit Arthrodesen das Knie in einer im Vergleich zur Kontrollgruppe extendierten Stellung um eine möglichst lange Abrollbewegung über die Ferse zu ermöglichen. Da das obere Sprunggelenk in etwa 90° fest fixiert ist, würde ein „freier Fall“ des Fußes automatisch die Tibia in der gleichen Geschwindigkeit mitziehen, abhängig von der Kraft des M. quadrizeps femoris. Auch das maximale Flexionsmoment, das bei der Verlagerung des Körpergewichts in den ersten 2% des Gangzyklus entsteht, war bei beiden Probandengruppen geringer und trat bei den Probanden mit Arthrodesen erwartungsgemäß früher als bei den Probanden mit Prothese und der Kontrollgruppe auf. Das nach der Belastungsantwort auftretende maximale Extensionsmoment zeigte bei beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede. Zum Ende der Standphase zeigten die Prothese-Probanden ein geringeres Flexionsmoment als die Arthrodesen-Probanden. Dies war mit der ebenfalls geringeren Flexion des Knies in der Stand- und Schwungphase der Prothese-Probanden zu erklären.

Das normale Bewegungsausmaß der Hüftrotation in der Transversalebene liegt unter 10°. Diese geringen Bewegungsausmaße sind auch im Hinblick auf Hautverschiebungsartefakte schwierig zu erfassen. Eine übermäßige Rotation des Beines kann vom Hüftgelenk selber ausgehen oder sekundär Folge einer Rotation des Beckens bzw. des Rumpfes sein. Jede sichtbare Rotation des Beines in der Transversalebene stellt eine unphysiologische Bewegung dar, denn der normale Bewegungsumfang von 5° (bis 10° Gesamtumfang) wird von den Stellungsänderungen des Beines überdeckt [81]. Im normalen Gang ist die Rotation visuell nicht auszumachen. Von übermäßiger Innen- oder Außenrotation kann dennoch gesprochen werden, abhängig vom Meßsystem ist dann das Rotationsausmaß, das als pathologisch angesehen werden kann, unterschiedlich. Wir haben dennoch ein paar generelle Trends beobachten können. Die Probanden mit Prothese zeigten in der Standphase weniger Innenrotation der operierten als gegenüber der kontralateralen Seite und im Vergleich zur Kontrollgruppe. Passend dazu ein geringeres Innenrotationsmoment. Am Übergang in die Schwungphase zeigte sich bei den Prothese-Probanden eine stärkere Außenrotation als bei der Kontrollgruppe. Dies kann durch eine Hyperaktivität des M. gluteus maximus ausgelöst sein, der in der terminalen Schwungphase das Hüftgelenk extendiert aber damit auch eine Außenrotation bewirkt [81]. Diese Befunde sind aber auch passend zum Aufsetzen der Ferse in Außenrotation bei den Probanden mit Prothese.

Bei der klinischen Untersuchung und Erhebung des Scores nach McGuire [67] lagen beide Probandengruppen im Bereich „sehr gut“. Die Probanden mit Prothese lagen bei 87,25 von 100 Punkten, die Probanden mit Arthrodesese bei 82,3 von 100 Punkten und schnitten etwas besser ab. Die Hälfte der Probanden mit Arthrodesese gaben an nie Schmerzen zu haben (VAS 1), die andere Hälfte gab mittelstarke bis starke Schmerzen an (VAS 5-9). Bei den Probanden mit Arthrodesese gaben zwei Probanden keine Schmerzen an (VAS 1), die anderen beiden leichte bis mittelstarke Schmerzen (VAS 5-6). Somit schienen die Probanden mit Arthrodesese weniger Schmerzen zu haben. Diese Probanden nutzten im täglichen Leben allerdings auch orthopädische Hilfsmittel wie Abrollhilfen oder Arthrodesesenstiefel.

## 7 Zusammenfassung

Bei der operativen Behandlung von Patienten mit Destruktionen am oberen Sprunggelenk (OSG) stehen derzeit die operativen Verfahren der Arthrodeese und der endoprothetische Ersatz des Sprunggelenks zur Verfügung. Der endoprothetische Gelenkersatz des OSG war im Gegensatz zur Arthrodeese zum Zeitpunkt dieser Untersuchung ein noch wenig etabliertes Verfahren in diesem Bereich.

Die Ganganalyse stellt eine objektivierbare Methode dar, um das Gangbild zu beurteilen, mögliche Unterschiede sichtbar zu machen und sie ermöglicht eine Beurteilung der Funktion.

Bei 10 Probanden (6 mit Prothese, 4 mit Arthrodeese) und 10 Probanden als Kontrollgruppe wurden die Funktionen des Ganges klinisch und ganganalytisch untersucht. Es wurden Vergleiche der operierten mit der nicht operierten Extremität, Vergleiche zwischen Arthrodeese und Prothese und ein Vergleich zur Kontrollgruppe vorgenommen. Die Ganganalyse setzte sich aus der Bewegungsanalyse mittels eines Videokamerasystems (Vicon) und der Messung der Bodenreaktionskräfte (Kistlerplatten) zusammen.

