

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen
Abteilung Allgemeine Orthopädie mit Poliklinik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. N. Wülker

Vergleich zwischen Arthrodeese und
Endoprothese im oberen Sprunggelenk im
Hinblick auf Anschlussdegenerationen
(Druckänderung im Chopartgelenk)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von

Christian Norbert Vollmer

aus

Tübingen

2009

Dekan: Professor Dr. Ingo B. Authenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. N. Wülker

2. Berichterstatter: Professor Dr. K. Weise

„Per aspera ad astra“

Meiner Familie gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Fragestellung	1
2	Allgemeiner Teil	3
2.1	Anatomie des oberen Sprunggelenks	3
2.2	Arthrodese des oberen Sprunggelenks	4
2.3	Prothese des oberen Sprunggelenks	9
2.3.1	Die S.T.A.R. Sprunggelenksprothese	11
3	Material und Methoden	15
3.1	Studiendesign	15
3.1.1	Fußkinemator	15
3.1.2	Tekscan	17
3.1.3	Zebris	20
3.1.4	Arthrodese	22
3.1.5	Prothese	23
3.1.5.1	OP-Anleitung für die S.T.A.R. Sprunggelenksprothese	27
4	Ergebnisse	37
4.1	Druck	37
4.2	Winkel	52
5	Diskussion	53
6	Zusammenfassung	61
7	Literaturverzeichnis	62

8	Anhang	66
----------	---------------	-----------

Abkürzungsverzeichnis

OSG	oberes Sprunggelenk
TN	Talonavikulargelenk
CC	Calcaneocuboidgelenk
S.T.A.R.	Scandinavian Total Ankle Replacement
N	Nativ
A	Arthrodese
P	Prothese
PE	Polyethylen
KI	Konfidenzintervall
TPR	Thompson Parkridge Richards

1 Einleitung und Fragestellung

Das obere Sprunggelenk stellt eine Verbindung vom Unterschenkel zum Fuß her und ist somit ein wichtiger Bestandteil zur Bewegung des Fußes und zur Fortbewegung des Menschen. In seiner Anfälligkeit für Arthrose, insbesondere nach Traumata, stellt es einen wichtigen Bestandteil der chirurgischen Versorgung dar. Dabei kann man grundsätzlich zwei Vorgehensweisen voneinander unterscheiden. Zum Einen die von vielen Autoren als Standardverfahren gehandelte Versorgung mittels Arthrodese [1-3], zum Anderen die immer häufiger verwendete Versorgung mittels Endoprothese. Die arthrodetische Versorgung stellt im OSG mittelfristig eine gute Methode zur Erreichung von Schmerzfreiheit dar, allerdings führt die Bewegungseinschränkung durch die Arthrodese im OSG zu einer Mehrbelastung der anschließenden Gelenke und aufgrund dessen im Langzeitintervall zu degenerativen Veränderungen dieser [2, 10, 11]. Thermann et al. [23] führte an 40 Patienten eine Langzeitstudie durch. Diese Patienten wurden nach Calcaneusfrakturen mit einer Subtalararthrodese versorgt. Im Verlauf zeigten sich degenerative Veränderungen in den anschließenden Gelenken OSG, Talonavikulargelenk und Calcaneocuboidgelenk. Bei 23 Patienten zeigten sich radiologische Zeichen einer Degeneration im OSG, im Talonavikulargelenk bei 17 Patienten und bei 14 Patienten im Calcaneocuboidgelenk. Eine weitere Studie von Thermann et al [26], die die Anschlussdegenerationen bei OSG-Arthrodese untersuchte, kam zu folgendem Ergebnis. Bei 28% der Patienten kam es zur Arthrose im Subtalargelenk, bei 24% im Talonavikulargelenk und bei 16% im Calcaneocuboidgelenk.

Dem gegenüber steht die endoprothetische Versorgung. Klinische Langzeitstudien bestätigen ein unerwartet gutes Ergebnis der endoprothetischen Versorgung [4] und ermöglichen in einigen Fällen sogar die Wiederaufnahme von sportlichen Aktivitäten [5]. Dagegen stehen die bei der Prothese auftretenden schwerwiegenden Komplikationen durch den vermehrten Knochenverlust und das Einbringen des Fremdmaterials an sich. Bei Versagen der Prothese entsteht die problematische Situation eines

schlechten klinischen Resultates, das im Knochenverlust und der höheren Pseudarthroserate begründet liegt [6].

Das Auftreten von degenerativen Veränderungen im Chopart-, sowie im Lisfranc-Gelenk nach einer arthrodetischen Versorgung und ein zunehmend gutes klinisches Outcome bei der Prothese, erfordert eine genauere Untersuchung beider Verfahren, auch im direkten Vergleich miteinander.

Da es bis jetzt noch keine Studien gibt, die die Veränderung der anschließenden Gelenke bei der prothetischen Versorgung des OSG dokumentieren, untersuchen wir in dieser Studie die Chopart- und Lisfranc-Gelenke bezüglich der Belastungs- und Bewegungsänderung der einzelnen Verfahren. Dazu werden makroskopisch und röntgenologisch gesunde Leichenfüße verwendet, die in einem Gangsimulator [7] einerseits mit einer OSG-Arthrodese und andererseits mit der S.T.A.R.-Endoprothese, gemessen werden.

In dieser Arbeit wurden ausschließlich die Ergebnisse der Belastungsänderungen in den anschließenden Gelenken ausgewertet. Der gemessene Bewegungsumfang der Gelenke mit Arthrodese oder Prothese wurde in einer separaten Arbeit ausgewertet, auf die in der Diskussion eingegangen wird.

Bei beiden Messungen stellt sich die Frage welches Verfahren einen Vorteil bezüglich der Anschlussdegenerationen in den anliegenden Gelenken hat? Ist es die langjährig, zumeist erfolgreich, erprobte Arthrodese des oberen Sprunggelenks, die von vielen als Goldstandard bei schmerzhafter Arthrose im OSG angesehen wird oder ist es die seit einigen Jahren erhältliche Sprunggelenkendoprothese?

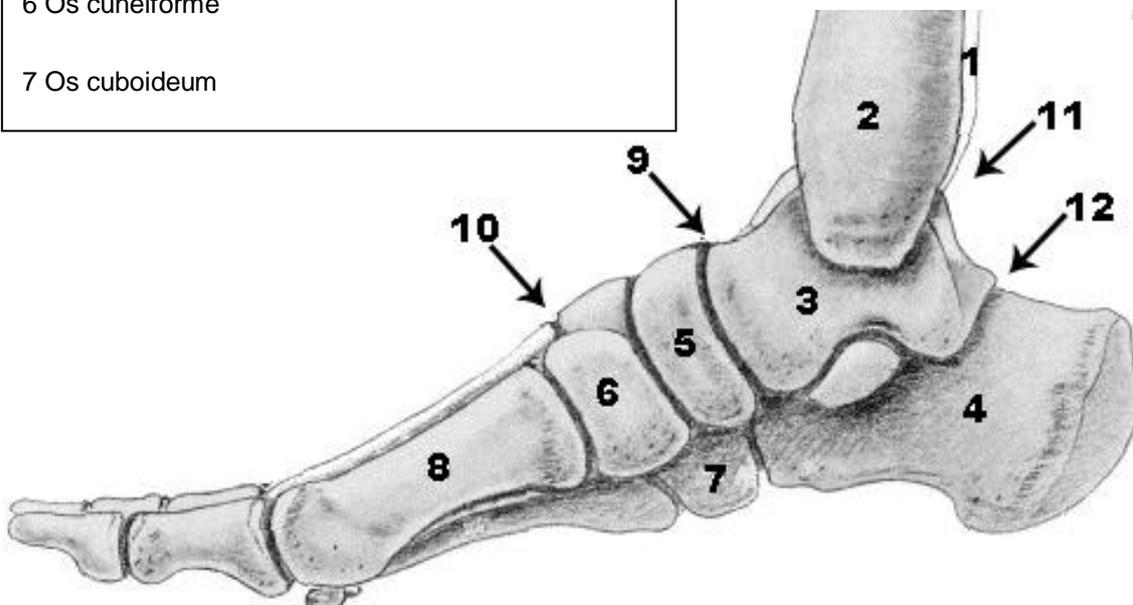
2 Allgemeiner Teil

2.1 Anatomie des oberen Sprunggelenks

Das obere Sprunggelenk stellt die obere Verbindung zwischen Unterschenkel und Fuß dar. Dabei ist es, wie in Abbildung 1 dargestellt, aufgebaut:

Abbildung 1: Knöcherner Aufbau des oberen Sprunggelenks

1 Fibula	8 Os Metatarsale
2 Tibia	9 Chopart Gelenklinie
3 Talus	10 Lisfranc Gelenklinie
4 Calcaneus	11 Oberes Sprunggelenk
5 Os naviculare	12 Unteres Sprunggelenk
6 Os cuneiforme	
7 Os cuboideum	



Es besteht aus den knöchernen Anteilen Talus, Tibia und Fibula die gemeinsam ein Scharniergelenk bilden, da im Wesentlichen nur eine Bewegung um eine Achse möglich ist, nämlich Dorsalflexion von 20-30° und Plantarflexion von 30-45°. Einige Autoren schreiben dem Talus auch eine minimale Rotationsbewegung zu, die sogenannte "Pseudorotation" [8]. Die drei Gelenkflächen werden durch die Malleolengabel und die Trochlea tali gebildet, wobei die Gelenkfläche der Fibula etwas niedriger steht als die der Tibia [9]. Die Kongruenz der Gelenkflächen hat eine sehr hohe Bedeutung die dadurch verdeutlicht wird, dass es schon bei einer Verschiebung um lediglich einen Millimeter zu einer Abnahme der artikulierenden Fläche um bis zu 80% kommt. Die Stabilität des Gelenks wird hauptsächlich durch die seitliche und obere Fixierung der Trochlea tali in der Malleolengabel gewährleistet. Zusätzlich verstärken mehrere Bänder das Gelenk: medial: Lig. deltoideum, lateral: Lig. talofibulare anterius, Lig. talofibulare posterius und Lig. calcaneofibulare. Diese Sicherung des oberen Sprunggelenks ist vor allem in extremer Plantarflexion wichtig, weil die Trochlea tali in ihrem hinteren Anteil schmaler ist als in ihrem vorderen. Daher ist in Plantarflexion die Knochenführung geringer als in Dorsalextension bzw. Mittelstellung. Das Gelenk an sich wird von einer Gelenkkapsel umgeben, wobei der Malleolus medialis und der Malleolus lateralis außerhalb dieser liegen. Desweiteren wird das Gelenk durch die umgebende Muskulatur und deren sehnigen Anteil geführt, wobei hier hauptsächlich der M. triceps surae mit der Achillessehne, der M. tibialis anterior sowie die lateral gelegenen Mm. peroneus longus et breves eine Rolle spielen.

2.2 Arthrodesese des oberen Sprunggelenks

Die Arthrodesese beruht auf dem Prinzip der starken Kompression der operativ resezierten Knochenanteile wobei diese knöchern miteinander fusionieren [12]. Dadurch wird die Belastbarkeit der unteren Extremität, mit dem Verlust des oberen Sprunggelenks, wieder hergestellt. Ziel dieses Verfahrens ist die Reduzierung der Schmerzen und das Erreichen einer möglichst hohen Stabilität, um bei ausreichender Gehfähigkeit/Mobilität des Patienten seine

Lebensqualität zu verbessern. Zu den in der Literatur am häufigsten aufgeführten Indikationen einer Arthrodese des oberen Sprunggelenks zählen die in Tabelle 1 aufgeführten: [12, 13, 14, 15, 16, 17]

Tab. 1: Indikationen zur Arthrodese des oberen Sprunggelenks

- Symptomatische posttraumatische Arthrosen
- Symptomatische Arthrosen anderer Genese
- Posttraumatische Knochennekrose
- Fehlstellungen/Deformitäten (angeboren oder in Folge spastischer/paralytischer Lähmung)
- Frakturen mit nicht rekonstruierbaren Gelenkflächendestruktionen
- Rheumatoide Arthritis
- Chronische Infektionen des Gelenkes

Natürlich gilt es bei allen Indikationen die individuellen Eigenschaften des Patienten zu berücksichtigen. Darunter fallen das Gewicht, Lebensalter, persönliche Gewohnheiten, berufliche und freizeitliche Aktivität und der individuelle Anspruch des Patienten. Wichtig ist hier, die bestehende Beschwerdesymptomatik des Patienten mit Betonung auf dauerhaften Ruheschmerz, Mobilität nur mit Gehhilfen, und die verkürzte Gehstrecke, d.h. eine Verminderung der Lebensqualität, zu beachten.

Bei der Arthrodese des oberen Sprunggelenks werden die Kontraindikationen in absolute und relative Kontraindikationen aufgeteilt. Unter die absoluten Kontraindikationen fallen die Beugekontrakturen in Knie und Hüfte, die ein normales Belasten auch bei erfolgreicher Arthrodese unmöglich machen. Vorbestehende Schäden der angrenzenden Gelenke, Osteoporose, neurogene

Begleiterkrankungen wie die Polyneuropathie oder septische Patienten, werden zu den relativen Kontraindikationen („komplizierte Arthrodesen“) gezählt.

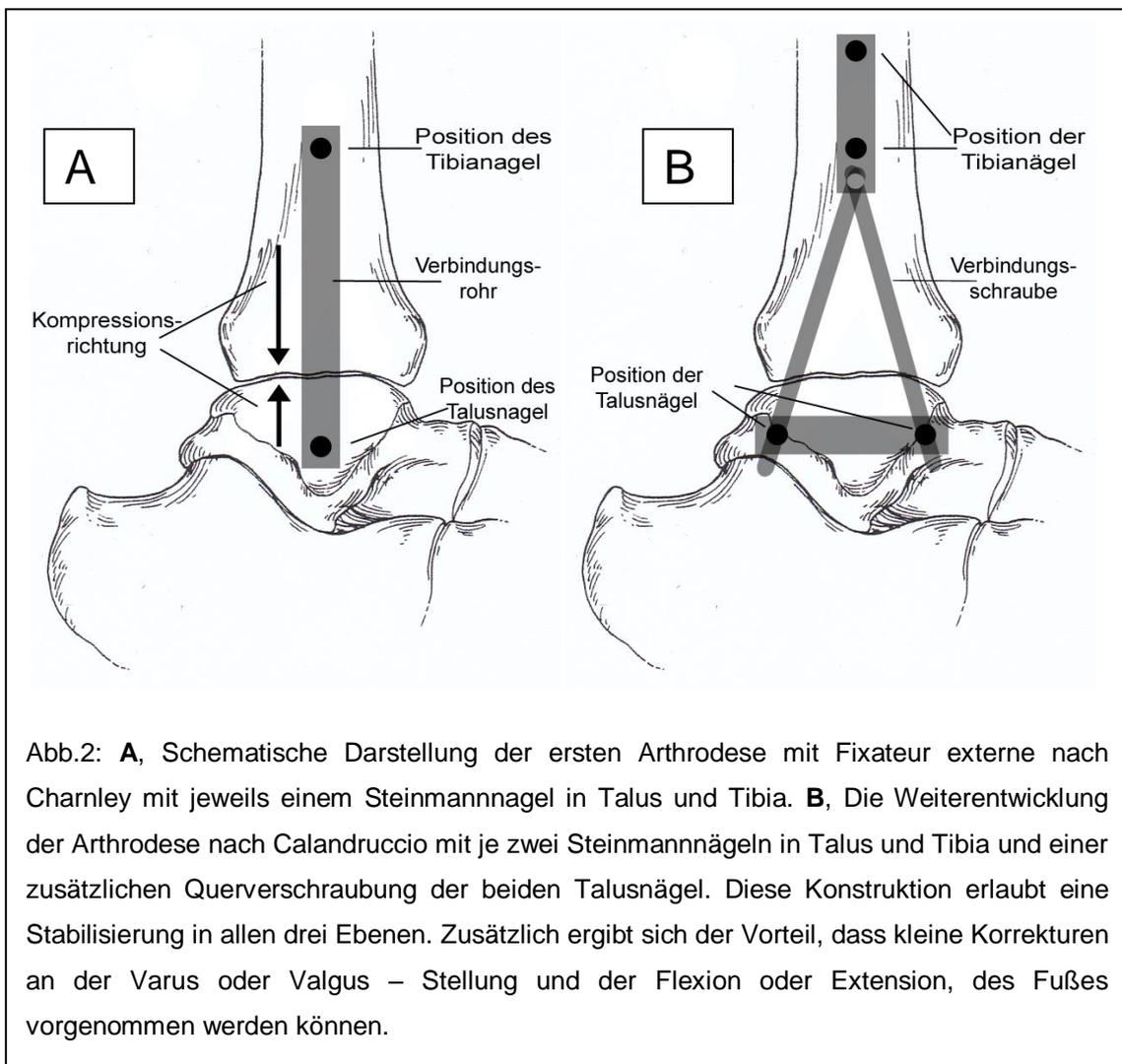
Bei der Kompression werden grundsätzlich zwei Formen der Arthrodesen unterschieden. Zum Einen die interne Fixierung, zum Anderen die externe Fixierung. Eine weitere Unterscheidung liegt in der intraoperativen Achskorrektur. Zum Einen die Korrekturarthrodesen mit Korrektur der Rückfußachse in Varus/Valgus, Flexion/Extension und der in Situ Arthrodesen ohne Korrektur der Achse, die häufig bei posttraumatischer Arthrose angewendet wird.

Sowohl bei der internen als auch bei der externen Fixierung ist es wichtig, durch die Resektion den Gelenkknorpel vollständig zu entfernen und auch die sklerosierten Knochenanteile mit zu resezieren, so dass die Resektionsflächen komplett angefrischt werden. Dadurch kann der Knochen, bei der Kompression durch die Arthrodesen, optimal fusionieren. Bei der Kompression ist darauf zu achten, dass die Flächen lückenlos aufeinander liegen und möglichst stark zusammengepresst werden.

Die interne Fixierung kann entweder mit Schrauben, einer Platte, einer Kombination aus beidem, oder mit Hilfe eines Kompressionsnagels durchgeführt werden. In der Literatur werden hierzu 50 verschiedene Verfahren beschrieben.

Bei der externen Fixierung wird die Kompression durch einen Fixateur externe erreicht. Sir John Charnley entwickelte die Grundlage der externen Fixation indem er Steinmannnägeln in Tibia und Talus einbrachte und die Enden der Nägel mittels Längsstangen, unter Druck auf den Fusionspalt, miteinander verschraubte [18]. Diese Technik stellt die Ausgangsbasis für zahlreiche Methoden der externen Versteifung des oberen Sprunggelenks dar. Calandruccio verbesserte die Technik von Charnley, indem er die eindimensionale Fixierung durch eine Triangel-Konstruktion ersetzte. Er erzielte dadurch, bei gleicher Kompression der resezierten Gelenkflächen, eine Stabilisierung in allen drei Ebenen im OSG. Die Stabilität wurde erreicht, indem

er jeweils zwei Steinmannnägel in Tibia und Talus einbrachte und diese dann triangulär miteinander verschraubte. Die Konstruktion nach Calandruccio wurde nachträglich noch ein wenig verändert (Smith & Nephew, Memphis). Bei der Calandruccio II Kompression wurde es einfacher die Pins im Knochen zu platzieren. Durch das Fehlen der Querstange, die die beiden Talusnägel miteinander verband, war es nun möglich den Sitz der Arthrodese sowohl durch intraoperative, als auch durch postoperative Röntgenaufnahmen besser beurteilen zu können. In Abbildung 2 und 3 wird diese Entwicklung nochmal veranschaulicht.