Die von uns erhobenen Werte konnten z.T. Daten aus bereits publizierten Studien bestätigen [56, 67, 71]. Dazu gehört u.a. die geringere Belastung des operierten Beines und die „Schonhaltung“, was besonders bei den Bodenreaktionskräften der Probanden mit Prothese zu beobachten war. Zudem ließ sich bei beiden Probandengruppen bei der in Laufrichtung gerichteten Kraft eine geringere Steilheit nachweisen, ebenfalls als Nachweis einer geringeren Belastung. Die auftretenden Kräfte beim Abbremsen waren bei beiden Probandengruppen erwartungsgemäß geringer als bei der physiologischen Situation der Kontrollgruppe. Die Probanden mit Arthrodeese lösten die Ferse eher vom Boden als die Probanden mit Prothese, welche die Ferse erst vom Boden lösten als der kontralaterale Fuß den Boden berührte, um eine gleichmäßigere Gewichtsverteilung zu ermöglichen. Die Probanden mit Arthrodeese zeigten einen scheinbar größeren Bewegungsumfang des OSG als beide anderen untersuchten Gruppen, was sicherlich durch die Hypermobilität der angrenzenden Gelenke bedingt wurde. Auffällig war der Gang der Probanden mit Prothese mit eher außenrotiertem Fuß. Ebenso zeigten sich die gemessenen Gelenkwinkel am Knie bei beiden Probandengruppen von der Norm abweichend, wie bereits in der Literatur vorbeschrieben [81]. Interessant hierbei war, dass beide Probandengruppen einen geringeren Bewegungsumfang im Bereich der Knie aufwiesen als die Kontrollgruppe. Hier bestätigen unsere Messungen die von Piriu [79]. Beide Probandengruppen zeigten ebenfalls deutlich verkürzte Schrittlängen, die Probanden mit Arthrodeese zeigten dazu auch eine kürzere Doppelschrittdauer als physiologisch. Die Probanden mit Prothese zeigten eine verlängerte Standphase im Vergleich zu den Probanden mit Arthrodeese. Klinisch war der Gangablauf bei den

Probanden mit Prothese als symmetrischer zu bezeichnen als der bei den Probanden mit Arthrodesen, die eher ein Humpeln aufwiesen.

In der klinischen Untersuchung ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen OSG-Prothese und - Arthrodesen. Beide Probandengruppen schnitten bei der Scoreerhebung nach McGuire annähernd gleich gut ab. Bei der subjektiven Befragung der Probanden hinsichtlich des Operationsverfahrens waren beide Probandengruppen zufrieden mit der jeweils gewählten Operationsmethode. Die Wahl des Operationsverfahrens muss also für den Kliniker nach anderen Gesichtspunkten erfolgen, wie etwa Alter, Aktivitätsgrad und Lebensumstände des Patienten, operative Möglichkeiten, Grunderkrankungen, Belastungen der Nachbargelenke.

Zusammenfassend konnten mittels der beschriebenen Ganganalyse signifikante Unterschiede zwischen den Untersuchungsgruppen identifiziert werden. Wie die klinische Beurteilung durch akzeptierte Scores für das OSG jedoch zeigten, resultierte daraus für den Patienten jedoch kein Unterschied. Die Ganganalysen gaben aber einen Hinweis darauf, dass die angrenzenden Gelenke nach OSG-Prothese und OSG-Arthrodesen unterschiedlich belastet werden, woraus sich langfristig klinische Implikationen ergeben könnten. Dies kann mit der vorliegenden Arbeit jedoch nur spekuliert werden.

Insgesamt ist die klinische Ganganalyse zur Entscheidungsfindung des Operationsverfahrens nicht geeignet. Sie könnte aber für zukünftige Entwicklung oder Optimierung des Operationsverfahrens bzw. Optimierung des Prothesendesigns dienen, wofür aber weitere Studien sinnvoll erscheinen.

## 8 Literaturverzeichnis

- 1 **Andriacci TP**  
Practical and theoretical considerations in the application in the development of clinical gait analysis  
Bio-med mat and eng. 8: 137-143 (1998)
- 2 **Albert E**  
Zur Resektion des Kniegelenks  
Wien Med Press, Wien, 20-705 (1879)
- 3 **Alvine F.G.**  
Total Ankle Arthroplasty: New Concepts and Approach  
Contemporary Orthopaedics 4: 397-403 (1991)
- 4 **Alvine FG, Conti S.F.**  
Die Agility-Sprunggelenkprothese  
Orthopäde 35: 521-526 (2006)
- 5 **Baciu CC**  
A simple technique for arthrodesis of the ankle  
J Bone Joint Surg Br: 68 (2): 266-267 (1986)
- 6 **Bauer G, Kinzl L**  
Arthrodesen des oberen Sprunggelenks  
Orthopäde 25: 158-165 (1996)
- 7 **Bauer R, Kerschbaumer F, Poisel S**  
Orthopädische Operationslehre untere Extremität  
Thieme, Stuttgart, New York (1994)
- 8 **Bednarz PA, Beals TC, Manoli A**  
Subtalar distraction bone block fusion: an assessment of outcome  
Foot Ankle Intern 12: 785-791 (1994)
- 9 **Blömer W, Ungethüm M, Stuhler T**  
Vergleichende mechanische Untersuchungen verschiedener Fixateur externe Montagen bei Sprunggelenksarthrodesen  
In: Stuhler T (Hrsg) Arthrodesen  
Thieme, Stuttgart, New York 229-236 (1994)
- 10 **Bogey A, Banes LA, Perry J**  
Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during Gait.  
Arch Phys Med Rehabil. 73: 835-841 (1992)
- 11 **Bolton-Maggs BG, Sudlow RA, Freeman MAR**  
Total ankle arthroplasty. A long-term review of the London Hospital experience.  
J Bone Joint Surg 67-B: 785-790 (1985)
- 12 **Braune CW, Fischer O**  
Der Gang des Menschen, Teil 1  
Abh.math.phys.klasse d. Konigl.-Sächs.Ges.Wissensch. 21: 153-322 (1895)
- 13 **Buchholz HW, Engelbrecht E, Segel A**  
Totale Sprunggelenksendoprothese Modell St. Georg  
Chirurg 44: 241-249 (1973)
- 14 **Buechel FF, Pappa MJ, Iorio LJ**  
New Jersey low contact stress total ankle replacement: biomechanical rationale and review of 23 cementless cases  
Foot Ankle Int 8: 279-290 (1988)

- 15 Buechel FF**  
Total ankle replacement – state of the art  
Foot Ankle 13: 2671-2687 (1991)
- 16 Buechel FF, Pappas MJ**  
Survivorship and clinical evaluation of cementless, meniscal-bearing total ankle replacements  
Seminars in Arthroplasty 3: 43-50 (1992)
- 17 Buechel FF Sr, Buechel FF Jr, Pappas MJ**  
Ten Years evaluation of cementless Buechel Pappas meniscal bearing total ankle replacements.  
Foot Ankle Int 24: 426-472 (2003)
- 18 Burge P, Evans M**  
Effect of surface replacement arthroplasty on stability of the ankle  
Foot Ankle 7: 10-17 (1986)
- 19 Carlsson AS, Henricson A, Linder L, Nielsson JA, Redlund-Johnell I.**  
A survival analysis of 52 Bath & Wessex ankle replacements.  
Foot 4: 34-40 (1994)
- 20 Charnley J**  
Compression arthrodesis of the ankle and shoulder  
J Bone Joint Surg Br 33: 180-191 (1951)
- 21 Coester LM, Saltzmann CL, Leupold J, Pontarelli W**  
Long-term results following ankle arthrodesis for posttraumatic arthritis  
J Bone Joint Surg Am 83: 219-228 (2001)
- 22 Crosby LA, Yee TC, Formanek TS, Fitzgibbons TC**  
Complications following arthroscopic ankle arthrodesis  
Foot Ankle Int 17: 340-342 (1996)
- 23 Dini AA, Basett FH III.**  
Evaluation of the early result of Smith total ankle replacement.  
Clin Orthop 146: 228-230 (1980)
- 24 Deuretzbacher G, Rehder U**  
Dreidimensionale Bewegungsanalyse und Modellierung arbeitsspezifischer Tätigkeiten  
Hamburg: unveröffentlicht (1990)
- 25 Deuretzbacher G, Rehder U**  
Ein CAE-basierter Zugang zur dynamischen Ganzkörpermodellierung – die Kräfte in der lumbalen Wirbelsäule beim asymmetrischen Heben  
Biomed.Technik. 40: 93-98 (1995)
- 26 Easley ME, Vertullo CJ, Urban WC, Nunley JA**  
Total ankle arthroplasty.  
J Am Acad Orthop Surg 10: 157-167 (2002)
- 27 Engelbrecht E**  
Sprunggelenksprothese Modell „St. Georg“  
Z Orthop 113: 546-548 (1975)
- 28 Enneking WF, Dunham W, Gebhardt MC, Malawar M, Ritschl P, Prichard DJ**  
A System for the functional Evaluation of Reconstructive Procedures After Surgical treatment of Tumors of the Musculoskeletal System  
Clin-Orthop.286: 241-246 (1991)
- 29 Fink B, Rütger W, Tillmann K**  
Die OSG-Endoprothese. Entwicklung und Ergebnisse  
Akt. Rheumatol. 24: 95-101 (1999)