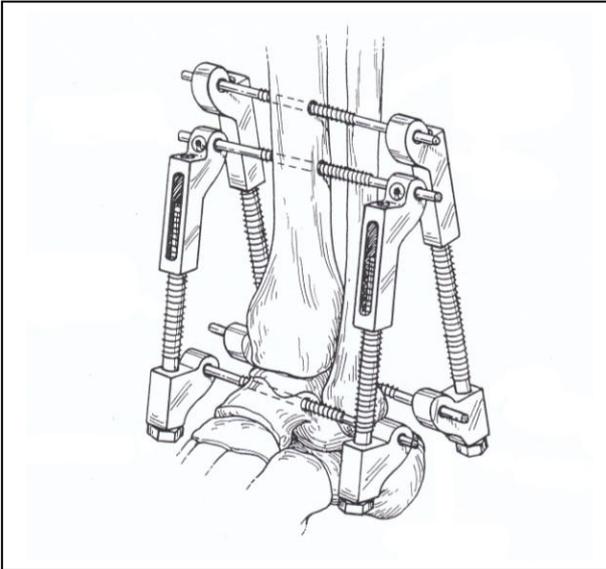


Abb.3: Calandruccio II ist die verbesserte Version der Calandruccio Arthrodesese. Es ist einfacher die Steinmannnägel zu platzieren und durch das Fehlen der Querverstrebung ist es leichter auf röntgenologischen Kontrollbilder die Fusion der Knochen zu beurteilen.

Wie bei jedem operativen Eingriff kann es auch bei der Arthrodesese des oberen Sprunggelenks zu Komplikationen kommen. Tabelle 2 gibt einen Überblick darüber welche Komplikationen auftreten können [15,19-23].

Tab. 2: Komplikationen

- Pseudarthrose
- Wundheilungsstörungen
- Materialermüdung
- Postoperative Osteomyelitis
- Fehlstellungen
- Stressfrakturen
- Sekundärarthrose in benachbarten Gelenken
(Anschlussdegenerationen)

Bei der externen Fixierung sind die Komplikationsraten signifikant höher als bei der internen [23]. Das ist der Grund weshalb die interne Arthrodesis als das Verfahren der ersten Wahl angesehen wird. Die externe Fixierung ist eine gute Alternative beim Vorliegen einer schlechten Knochenqualität, oder bereits bestehenden lokalen Infektionen. D.h. dieses Verfahren wird vor allem bei septischen Patienten oder bei Patienten mit polyneuropathischer Wundheilungsstörung angewendet.

Zu den Faktoren, die Komplikationen begünstigen, zählen systemische Erkrankungen wie z.B. der Diabetes mellitus, Durchblutungsstörungen, Osteoporose, sowie die Einnahme von bestimmten Medikamenten (Steroide, nichtsteroidale Antiphlogistika). Außerdem stellen lokale Veränderungen, wie Weichteilschäden, Dystrophien, Infekte und eine mangelhaft ausgeführte Operation, ein erhöhtes Risiko für Komplikationen dar [19].

2.3 Prothese des oberen Sprunggelenks

Die Prothese des oberen Sprunggelenks beruht auf dem Prinzip der Erhaltung der Beweglichkeit, durch die Ersetzung der geschädigten Gelenkflächen. Die anatomisch angepasste Gestaltung der Prothese ermöglicht das Beibehalten der physiologischen Freiheitsgrade. Nach anfänglich eher enttäuschenden Ergebnissen mit den Sprunggelenksendoprothesen der 1. und 2. Generation, bei denen die Prothese nur aus zwei Teilen bestand (direkt artikulierende Tibiagleitplatte und Taluskappe mit nicht beweglichem Polyethylen-Interface), wurde das Prothesendesign bis heute kontinuierlich verändert. Das heute verwendete, nicht gekoppelte System der 3. Generation mit Tibia- und Taluskomponente und einem Gleitkern aus Polyethylen, berücksichtigt die anatomischen Gegebenheiten und ermöglicht ebenso die physiologischen Freiheitsgrade des Gelenks. Die plane Fläche der Tibiakomponente ermöglicht die Rotation des Gleitkerns, der auf der Taluskomponente rotationsstabil geführt wird. Darüber hinaus werden durch die freie Rotation die Prothesenverankerungen geschont und ermöglichen eine längere Haltbarkeit

der Prothese. Desweiteren werden die ligamentären Strukturen berücksichtigt und die Bewegung findet am ursprünglichen Ort im Sprunggelenk statt. Dieses Dreikomponentendesign mit seinem Polyethylenkern und den zwei Metallkomponenten führt zu einem sehr geringen Polyethylenabrieb, ähnlich der Knieendoprothetik, wobei nur sehr wenig Knochensubstanz während der Operation reseziert werden muss. Kofoed [25] ging 2004 der Frage nach, ob zementfreie oder zementierte Implantationen langlebiger sind. Er kam zu dem Ergebnis, dass die zementfreien Endoprothesen deutlich bessere Resultate, im Hinblick auf die Langzeitergebnisse erzielten, als die zementierten Implantate, die nach 3 Jahren erheblich abfielen. Die zementfreie Implantierung der Komponenten und die geringe Knochenresektion ermöglichen es, bei eventueller Lockerung der Prothese und dem daraus folgenden Revisionseingriff, ein weiteres Implantat einzubringen oder auf eine Arthrodesse des oberen Sprunggelenks umzusteigen.

Mittlerweile gibt es verschiedene Ausführungen des Dreikomponentensystems, die sich durch die Verankerung im Knochen, sowie die Gleitpaarung zwischen Gleitkern und Taluskappe unterscheiden. In Abbildung 4-7 werden vier Modelle beispielhaft aufgeführt. Bei unseren Messungen verwenden wir die S.T.A.R.-Prothese der Firma Link.



Abb.4:

Hintegra-Prothese (Plus Orthopedics AG,
Rotkreuz)



Abb. 5:

SALTO-Prothese (Tornier Deutschland GmbH)



Abb. 6:

Mobility-Prothese (DePuy Johnson and Johnson, Warsaw, Indiana)



Abb. 7:

S.T.A.R.-Prothese (WALDEMAR LINK GmbH & Co. KG)

2.3.1 Die S.T.A.R. Sprunggelenksprothese

Die S.T.A.R. Sprunggelenksprothese wurde von H. Kofoed aus Kopenhagen entwickelt und 1990 eingeführt. Als eine der ersten komplett zementfrei implantierbaren Modelle wies sie den Weg für den aktuellen Erfolg der Sprunggelenksendoprothetik. Nach Analyse der Vorgängermodelle und

kontinuierlicher Verbesserung, beruht das Dreikomponentensystem auf der Einhaltung der Freiheitsgrade und der Berücksichtigung der anatomischen sowie ligamentären Struktur. Das minimale Resektionsausmaß, sowie die komplett zementfreie Verankerung, ermöglichen bei eventueller Lockerung der Prothese und daraus folgenden Revisionseingriffen, das Wiedereinbringen einer weiteren Prothese, bzw. gute Voraussetzungen für eine arthrodetische Versorgung. Darüber hinaus sind mit ihr Varusfehlstellungskorrekturen von bis zu 35° möglich. Die freie Rotation des Gleitkerns zur Tibiakomponente schont die Prothesenverankerung sowohl tibial als auch talar. Durch die zuversichtlich stimmenden Ergebnisse, bezüglich Schmerzreduktion und Funktionalität der letzten Jahre [24], wird die Indikation zur Sprunggelenksprothese immer häufiger gestellt. Die Indikationen werden in Tabelle 3 aufgezeigt.

Tab. 3: Indikationen zur Sprunggelenksprothese

- Primäre Arthrose
- Sekundäre Arthrose
 - z.B. - rheumatoide Arthritis
 - posttraumatische Arthrose

Wichtig ist es dabei, dass der zu behandelnde Patient einige Voraussetzungen für die endoprothetische Versorgung erfüllt. Dazu gehören eine gute Knochenqualität, regelrechte Durchblutungsverhältnisse, eine noch erhaltene Beweglichkeit und Stabilität des oberen Sprunggelenks und keine immunsupprimierende Therapie. Darüber hinaus muss der Patient dahingehend aufgeklärt werden, dass er mit einer Endoprothese des oberen Sprunggelenks nur „low demanding“ Sportarten wie z.B. Golf oder Fahrradfahren betreiben kann. Schnelle Beschleunigungskräfte könnten zu einer frühzeitigen Lockerung der Prothese, bzw. zum „Bersten“ des Gleitkernes führen.

Kontraindikationen für die endoprothetische Versorgung des oberen Sprunggelenks sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Tab. 4: Kontraindikationen zur Sprunggelenkprothese

- neuropathische degenerative Erkrankungen
- septische Talusosteonekrosen
- aseptische Talusnekrosen mit einem Höhenverlust von mehr als 50%
- schlechte Durchblutungsverhältnisse
- Varusfehlstellung $>35^\circ$
- Hohe Bandinstabilität
- Schwere Osteoporose
- Infektionen
- Vorrangegangene Sprunggelenksarthrodese mit Resektion der Malleoli

Dabei muss man die Bandstabilität von Fall zu Fall beurteilen. Auch abgelaufene Infektionen und maligne Erkrankungen müssen diskutiert werden. „Demanding“-Sportarten, wie Tennis und Joggen müssen mit dem Patienten besprochen werden und es muss ihm davon abgeraten werden, diese in hohem Maße auszuführen.