- 30 Fischer O**  
Beschreibung eines neuen Modells zur Veranschaulichung der Bewegungen des Menschen  
Arch.Anat. Physiol.: 257-264 (1895)
- 31 Gage JR, Ounpuu S**  
Gait Analysis in Clinical Practice  
Semin Orthop. 4, Nr.2: 72-87 (1989)
- 32 Gage, JR**  
The clinical use of kinetics for evaluation of pathological gait in cerebral palsy.  
J Bone Joint Surg. 76-A: 622-631 (1994)
- 33 Gage, JR**  
The Treatment of Gait Problems in cerebral palsy.  
London Mac Keith Press (2004)
- 34 Giolito A, Grob C**  
Verriegelungsarthrodese des oberen Sprunggelenkes  
In: Stuhler T (Hrsg) Arthrodesen  
Thieme, Stuttgart, New York, 252-253 (1994)
- 35 Glick JM, Morgan CD, Myerson MS et al.**  
Ankle arthrodesis using an arthroscopic method: long-term follow-up of 34 cases  
Arthroscopy 12: 428-434 (1996)
- 36 Goodfellow J, O'Connor J**  
The Mechanics of the knee and prosthesis design  
J Bone Joint Surg 60B: 358-369 (1978)
- 37 Groth H**  
The Oregon ankle – a total ankle designed to replace all three articulations  
In: Colloqu Internat.: L'arthrose du cou-de-pied et du pied, Charleroi Okt. 1976  
(Editions du CIFo P Charleroi) 157-162 (1976)
- 38 Hay SM, Smith TWD**  
Total ankle arthroplasty: a long-term review  
Foot 4: 1-5 (1994)
- 39 Hintermann B**  
Die STAR-Sprunggelenkprothese, Kurz- und mittelfristige Erfahrungen  
Orthopäde 28: 792-803 (1999)
- 40 Hintermann B, Nigg BM**  
Influence of arthrodesis on kinematics of the axially loaded ankle complex during dorsiflexion/plantarflexion  
Foot Ankle Int 16: 633-636 (1995)
- 41 Hintermann B, Nigg BM, Cole GK**  
Influence of selective arthrodesis on the movement transfer between calcaneus and tibia in vitro  
Clin Biomech 9: 356-361 (1994)
- 42 Hoffmann AH, Fink B**  
Moderne 3-Komponenten-Sprunggelenkprothesen  
Orthopäde 36: 908-916 (2007)
- 43 Holz U**  
Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes mit Zugschrauben.  
In Stuhler T (Hrsg) Arthrodesen  
Thieme, Stuttgart, New York, 248-251 (1994)

- 44 Inman VT**  
The joints of the ankle.  
Baltimore: Williams and Wilkins (1946)
- 45 Inman VT, Ralston HJ, Todd F**  
Human Walking  
Baltimore, MD, Williams and Wilkins Company, 1981
- 46 Jackson A, Glasgow M**  
Tarsal hypermobility after ankle fusion – fact or fiction  
J Bone Joint Surg Br 61: 470-473 (1979)
- 47 Jäger M, Wirth CJ**  
Praxis der Orthopädie (2. Auflage)  
Thieme, Stuttgart, New York (1992)
- 48 Johnson FW, Boseker EH**  
Arthrodesis of the ankle  
Arch Surg 97: 766-773 (1968)
- 49 Jerosch J, Steinbeck J, Schröder M, Reer R**  
Arthroscopically assisted arthrodesis of the ankle joint  
Arch OrthopTrauma Surg 115: 182-189 (1996)
- 50 Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB**  
Repeatability of Kinematic, Kinetic and Elektromyographic Data in Normal Adult Gait  
J. Orthop res. 3: 350-359 (1985)
- 51 Kapandji I. A.**  
Funktionelle Anatomie der Gelenke  
Hippokrates Verlag, Stuttgart (1984)
- 52 Kirkup J**  
Richard Smith ankle arthroplasty.  
Roy Soc Med 87: 301-304 (1985)
- 53 Kirkup J**  
Rheumatoid arthritis and ankle surgery  
Ann Rheum Dis 49: 837-844 (1990)
- 54 Kitaoka HB, Patzer GL, Ilstrup DM, Wallrichs SL**  
Survivorship analysis of the Mayo total ankle arthroplasty  
J Bone Joint Surg 76A: 974-979 (1994)
- 55 Kitaoka HB, Patzer GL**  
Clinical results of the Mayo total ankle arthroplasty  
J Bone Joint Surg 78A: 1658-1664 (1996)
- 56 Kofoed H, Stürup J**  
Comparison of ankle arthroplasty and arthrodesis. A prospective series with long-term follow up  
Foot 4: 6-9 (1994)
- 57 Kofoed H, Danborg L**  
Biological fixation of ankle arthroplasty  
Foot 5: 27-31 (1995)
- 58 Kofoed H, Sørensen TS**  
Ankle arthroplasty for rheumatoid arthritis and osteoarthritis  
J Bone Joint Surg (Br.) 80-B: 328-323 (1997)
- 59 Kofoed H**  
Die Entwicklung der Sprunggelenksarthroplastik  
Orthopäde 28: 804-811 (1999)

- 60 Kummer B**  
Anatomie und Biomechanik  
In: Süssenbach F, Maaz B, Gierse H, Bermann E:  
Fortschritte in der Orthopädie und Traumatologie 6  
Landsberg/Lech: Ecomed 13-19 (1996)
- 61 Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A**  
Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking.  
J Orthop Res. 12: 412-420 (1994)
- 62 Lang M**  
Kompressions-Resektionsarthrodesen mit Fixateur externe im oberen Sprunggelenk  
Medizinische Dissertation  
Universität Tübingen (1997)
- 63 Leicht P, Kofoed H**  
Subtalar arthrosis following ankle arthrodesis  
Foot 2: 89-92 (1992)
- 64 Lidor C, Ferris LR, Hall R et al.**  
Stress fracture of the tibia after arthrodesis of the ankle or the hindfoot  
J Bone Joint Surg Am 79: 558-564 (1997)
- 65 Lord G, Marotte JH,**  
Prothese totale de cheville. Technique et premier resultats. A propos de 12 observations.  
Rev Chir Orthop 59: 139-151 (1973)
- 66 Mainka C, Boenick U**  
Integrierte Gangbildanalyse für zukünftige routinemäßige klinische Anwendungen  
Biomed. Technik. 38: 325-331 (1993)
- 67 McGuire MR, Kyle RF, Gustilo RB, Premer RF**  
Comparative analysis of ankle arthroplasty versus ankle arthrodesis  
Clin-Orthop. 226: 174-181 (1988)
- 68 Mann RA, Hagy J**  
Biomechanics of walking, running and sprinting  
Am J Sports Med.8: 345-350 (1980)
- 69 Marcus RE, Balourdas GM, Heiple KG**  
Ankle arthrodesis by Chevron Fusion with internal fixation and bone-grafting  
J Bone Joint Surg Am 65: 833-838 (1983)
- 70 Marsh CH, Kirup JR, Regan WM**  
The Bath & Wessex ankle arthroplasty  
J Bone Joint Surg 69-B: 153-154 (1987)
- 71 Mazur J, Scharz E, Simons S**  
Ankle arthrodesis. long-term follow-up with gait-analysis  
J Bone Joint Surg Am 61: 964-975 (1979)
- 72 Myerson MS, Quill G**  
Ankle arthrodesis. A comparison of an arthroscopic and an open method of treatment.  
Clin Ortop 268: 84-95 (1991)
- 73 Newton SE III.**  
Total ankle replacement arthroplasty. An alternative to ankle fusion  
J Bone Joint Surg 57-A: 1033 (1975)
- 74 Newton SE III.**  
An artificial ankle joint  
Clin Orthop 142: 141-145 (1979)

- 75 Newton SE III.**  
Total ankle arthroplasty. Clinical study of fifty cases.  
J Bone Joint Surg 64-A: 104-111 (1982)
- 76 Niemy K**  
Zur Behandlung der Fußdefomitäten bei ausgeprägten Lähmungen  
Arch Orthop Unfallchir 3: 60-64 (1905)
- 77 O'Brian TS, Hart TS, Sheref MJ, Stone J, Johnson J**  
Open versus arthroscopic ankle arthrodesis: a comparative study  
Foot Ankle Int 20: 368-374 (1999)
- 78 Ounpuu S, Winter DA**  
Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait.  
J Pediatr Orthop. 11: 341-349 (1991)
- 79 Piriou P, Culpan P, Mullins M, Cardon JN, Pozzi D, Judet T**  
Ankle replacement versus arthrodesis. A Comparative gait analysis study  
Foot Ankle Int 29(1): 3-9 (2008)
- 80 Perry J**  
Anatomy and biomechanics of the hindfoot.  
Clin Orthop 177: 9-16 (1983)
- 81 Perry J**  
Ganganalyse  
Urban und Fischer Verlag, 1. Auflage (2003)
- 82 Rössler H, Pitzen P, Rüter W et al.**  
Orthopädie und Unfallchirurgie.  
Elsevier, Urban & Fischer, München, 19. Auflage (2007)
- 83 Samuelson KM, Freeman MAR, Tuke MA**  
Development and evolution of the ICLH ankle replacement  
Foot Ankle 3: 32-36 (1982)
- 84 Schill S, Biehl C, Thabe H**  
Prothetische Versorgung des Sprunggelenks. Mittelfristige Ergebnisse nach Thompson-Richards- und STAR-Prothesen  
Orthopäde 27: 183-187 (1998)
- 85 Scholz KC**  
Total ankle arthroplasty using biological fixation components compared to ankle arthrodesis  
Orthopaedics 10: 125-131 (1987)
- 86 Scranton PE, Fu FH, Brown TD**  
Ankle arthrodesis. A comparative clinical and biomechanical evaluation  
Clin Orthop 151: 234-243 (1980)
- 87 Sinn W, Tillmann K**  
Mittelfristige Ergebnisse der TPR-Sprunggelenksendoprothese  
Akt. Rheumatol 11: 231-236 (1986)
- 88 Soldner E, Börner M**  
Die Arthrodesis im unteren Sprunggelenk nach Fersenbeinfrakturen.  
In: Stuhler T (Hrsg) Arthrodesen  
Thieme, Stuttgart, New York, 296-299 (1994)
- 89 Song KM, Halliday SE, Little DG**  
The effect of limb-length discrepancy on gait.  
J Bone Joint Surg. 79-A: 1690-1698 (1997)