Zu den Vorteilen der Sprunggelenksendoprothese zählen die knochensparende, reproduzierbare Implantationstechnik und die primär belastungsstabile, zementfreie Verankerung. Weiter geht man davon aus, dass durch den Erhalt der Beweglichkeit im oberen Sprunggelenk und die damit verbesserte Funktion des gesamten Fußes, Anschlussarthrosen im Fußwurzelbereich vermieden werden können. Insbesondere im Vergleich zur

Arthrodese des oberen Sprunggelenks zeigen sich diese Vorteile. Die Nachteile sind die mögliche aseptische Lockerung der oberen Sprunggelenkprothese nach langjähriger Belastung und die Notwendigkeit einer operativen Revision. Durch das Fehlen von Revisionsendoprothesen, gibt es nur wenige Rückzugsmöglichkeiten bei Versagen des Implantats. Daher ist die Behandlung der oberen Sprunggelenkarthrose, mit einer Prothesenhaltbarkeit von ca. 7-10 Jahren, bei Patienten unter 50 Jahren nicht ratsam. Die anspruchsvolle Operationstechnik erfordert viel Erfahrung des Operateurs und kann, um eine gute Funktion der Prothese zu erreichen, zusätzliche Eingriffe am lateralen Bandapparat oder eine Arthrodese erforderlich machen. Die Prothese bietet im Vergleich zur Arthrodese keine Verkürzung der Rehabilitationszeit.

3 Material und Methoden

3.1 Studiendesign

Die durchgeführte Studie ist experimentell angelegt und bezieht sich auf den klinischen Hintergrund der operativen Versorgung des oberen Sprunggelenks. Es wurden sechs Leichenfüße präpariert und zur Messung in einen, eigens dafür entwickelten, Fußkinemator eingebracht.

Die Erfassung der Rohdaten erfolgte mittels einer Druckmessplatte (EMED SF1, Novel GmbH, München, Deutschland), Druckmessfolien (K-scan sensor, map4201, Tekscan Inc., Boston, MA) und einem Ultraschallmesssystem (Zebris).

3.1.1 Fußkinemator

Die Abrollphase des Ganges wird vom Auftreten der Ferse bis zum Abheben der Großzehe simuliert. Die Bodenkräfte wurden durch einen winkel- und höhenverstellbaren kraftgesteuerten Verschiebetisch, auf dem eine Druckmessplatte (EMED SF1, Novel GmbH, München, Deutschland) montiert war, simuliert. Die Druckmessplatte (50x30cm, 1 Sensor/cm²) war in anterior-posteriorer, sowie medial-lateraler Richtung, frei beweglich auf dem Verschiebetisch angebracht. Außerdem konnte der Tisch, durch einen weiteren winkelgesteuerten hydraulischen Zylinder, die Inklination der Tibia nachstellen. Auf die Sehnen der Strecker- und Beugemuskeln wurde die Kraft mittels Seilzügen, die an sechs kraftgesteuerten Hydraulikzylindern (GHS GmbH, Ilsfeld-Auenstein, Deutschland) angebracht waren, übertragen. Dazu wurden sie durch Sehnenklammern befestigt. Die tibiale Rotation wurde durch einen Elektroservomotor (Megatorque Motor System, NSK Ltd., Tokyo) imitiert.

Die untere Extremität wurde auf Höhe der Mitte der Tibia durchtrennt. Nach der Weichteilentfernung von proximal bis fünf Zentimeter über dem OSG, wurden die Sehnen der Unterschenkelmuskeln von ihren Muskeln befreit und über Klammern mit den Seilzügen verbunden. Diese führten zu den kraftgesteuerten

Zylindern, die die Muskelkraft über einen speziellen „Gang-Algorithmus“ imitierten. Neun Sehnen des Fußes wurden mit sechs Zylindern verbunden: M. triceps surae, M. tibialis posterior, M. flexor hallucis longus mit dem M. flexor digitorum longus kombiniert, M. tibialis anterior, M. peroneus longus und brevis kombiniert, sowie M. extensor digitorum longus kombiniert mit M. extensor hallucis longus.

Das tibiale und fibulare, proximale Ende des Präparates wurde gründlich von allen Weichteilen, inkl. Periost, freipräpariert und in ihrer ursprünglichen anatomischen Stellung mit Hilfe von Zement (Technovit 4071, Heraeus Kulzer, GmbH, Wehrheim, Deutschland) in einem Plastikrohr fixiert. Um eine Rotation des Zementes gegenüber dem Plastikrohr, während des Abrollvorgangs zu verhindern, wurden zwei weitere Schrauben eingebracht, die die Konstruktion fixieren sollten. Nach Aushärtung des Zementes wurde das Plastikrohr in einem Aluminiumzylinder, in vertikaler und horizontaler Richtung ausgelotet, eingebracht. Die Zentrierung erfolgte mit Hilfe von Schrauben, die am Aluminiumzylinder angebracht waren. Die neutrale Rotation der Tibia wurde während der Montage des Aluminiumzylinders so eingestellt, dass der Fuß eine Außenrotation von 12° einnahm, wobei gleichzeitig auf den richtigen Abstand der Längsachse des Fußes zur Druckmessplatte geachtet wurde.

Der physiologische Gang wurde vom Aufsetzen der Ferse (0%) bis zum Abheben der Zehen (100%), über eine standardisierte Zeit von 60 s, simuliert. Die Ansteuerungsschablonen des normalen Ganges, für die Kraft der einzelnen Muskeln, wurden so festgelegt, wie sie sich schon in vorherigen Studien etabliert hatten [7]. Basierend auf vorausgegangenen Studien wurde die Muskelkraft für die einzelnen Sehnen folgendermaßen eingestellt: Achillessehne - 780 N bei 70% der Gangphase, Tibialisposterior Sehne - 225 N bei 75%, Peroneus Sehnen - 132 N bei 70%, Flexor hallucis Sehne - 90 N bei 85%, Tibialis anterior - 66 N bei Fersenkontakt und die Extensoren der Zehen – 19 N bei 90%. Auf Grund der fehlenden Funktion der Intrinsischen-Muskulatur und einer großen Variationsbreite des physiologischen Gangbildes kam es zu Abweichungen der normalen Physiologie. Um diese Abweichungen zu

eliminieren wurden sie in den Einstellungen für den computergesteuerten Bewegungsablauf berücksichtigt. Alle Präparate wurden axial mit 35 kg belastet, um einer Beschädigung der Prothese bzw. Arthrolyse vorzubeugen, und um eine Diskonnektion der Sehnenklammern zu vermeiden. Diese Belastung wurde schon in vorhergehenden Studien getestet und zeigte sich als unproblematisch für die Stabilität des Modells.

3.1.2 Tekscan

Der intraartikuläre Druck wurde mit widerstandsfähigen Druckmessfolien (K-scan, map 4201, Tekscan Inc., Boston, MA) [Abb. 8] gemessen. Die Sensorfolien hatten einen Durchmesser von 0.3 mm und bestanden aus 264 einzelnen Sensoren, die in einem 11 x 24 Raster und einer Rasterbreite von 1,8 mm angebracht waren. Die maximale Druckhöhe betrug dabei 2000 PSI (d.h. 13,8 MPa). Die Druckdaten wurden mit Hilfe einer vorgefertigten Software (Iscan) aufgezeichnet. Bei einer Frequenz von 2 Hz, wurden dabei über einen Zeitraum von 60 sec. 120 Druckwerte pro Messung archiviert. Die Rohdaten wurden danach exportiert und als ASCII-Files gespeichert. Die weitere Analyse der Daten erfolgte dann in EXCEL.



Abb. 8 zerteilte Druckmessfolie, erneut versiegelt und mit Fixierungsfäden versehen.

Es wurden für das Talonavikulargelenk und das Calcaneocuboidgelenk jeweils separate Folien benutzt, die während einer Messung simultan die Daten aufzeichneten. Die ursprünglichen Folien wurden dafür ungefähr in der Mitte durchgeschnitten. Dadurch erhielt man zwei Messeinheiten mit einer Größe von

9 x 24 mm und 11 x 24 mm, die optimal in die anatomisch unterschiedlichen Gelenke eingebracht werden konnten. Die durchgeschnittenen Folien wurden vorsichtig versiegelt, um sie Wasser- und Belastungsresistent zu machen. Die jeweilige Folie wurde dann mit Hilfe von Fäden, innerhalb des Gelenkspalts, an der Kapsel befestigt und in ihrer Position fixiert, um die korrekte Position während des Versuches zu garantieren und ein Verrutschen im Gelenk, durch die Bewegung des Fußes, auszuschließen. Jedes Experiment wurde mit fünfmaliger Wiederholung durchgeführt. Die Gelenkbelastung wurde durch die Kraft, die über eine bestimmte Zeit auf jeden einzelnen Messsensor eingewirkt hat, bestimmt. Zusätzlich dazu wurde der Druck und der Maximaldruck der innerhalb aller Messsensoren aufgetreten ist, aufgezeichnet.

3.1.2.1 Auswertung der Druckdaten

Als Ergebnisse präsentieren wir Schaubilder, die die Kraft- bzw. Druckänderungen während des kompletten Abrollvorgangs darstellen. Dazu wurden die Daten der sechs Leichenfüße, die mit Hilfe des vorgefertigten Programms Iscan aufgezeichnet wurden, für die Kraft, den Druck und den Maximaldruck ausgewertet. Bei der Auswertung der Kraft- und Druckdaten wurde, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, nur die Fläche der Messfolien ausgewertet die auch bei allen Füßen belastet wurde. Für die statistische Auswertung der Daten wurde das Programm Excel (Microsoft Office Excel 2007) benutzt. Es wurde für jeden der sechs Füße und jede der fünf Wiederholungen (nativ/arthrodese/prothese) 120 Werte/Zeit jeweils für Kraft, Druck und Maximaldruck aufgezeichnet. Die fünf Wiederholungen pro Fuß wurden dann gemittelt, um dadurch ein Kurvendiagramm für den jeweiligen Fuß zu erhalten. Im Anschluss wurden die Werte aller Füße in einem Diagramm gemittelt und das 95% Konfidenzintervall berechnet. Dadurch erhielten wir Kurvendiagramme für Nativ, Arthrodese und Prothese und konnten diese, im Hinblick auf Kraft, Druck und Maximaldruck, miteinander vergleichen. Das 95% Konfidenzintervall wurde in den Diagrammen als positive und negative Abweichung vom jeweiligen Mittelwert dargestellt. Die einzelnen Gelenke,

Talonavikulargelenk und Calcaneocuboidgelenk, wurden separat von einander ausgewertet. Die Diagramme zeigen den Abrollvorgang über eine vorgegebene Zeit von 60 sec., der jeweils in 0,5 sec Schritten dargestellt wird.