- 90 Stauffer RM**  
Total joint arthroplasty. The ankle.  
Mayo Clin Proc 54: 570-575 (1979)
- 91 Steeger D, Blümlein H, Bodem M, Menke W**  
Stellt die Bewegungsanalyse des menschlichen Gangbildes auf dem Rollergotest eine Alternative zur Untersuchung auf der ebenen Laufstrecke dar?  
Dtsch Z Sportmed. 47: 328-336 (1996)
- 92 Takakura Y, Tanaka Y, Sugimoto K, Tamai S, Masuhara K**  
Ankle arthroplasty. A comparative study of cemented metal and uncemented ceramic prosthesis.  
Clin Orthop 252: 209-216 (1990)
- 93 Thermann H, Hübner T, Roehler A, Tscherne H**  
Schraubenarthrodese des oberen Sprunggelenkes  
Orthopäde 25: 166-176 (1996)
- 94 Thomann KD**  
Die künstliche Gelenkversteifung – zur Geschichte eines therapeutischen Verfahrens  
In: Stuhler T (Hrsg) Arthrodesen  
Thieme, Stuttgart, New York, 2-21 (1994)
- 95 Tillmann K**  
Der rheumatische Fuß und seine Behandlung  
Bücherei des Orthopäden, Band 18, Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (1977)
- 96 Tillmann K**  
In: Wirt CJ, Kohn D, Siebert WE  
Rheumaorthopädie – untere Extremität, Eingriffe am oberen Sprunggelenk  
Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio 166-173 (1995)
- 97 Vickerstaff J.A., Miles A.W., Cunningham J.L.**  
A brief history of total ankle replacement and a review of the current status  
Medical Engineering & Physics 29: 1056-1064 (2007)
- 98 Wagner H, Pock HG**  
Die Verschraubungsosteosynthese der Sprunggelenke  
Unfallheilkunde 85: 280-300 (1982)
- 99 Wang CJ, Tambakis AP, Fielding JW**  
An evaluation of ankle fusion in children  
Clin Orthop 98: 233-238 (1974)
- 100 Waugh TR, Evaski PM, McMaster WC**  
Irvine ankle arthroplasty: Prosthetic design and surgical technique  
Clin Orthop 114: 180-184 (1976)
- 101 Wiedmer L, Langer T, Knüsel O**  
Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose.  
Orthopäde. 21: 35-40 (1992)
- 102 Winter DA**  
In: Winter DA, Biomechanics and motor control of normal human gait.  
Waterloo (Ontario, Kanada): second Edition, University of Waterloo Press (1991)
- 103 Wirth, CJ**  
In: Wirth CJ und Zichner L (Hrsg.), Orthopädie und orthopädische Chirurgie  
Band: Fuß, Thieme, Stuttgart, New York (2002)

- 104 Wood PLR, Prem H, Sutton C**  
Total ankle Replacement  
Medium-term results in 200 Scandinavian Total Ankle Replacements  
J Bone Joint Surg (Br) 90-B: 605-610 (2008)
- 105 Wynn AH, Wilde AH**  
Long-term follow-up of conaxial (Beck-Steffee) total ankle arthroplasty  
Foot Ankle 13: 303-306 (1992)
- 106 Yang JF, Winter DA**  
Surface EMG profiles during different walking cadences in humans.  
Electroenceph Clin Neurophys. 60: 485-491 (1985)

## 9 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
ADC-Karte	Analog-Digital-Konverter Karte
AES	Ankle Evolutive System, Prothesentyp der Firma Biomet
Alpha-Workstation 255	spezieller Computer Arbeitsplatz
AOP	Probanden mit Arthrodeese, operierte Extremität
AnOP	Probanden mit Arthrodeese, nicht operierte Extremität
Art.	Articulatio
bzw	Beziehungsweise
BOX	Prothesentyp der Firma Finsbury Orthopaedics
BRK	Bodenreaktionskräfte
ca.	Circa
cm	Zentimeter
d.h.	das heißt
EMG	Elektromyographie
ESKA	Prothesentyp der Firma ESKA Implants, Deutschland
Fa.	Firma
Hz	Hertz
ICLH	Imperial College of London Hospital Prothese
KG	Kontrollgruppe
kg	Kilogramm
m	Meter
M.	Musculus
Mm.	Musculi
min.	Minute
Nm	Newtonmeter
Ns	Newtonsekunde
OSG	oberes Sprunggelenk
OSG-Prothese	Prothesentyp der Firma Corin
PDP 11	älterer, im experimentellen Forschungsbereich weit verbreiteter 16-Bit-Computer
POP	Probanden mit Prothese, operierte Extremität
PnOP	Probanden mit Prothese, nicht operierte Extremität
S	Signifikanz
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
sog.	sogenannt
S.T.A.R.	Scandinavian Total Ankle Replacement
Tab.	Tabelle
TNK	Prothese der Kyocera Corporation Japan
TPR	Thompson-Parkridge-Richards-Prothese
u.a.	unter anderem

USG	unteres Sprunggelenk
v.a.	vor allem
VAS	visuelle Analogskala (0 = keine Schmerzen, 10 = stärkste Schmerzen)
VAX 3100	VAXstation 3100, spezieller Computer, hier für Grafik-Anwendungen verwendet
VICON	Vicon Motion Systems, Firma die Ausstattung und Zubehör für BewegungsanalySELaboratorien entwickelt und vertreibt (VICON – UK, Oxford, England)

# 10 Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: BEWEGUNGSACHSEN AM FUß [51].	5
ABBILDUNG 2: TIBIALE GELENKFLÄCHE = 70°, TALARE GELENKFLÄCHE = 140 – 150°.	5
ABBILDUNG 3: SCHRAUBENARTHRODIESE DES OBEREN SPRUNGGELENKS MIT 2-5 SCHRAUBEN [103].	7
ABBILDUNG 4:	10
ABBILDUNG 5: IN-SITU-POSITION DER S.T.A.R. –PROTHESE (GRAFIK: WALDEMAR LINK GMBH, HAMBURG).	10
ABBILDUNG 6: A.P. UND SEITLICHE RÖNTGENAUFNAHME NACH IMPLANTATION EINER S.T.A.R.-PROTHESE (EIGENE QUELLE).	10
ABBILDUNG 7: S.T.A.R.-PROTHESE AM KNOCHENMODELL.	11
ABBILDUNG 8: VERSCHIEDENE SPRUNGGELENKSPROTHESEN-MODELLE: A) BÜCHELPAPPAS, B) SALTO, C) ESKA, D) HINTEGRA, E) STAR. (QUELLE: WWW.OZA-M.DE).	13
ABBILDUNG 9: DORSALEXTENSION NACH IMPLANTATION EINER SALTO-PROTHESE (A FOTO, B SEITL. RÖNTGENBILD; QUELLE: WWW.MEDICALFORUM.CH).	13
ABBILDUNG 10: PLANTARFLEXION NACH IMPLANTATION EINER SALTO-PROTHESE (A FOTO, B SEITL. RÖNTGENBILD; QUELLE: WWW.MEDIACALFORUM.CH).	13
ABBILDUNG 11: DER GANGZYKLUS (ERLÄUTERUNG SIEHE UNTEN, ROT = RECHTES BEIN, SCHWARZ = LINKES BEIN) BETRACHTET WIRD DER GANGZYKLUS DES RECHTEN BEINES (ROT).	14
ABBILDUNG 12: VICON-SYSTEM MIT ZWEI DER 6 INFRAROTKAMERAS.	17
ABBILDUNG 13: KONFIGURATION DES OPTISCHEN 3D BEWEGUNGSANALYSESYSTEMS VICON 370.	18
ABBILDUNG 14: MARKERPOSITIONEN FÜR DIE GANGANALYSE.	19
ABBILDUNG 15: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER SECHS FREIHEITSGRADE EINES SEGMENTS IM RAUM.	20
ABBILDUNG 16: ERLÄUTERUNG SIEHE TEXT (MK = MUSKELKRAFT, D1, D2 = HEBELARM, M = MOMENT, BRK = BODENREAKTIONSKRAFT) (MODIFIZIERT NACH [33]).	21
ABBILDUNG 17: ANORDNUNG DER MARKER. A. VON VORNE, B. SEITLICH, C. VON HINTEN.	24
ABBILDUNG 18: SCHEMATISCHE DARSTELLUNG EINER SZENE IM	27
ABBILDUNG 19: PHASEN DES GANGZYKLUS AM BEISPIEL DER FLEXION GEGENÜBER DES FEMUR	28
ABBILDUNG 20: KURVENSCHWERTPUNKTE DER NORMALEN BODENREAKTIONSKRÄFTE QUER ZUR GANGRICHTUNG (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	32
ABBILDUNG 21: KURVENSCHWERTPUNKTE DER NORMALEN BODENREAKTIONSKRÄFTE PARALLEL ZUR GANGRICHTUNG (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT/KÖRPERMASSE, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	33
ABBILDUNG 22: KURVENSCHWERTPUNKTE DER BODENREAKTIONSKRÄFTE SENKRECHT ZUM BODEN (Y-ACHSE: AUFTRETENDE KRAFT/KÖRPERMASSE, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	35
ABBILDUNG 23: VERLAUF DER BEWEGUNG PLANTARFLEXION / DORSALEXTENSION (FUß GEGENÜBER DER TIBIA – FLEXION) WÄHREND EINES GANGZYKLUS (Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	39
ABBILDUNG 24: BEWEGUNG DER NORMALEN ROTATION IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ROTATION DES FUßES UM DIE ACHSE DES UNTERSCHENKELS; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)	41
ABBILDUNG 25: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – PLANTARFLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	45
ABBILDUNG 26: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – PRONATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	46
ABBILDUNG 27: REAKTIONSMOMENTE AM SPRUNGGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FUßES – ABDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	47
ABBILDUNG 28: VERLAUF DER BEWEGUNG FLEXION / EXTENSION DES KNIES WÄHREND EINES GANGZYKLUS (FLEXION/EXTENSION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	50
ABBILDUNG 29: VERLAUF DER BEWEGUNG ABDUKTION / ADDUKTION DES KNIES IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ABDUKTION/ADDUKTION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).	51