Wir erhielten somit eine gemittelte Zeitkurve für die Druckänderungen im Calcaneocuboidgelenk und für das Talonavikulargelenk. Die Änderungen des Maximaldrucks werden für das Talonavikulargelenk und für das Calcaneocuboidgelenk in separaten Abbildungen dargestellt. Zusätzlich wurden noch Zeitkurven für die Kraftänderungen während des Abrollvorgangs erstellt. Auch hier wurde jeweils ein Diagramm für das Calcaneocuboidgelenk und eins für das Talonavikulargelenk angefertigt. Die Unterschiede zwischen dem nativen Fuß, dem Fuß mit Arthrodese und dem mit Prothese werden in den Diagrammen durch die unterschiedlichen Farben der einzelnen Kurven verdeutlicht.

Die Werte, für den mittleren Druck während des gesamten Abrollvorgangs der sechs Leichenfüße, werden für das Talonavikulargelenk und das Calcaneocuboidgelenk in Tabellen veranschaulicht. Solche Tabellen wurden auch für die Kraftwerte und den Maximaldruck erstellt. Auch hier wurden die Ergebnisse jedes einzelnen Fußes auf einen Wert gemittelt und diese Mittelwerte dann zu einem Gesamt-Mittelwert für die Kraft- bzw. Druckunterschiede zwischen Nativ, Arthrodese und Prothese zusammengefasst.

Außerdem erstellten wir Tabellen, die nur einen bestimmten Teil des Abrollvorgangs berücksichtigten. Wir konzentrierten uns auf den Anteil zwischen 42 und 60 sec., da in diesem Abschnitt die größten Kraft- bzw. Druckwerte gemessen wurden. Dieser Teil des Abrollvorgangs ist mit dem Abstoßen des Fußes gegenüber der Bodenplatte gleichzusetzen, d.h. es entspricht dem Anteil mit der höchsten Belastung für die Gelenke. Auch hier fertigten wir Tabellen für die Druckwerte, die Kraftwerte und den Maximaldruck an.

3.1.3 Zebris

Zur Erfassung der Winkelveränderung des Fußes wurde das Dreipunktmarkermesssystem von Zebris verwendet. Das System besteht aus Ultraschall emittierenden Punktquellen und einem Empfangssystem. Es waren immer drei Ultraschallpunktquellen in einem gleichschenkligen Dreieck [Abbildung 10] angeordnet, welches die genaue Bestimmung der Position dieses Markers im Raum ermöglichte.



Abb. 10: Zebris Dreipunktmarker

Von diesen Dreipunktmarkern wurde jeweils einer, mit Hilfe von Kirschnerdrähten, in die Tibia (Referenzmarker), einer in den Calcaneus, einer in den Talus und einer in das Metatarsale 2 eingebracht [Abbildung 11].

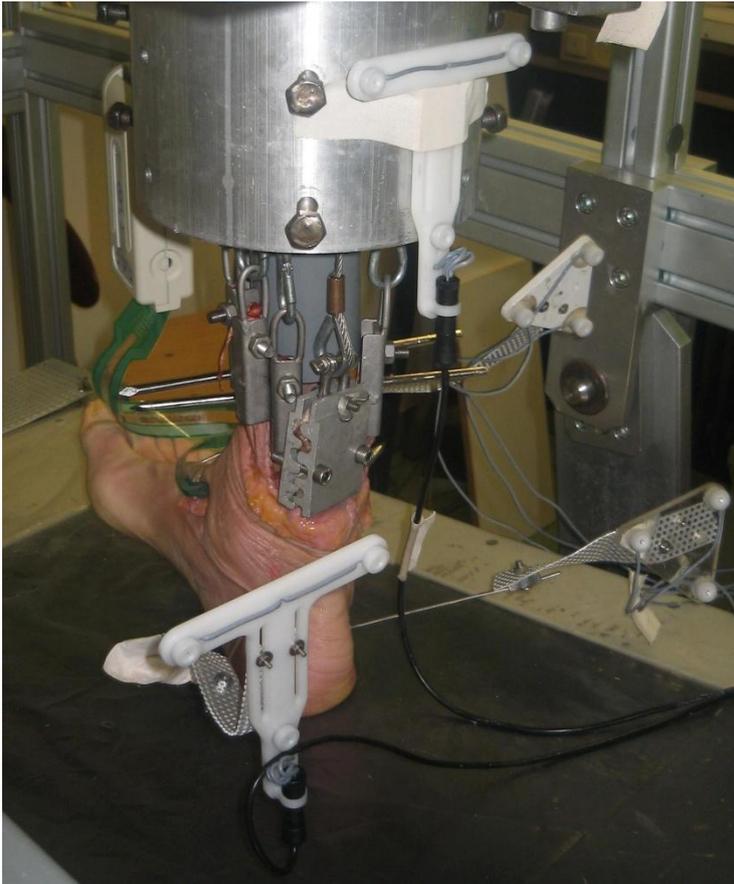


Abb. 11:

In den jeweiligen Knochen, über Kirschnerdrähte, eingebrachte Dreipunktmarker.

Den am Aluzylinder (Tibia) angebrachten Referenzmarker.

Dabei wurde darauf geachtet, dass die Marker so angebracht wurden, dass sie vom Empfänger während des gesamten Durchlaufes registriert werden konnten. Die Lage der Kirschnerdrähte wurde im Anschluss daran röntgenologisch kontrolliert. [Abbildung 9]



Abb. 9:

Kontrolle des Kirschnerdrahts im Metatarsale 2

Die Frequenz der Marker wurde auf 5 Hz eingestellt, so dass pro Durchlauf, der jeweils 60 sec. dauerte, 300 Messdaten aufgezeichnet wurden. Die gemessenen Daten wurden mit Hilfe eines vorher programmierten Algorithmus in Winkel umgerechnet. Dabei diente die Tibia als Referenzpunkt zu dem sich die anderen drei Dreipunktmarker jeweils bezogen. Nach 14 sec. durchlief der Fuß, beim Abrollvorgang, die Position, in der die Tibia senkrecht zur Bodenplatte stand [Abbildung 12]. Diese Stellung, in der die gemessenen Winkel 0° zur Tibia betragen, wurde als Nullstellung definiert.



Abb. 12:
Nullstellung nach
14 sec: Tibia
steht im 90°
Winkel zur
Bodenplatte.

3.1.4 Arthrodesese

Durch das Einbringen von Steinmannnägeln und die Fixierung derer durch einen Fixateur externe, wurde eine stabile tibiotalare Arthrodesese erzeugt, ohne den Gelenkknorpel oder andere wichtige Strukturen zu verletzen. Zwei Nägel wurden in der distalen Tibia und zwei weitere Nägel wurden im Talus eingebracht. Danach wurden die Nägel unter maximalem Druck miteinander verbunden. Der Fixateur externe wurde, medial und lateral, in einer Art Triangel-Konstruktion verschraubt. Dabei wurde darauf geachtet, dass das Sprunggelenk in 90° -Stellung fixiert wurde. Nach dem Einbringen der Nägel wurden von jedem Fuß, wie in Abbildung 13 und Abbildung 14 zu sehen ist, Röntgenbilder angefertigt, um den richtigen Sitz der Steinmannnägeln zu

überprüfen. Außerdem wurde jede Probe, bevor sie in den Fußkinemator eingebracht und ein Messzyklus gestartet wurde, auf ihre Stabilität unter Druck und auf die freie Beweglichkeit der benachbarten Gelenke hin, getestet. Ein besonderes Augenmerk wurde auch darauf gerichtet, dass die Sehnen, durch falsch eingebrachte Steinmannnägel, in ihrem Gleiten nicht behindert wurden.

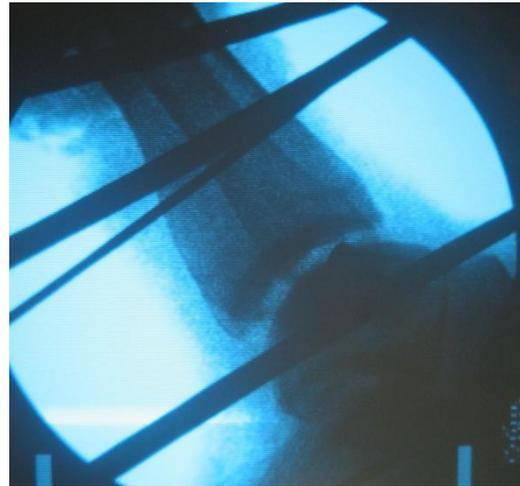
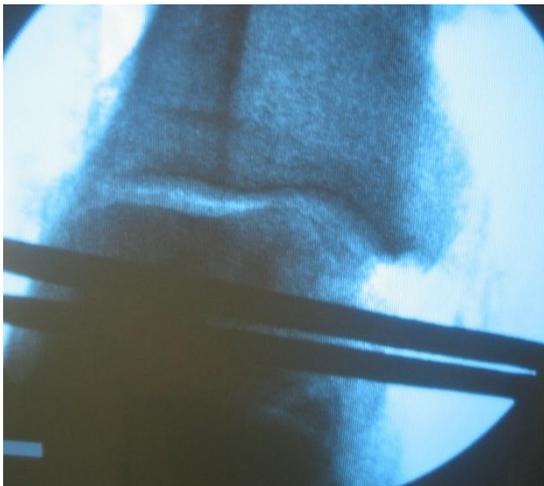


Abb.13: und Abb.14: Röntgenologische Kontrolle der Steinmannnägel, die für die Arthrodesen, über Fixateur externe, jeweils paarweise in den Talus und in die Tibia eingebracht wurden.

3.1.5 Prothese

Die S.T.A.R.-(Scandinavian Total Ankle Replacement) [Abbildung 15] Sprunggelenksprothese (Waldemar Link GmbH & Co. KG, Hamburg, Germany) wurde vor dem dritten Messzyklus in das obere Sprunggelenk implantiert. Dazu wurde der Aluzylinder inklusive Fuß aus dem Fußkinemator entfernt. Zusätzlich mussten noch die Seilzüge von den Sehnenklammern abmontiert werden. Die Klammern wurden in ihrer Position nicht verändert, um beim späteren Erfassen der Daten mit Prothese, keine Veränderung der simulierten Muskelkräfte zu erhalten. Die Druckmessfolien wurden während der „Operation“ in den Gelenken belassen, damit sich die Position im Gelenk nicht verändern konnte.

Zur weiteren Kontrolle dieser Position wurde nach der Implantation erst ein Probelauf gestartet, so dass mit Hilfe der gemessenen Daten ein Verrutschen der Folien ausgeschlossen werden konnte. Die Prothese wurde, wie in der OP-Anleitung der Firma Link beschrieben (siehe unten), in das Gelenk des Leichenfußes eingebracht. Dabei wurde darauf geachtet, dass das Retinaculum musculorum extensorum superius und inferius geschont wurde und so die normale Zugrichtung der ventralen Muskelsehnen erhalten werden konnte. Die Implantation der Prothese wurde anschließend mit Hilfe von Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen auf ihre richtige Position hin überprüft. [Abbildung 16 und Abbildung 17]



Abb. 15: S.T.A.R Endoprothese bestehend aus Taluskappe – UHMW-Polyethylen-Gleitkern – Tibiagleitplatte

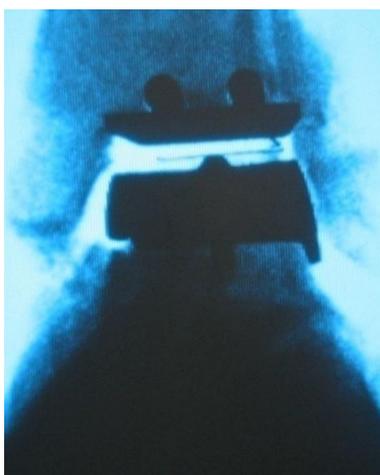


Abb. 16: Röntgenkontrolle der S.T.A.R.-Prothese von ventral



Abb. 17: Röntgenkontrolle der S.T.A.R.-Prothese von lateral

Die Messdaten wurden zu allererst nativ in fünf Messdurchläufen erhoben, wobei die Steinmannnägel für den Fixateur schon in situ eingebracht waren. Nachdem die Nativmessung vollendet war wurden die Nägel miteinander verbunden, um somit eine stabile tibiotalare Arthrodesese zu simulieren, so dass anschließend weitere fünf Messungen unter gleichen Bedingungen durchgeführt werden konnten. Einer dieser Durchläufe wird in Abbildung 18 beispielhaft für die Arthrodesese dargestellt.

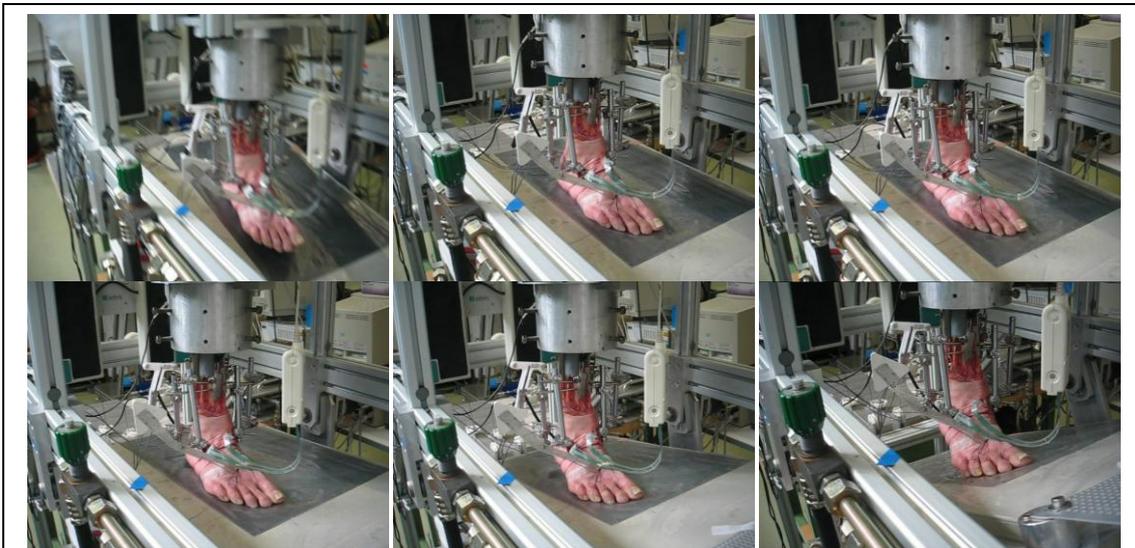


Abb. 18: Der simulierte Abrollvorgang über einen Zeitraum von 60 sec. Hier ist beispielhaft der Abrollvorgang mit Arthrodesese abgebildet. In der oberen Reihe von links nach rechts: Der Abrollvorgang bei 5 sec, 14 sec (90° Stellung im OSG), 25 sec. In der unteren Reihe: Der Abrollvorgang bei 35 sec, 45 sec, 55 sec.

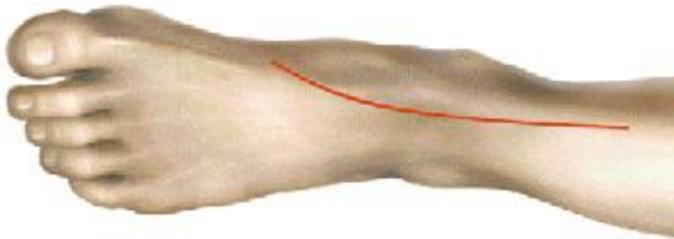
Nach Aufzeichnung dieser fünf Messungen wurde der Fuß samt Aluzylinder aus dem Fußkinemator entfernt und in einen Schraubstock eingespannt, um optimale Bedingungen für die Implantation der Prothese zu schaffen. Der Aluzylinder musste dann, inklusive Fuß und erfolgreich implantierter Prothese, wieder in den Fußkinemator eingespannt werden, wobei genau darauf zu achten war, dass die ursprüngliche Position des Zylinders nicht verändert

wurde. Dadurch kam es auch bei den fünf Messzyklen mit Prothese zu keiner Veränderung der tibialen Rotation, der Sehnenklammern, der simulierten Muskelkraft sowie der Bodenkräfte.

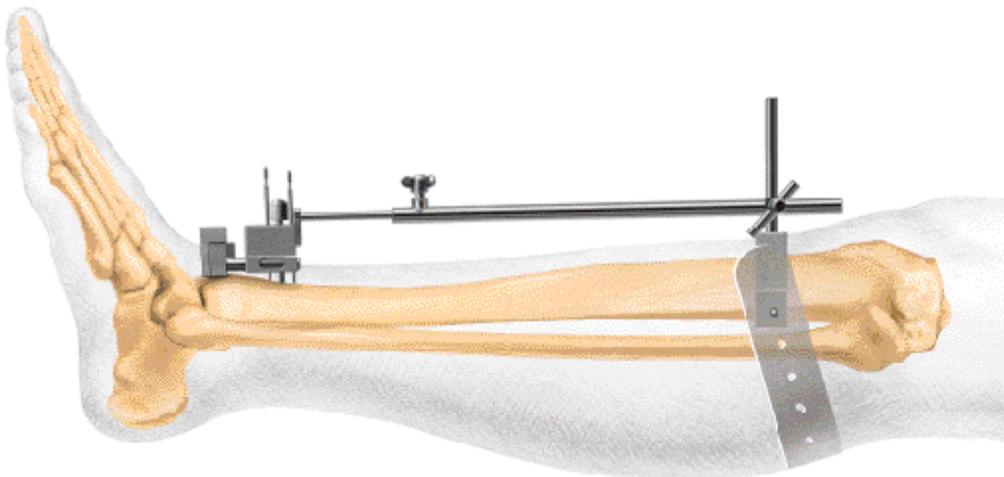
3.1.5.1 OP-Anleitung für die S.T.A.R.-Sprunggelenkprothese

(WALDEMAR LINK GmbH & Co. KG)

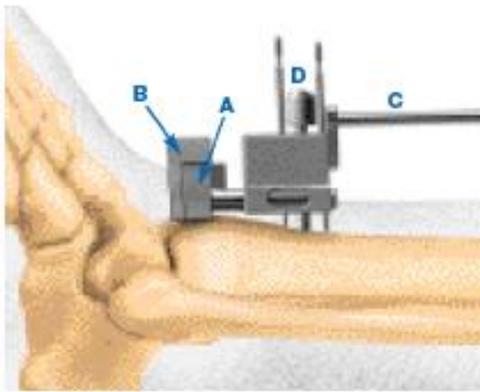
Zur **präoperativen Planung** müssen aktuelle Röntgenbilder in A/P und lateraler Projektion erstellt werden. Neue Röntgenbilder der subtalaren Gelenke sind ebenfalls nötig zur Abschätzung des Ausmaßes der subtalaren Degeneration. Eine Knochenszintigraphie wird vorgenommen zur Beurteilung der nachfolgenden Veränderungen im subchondralen Knochen des Talus und der Tibia. Sofern möglich ist auch die Erstellung einer kinematischen Gangstudie hilfreich. Empfehlenswert ist ein System zur Beurteilung von Schmerz, Funktion und Beweglichkeit.