ABBILDUNG 30: ROTATION DER TIBIA GEGENÜBER DES FEMUR IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ROTATION DES UNTERSCHENKELS IN RELATION ZUM FEMUR; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	53
ABBILDUNG 31: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS EXTENSION-FLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	56
ABBILDUNG 32: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS, ABDUKTION – ADDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	58
ABBILDUNG 33: REAKTIONSMOMENTE AM KNIEGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES UNTERSCHENKELS AUßENROTATION – INNENROTATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	59
ABBILDUNG 34: VERLAUF DER BEWEGUNG FLEXION/EXTENSION IM VERLAUF EINES GANGZYKLUS (FLEXION/EXTENSION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)63	
ABBILDUNG 35: VERLAUF DER BEWEGUNG ABDUKTION – ADDUKTION AN DER HÜFTE IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (ABDUKTION/ADDUKTION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	64
ABBILDUNG 36: VERLAUF DER ROTATION DES FEMUR GEGENÜBER DEM BECKEN IM VERLAUF DES GANGZYKLUS (AUßENROTATION/INNENROTATION DES FEMUR IN RELATION ZUM BECKEN; Y-ACHSE: WINKEL, X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	65
ABBILDUNG 37: VERLAUF DER REAKTIONSMOMENTE AM HÜFTGELENK IM VERLAUF DES GANGZYKLUS EXTENSION/FLEXION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	68
ABBILDUNG 38: REAKTIONSMOMENTE AM HÜFTGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FEMURS ABDUKTION/ADDUKTION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE).....	70
ABBILDUNG 39: REAKTIONSMOMENTE IM HÜFTGELENK IM LOKALEN KOORDINATENSYSTEM DES FEMURS AUßENROTATION – INNENROTATION (Y-ACHSE: MOMENT/KÖRPERMASSE [NM/KG], X-ACHSE: ZEIT IN % DES GANGZYKLUS, GRAUE MARKIERUNG: ÜBERGANG VON DER STAND- IN DIE SCHWUNGPHASE)71	

# 11 Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: DEMOGRAFISCHE DATEN (MV=MEAN VALUE, SD=STANDARDABWEICHUNG, M=MÄNNLICH, W=WEIBLICH).....	23
TABELLE 2: SCORE ZUR BEURTEILUNG DER SPRUNGGELENSFUNKTION NACH MCGUIRE [67].....	26
TABELLE 3: BEWEGLICHKEIT UND DEFORMITÄT BEI SPRUNGGELENSBESCHWERDEN [NACH 59] .....	26
TABELLE 4: BEZEICHNUNG DER PROBANDENGRUPPEN.....	29
TABELLE 5: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	30
TABELLE 6: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE .....	31
TABELLE 7: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	31
TABELLE 8: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	37
TABELLE 9: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE .....	38
TABELLE 10: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	38
TABELLE 11: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	42
TABELLE 12: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE ...	43
TABELLE 13: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	43
TABELLE 14: BESCHREIBUNG DER VARIABLEN .....	48
TABELLE 15: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTE R ZU NICHT OPERIERTER SEITE .	48
TABELLE 16: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	48
TABELLE 17: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	54
TABELLE 18: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE ...	54
TABELLE 19: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	55
TABELLE 20: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	60
TABELLE 21: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE ...	61
TABELLE 22: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	61
TABELLE 23: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	66
TABELLE 24: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE ..	67
TABELLE 25: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	67
TABELLE 26: BEZEICHNUNG DER VARIABLEN.....	72
TABELLE 27: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH OPERIERTER ZU NICHT OPERIERTER SEITE ...	72
TABELLE 28: DARSTELLUNG DER MESSWERTE: VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE – SPRUNGGELENSARTHRODESE UND VERGLEICH SPRUNGGELENSPROTHESE /-ARTHRODESE MIT DER KONTROLLGRUPPE.....	73
TABELLE 29: AUSWERTUNG DER PROBANDEN MIT S.T.A.R.PROTHESE .....	74
TABELLE 30: AUSWERTUNG DER PROBANDEN MIT ARTHRODESE.....	75

**Danksagung:**

Ich danke Prof. Rütter und Prof. Fink und für die Bereitstellung des Themas.

Ganz besonderer Dank gilt Dr. Deuretzbacher, Leiter des orthopädischen Labors für Biomechanik, für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche, der Auswertung der Daten und der unendlichen Geduld, die er mir entgegen brachte.

Ebenso bedanken möchte ich mich für die kurzzeitige Betreuung dieser Arbeit bei PD Dr. Fuerst. Mein besonderer Dank gilt PD Dr. Beil, der die weitere Betreuung und Durchsicht dieser Arbeit übernommen hat und ohne den kein Licht am Ende des Tunnels sichtbar gewesen wäre.

Ein weiter Dank gilt allen Probanden, die teilweise weite Wege zurückgelegt haben um an dieser Studie teilzunehmen.

Gegenüber meinen Eltern und meiner Schwester wollte ich meine Dankbarkeit für die Unterstützung während meiner gesamten Ausbildung sowie für die sich mir dadurch eröffneten Möglichkeiten Ausdruck verleihen.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei Daniela Könecke für die Durchsicht der Arbeit.

## **Lebenslauf**

(Aus Datenschutzgründen entfernt)

### **Eidesstattliche Versicherung**

Ich versichere ausdrücklich, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe.

Ferner versichere ich, dass ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter oder einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.

Hamburg, den 04.09.2011

Regine Wiese