Schnittführung zur Eröffnung des Sprunggelenks

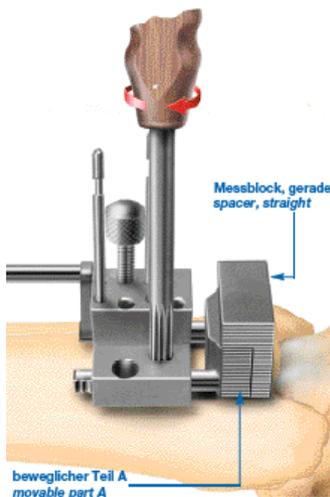


Der **Peilstab** (2 Teile) wird mittels einer **Kunststoffflasche** am Bein befestigt und soll A/P und seitlich zur Tibiaachse ausgerichtet werden

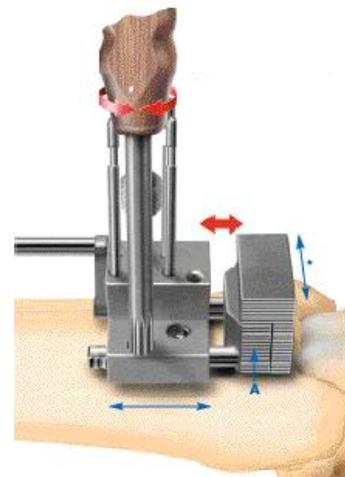


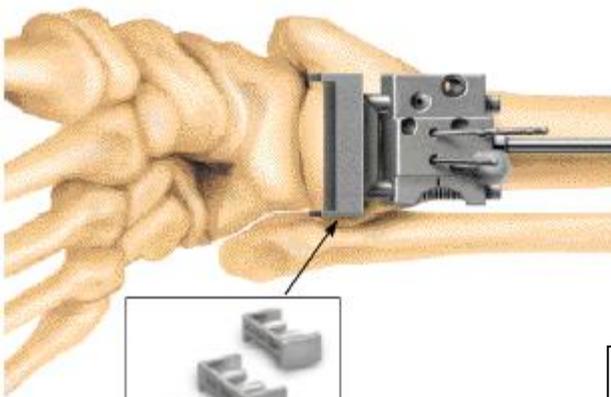
Positionierung der Tibia Bohr- und Sägelehre
 Vor Platzierung der **Tibia Bohr- und Sägelehre** wird der in der Achsrichtung **verschiebbare Teil A** des Sägeblocks in der Mittelstellung arretiert, so dass dieser nach Bedarf nach distal oder nach proximal verschoben werden kann. Der 5 mm **Messblock B** wird in den beweglichen **Teil A** eingesetzt und durch Drehen des Zahnradschlüssels bis zur tibialen Gelenkfläche vorgeschoben.

Mit der **Arretierungsschraube D** wird der Sägeblock horizontal ausgerichtet, um den von medial nach lateral bestehenden Höhenunterschied in der distalen Tibia auszugleichen. Nach erfolgter Korrektur kann der Sägeblock mit Drahtnägeln fixiert werden. Am oberen Ende des Unterschenkels ist der **Peilstab C** mit einer Kunststoffflasche befestigt.



Der **Justiermechanismus** an der **Tibia Bohr- und Sägelehre** ermöglicht im Bedarfsfall ein Verschieben des **Teils A** nach distal oder proximal – auch nach erfolgter Fixierung der Lehre. Der bewegliche Teil A wird mittels eines **Zahnradschlüssels** arretiert (Abb. links) und kann nach Lösen der Arretierung mit demselben Schlüssel in beide Richtungen bewegt werden (Abb. rechts).

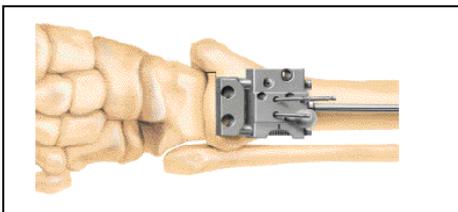
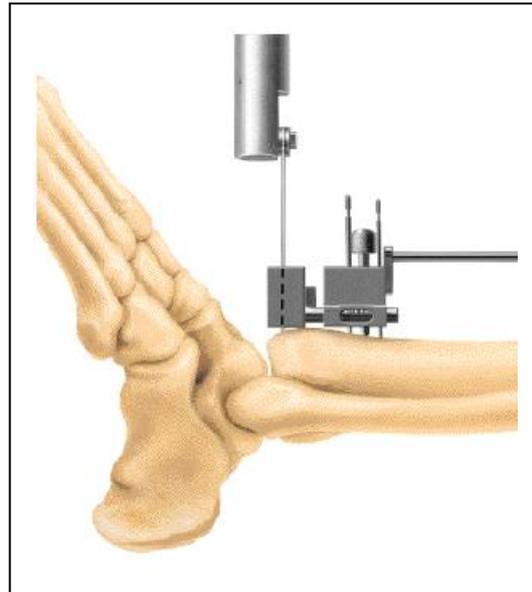




Sägeschutz/Sawblade Guide

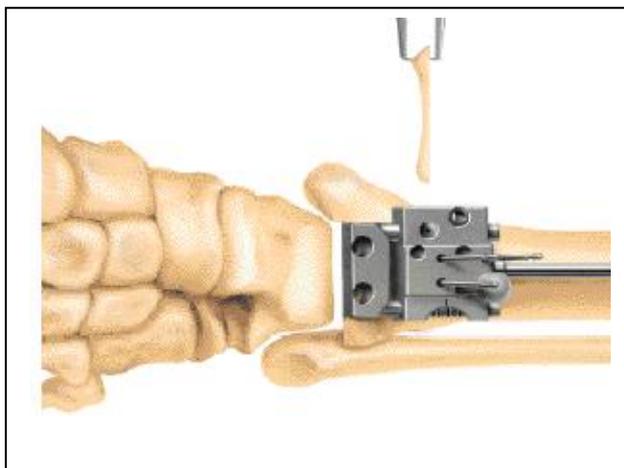
Der **Messblock** wird entfernt und ein **Sägeschutz** montiert, um eine Beschädigung der Malleoli durch das Sägeblatt während der tibialen Resektion zu verhindern.

Bei der distalen Tibiaresektion mit der oszillierenden Säge muss das **Sägeblatt** plan auf der Fläche des beweglichen Teils des **Sägeblocks** geführt werden.



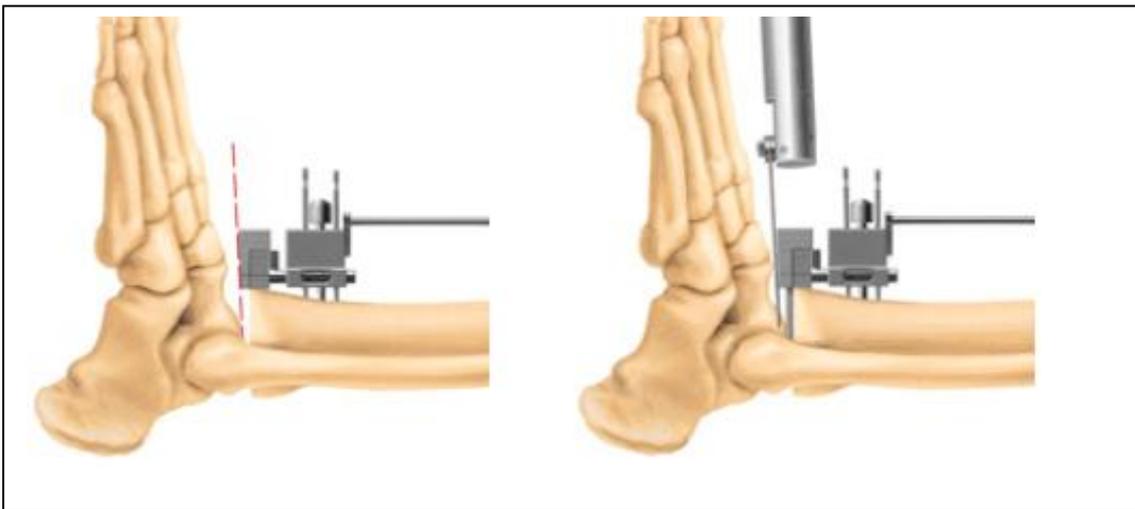
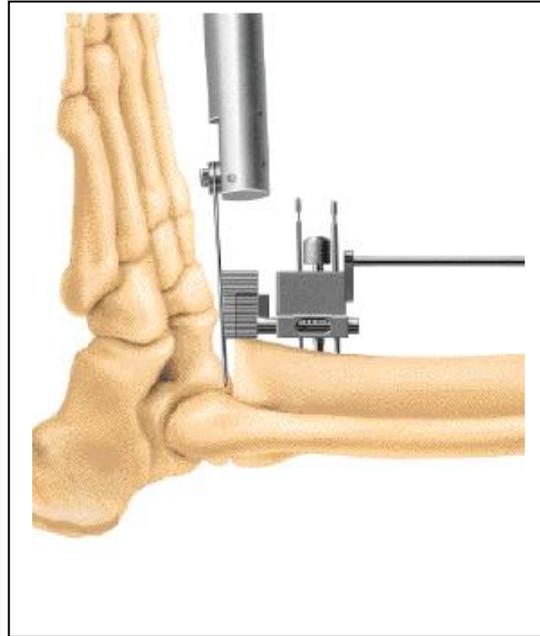
Situation nach Abnehmen des Sägeschutzes und vollzogener Resektion.

Ansicht nach Herausnehmen des tibialen Resektates.



Der **Messblock** (4 mm, schräg) wird auf die **Tibia Bohr- und Sägelehre** geschoben. Der Fuß ist in 90°-Stellung fest an die Resektionsfläche der Tibia zu pressen. Bei der Talusresektion wird das Sägeblatt auf der Fläche des Messblocks geführt. Kann der Talus nicht gegen die Tibia gedrückt werden, bestehen zwei Vorgehensweisen:

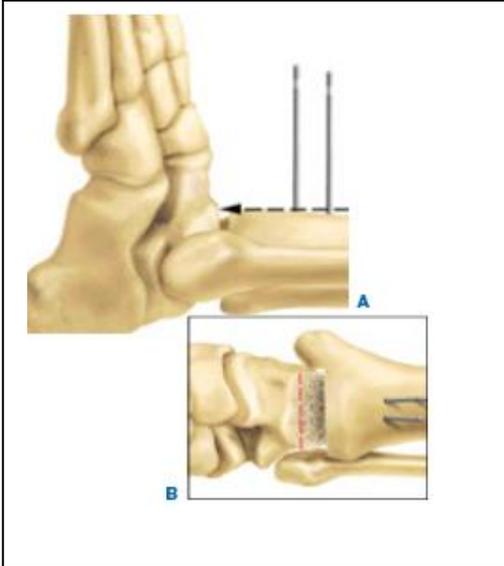
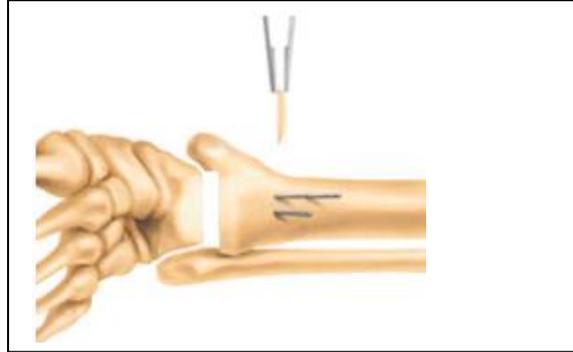
1. Sagittale Schnitte von 1 mm von den medialen und lateralen Talusfacetten,
2. Verwendung eines Messblocks mit Distanzzunge (siehe folgende Seite)



Bei Verengung der Malleolengabel
Der **Messblock** muss abgenommen und durch einen **Messblock mit Distanzzunge** ersetzt werden (siehe rechte Abbildung).

Nunmehr ist der Fuß in 90°-Stellung fest an die Distanzzunge zu pressen und die Taluskuppe entlang der Messblockfläche zu reseziieren.

Die Situation nach Entnahme des **Talusresektates**.

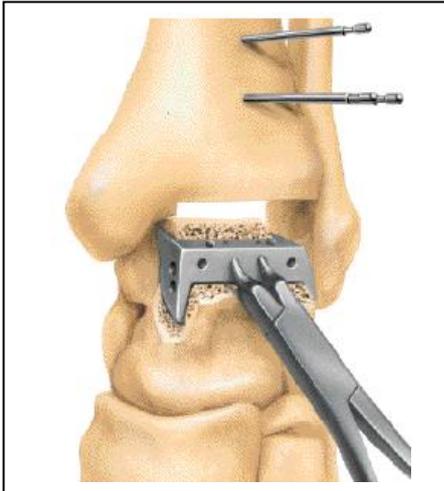


Zur Positionsbestimmung der **Talus Bohr- und Sägelehre** wird der Fuß in 90° Stellung gebracht. Mit einem **Markierungsstift** (Abb. A), der an der vorderen Tibiakante geführt wird, wird in Achsrichtung eine **Linie** (Abb. B) auf dem resezierten Taluskopf gezogen. Diese Linie entspricht dem Übergang vom Collum zum Taluskopf.

Die passende **Talus Bohr- und Sägelehre** wird flach auf die resezierte Taluskopffläche platziert, so dass die tiefsten Punkte der beiden Ausnehmungen gerade auf der vorher angebrachten Linie liegen (siehe Abb.unten). Die Lehre wird mit zwei **Drahtnägeln** befestigt. Zusätzlich kann die Lehre nach Bohren eines Loches mit dem **gebogenen Fixierstift** durch die Bohrung in der Lehre in ihrer Position gesichert werden. Mit einer Stichsäge werden die seitlichen Resektionsschnitte durchgeführt, indem medial und lateral etwa 2 mm starke Lamellen reseziert werden. Medial sollte der Schnitt etwa 10 mm, lateral 17 mm tief reichen.

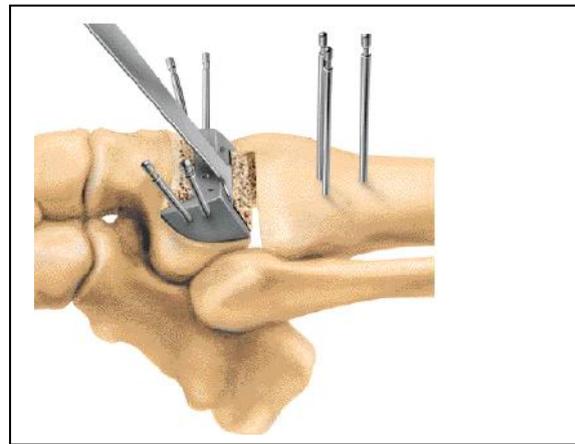
N. B.: Die Sägelehre gibt eine schräge Schnittrichtung vor.



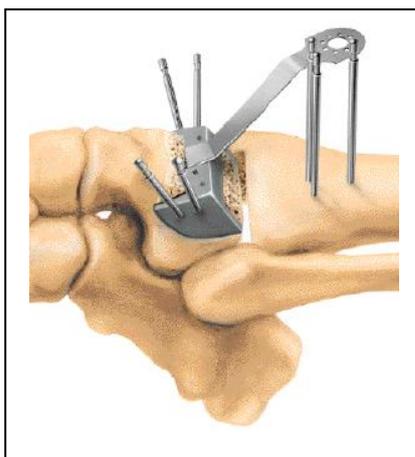


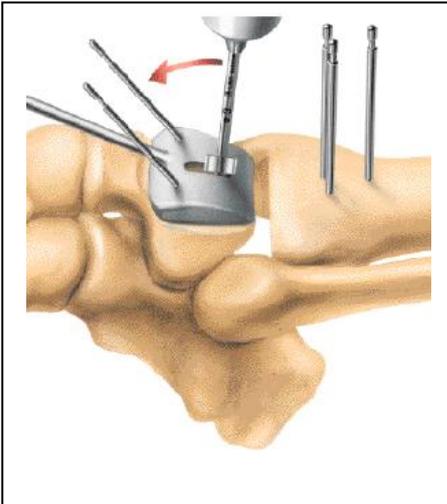
Die **Talussägelehre** (entsprechend der vorher verwendeten Größe der Talus Bohr- und Sägelehre) wird zur dorsalen und frontalen Resektion mit der **Haltezange** auf den Talus aufgesetzt. Der Quersteg der Talus Sägelehre muss in der Mitte des resezierten Talus platziert werden. Bei korrekter Resektion der seitlichen Facetten erreicht man diese Position, indem die Lehre dorsal flach auf die Resektionsfläche aufgesetzt und bis zum Verklemmen nach ventral gezogen wird. In dieser Position wird die Talus Sägelehre mit Drahtnägeln (s. Abbildung unten) fixiert.

Die **dorsale Resektion** erfolgt mit einem **geraden Sägeblatt**, indem es plan an der Sägelehre geführt wird.



Für die **frontale Resektion** ist ein spezielles **doppelt gewinkelt Sägeblatt** im Instrumentarium vorgesehen. Gegebenenfalls muss die frontale Resektion mit einem schlanken Meißel durchgeführt werden.





Entsprechend seiner Größe wird die passende Fräslehre auf den Talus gesetzt und mit Drahtnägeln fixiert. Mit Hilfe dieser Fräslehre wird die Rinne für das Verankerungssegel der Taluskomponente in den Talus gefräst. Mit einem 3 mm Spiralbohrer mit Anschlag wird jeweils an den Enden des Schlitzes in der Talus Fräslehre ein Loch gebohrt und dann durch Gleitfräsen mit dem laufenden Bohrer der verbliebene Knochensteg durch den Schlitz in der Lehre abgefräst. Die gefräste Nut darf nur bis zum hinteren Rand des oberen Talusschnittes reichen, aber nicht weiter.

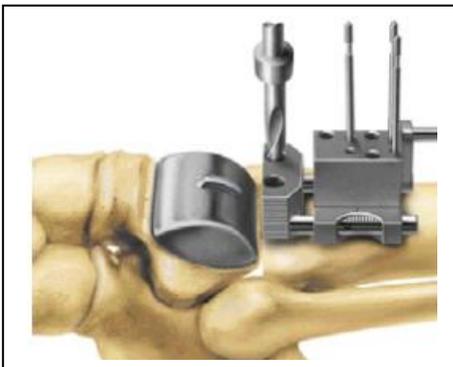
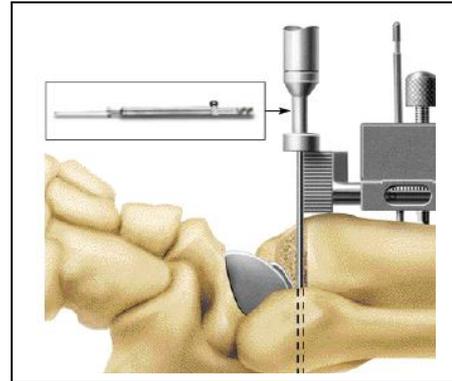


Vorbereitetes Implantatlager am Talus.

Die Taluskappe wird implantiert. Das Segel der Taluskappe wird in die Nut geführt. Die Taluskappe wird dann mit leichten Schlägen gegen die Implantatvorderkante, z. B. mittels der Tibia-Einführungsplatte, nach dorsal bewegt. Erst dann (!) wird die Taluskomponente mit dem Einschlaginstrument eingeschlagen. Bei Zementfixierung ist dafür der Zement vorher in die Taluskappe einzubringen, um das Implantat dann in der korrekten Position zu den Resektionsflächen mit dem Einschlaginstrument für Taluskappen fest auf den Talus aufzuschlagen. Das Talussegel sollte nicht mit Zement belegt werden.



Die Tibia Bohr- und Sägelehre wird wieder auf die in der Tibia verbliebenen Drahtnägel gesetzt. Mit der Tiefenmesslehre wird die Ausdehnung der Tibia in der Sagittalebene definiert und auf den Spiralbohrer mit einstellbarem Anschlag übertragen (die Anschlagplatte am Spiralbohrer kann mit dem zugehörigen Inbusschlüssel verstellt werden). 5 mm werden von der gemessenen Länge abgezogen, um ein Durchbrechen der Kortikalis dorsal zu vermeiden.

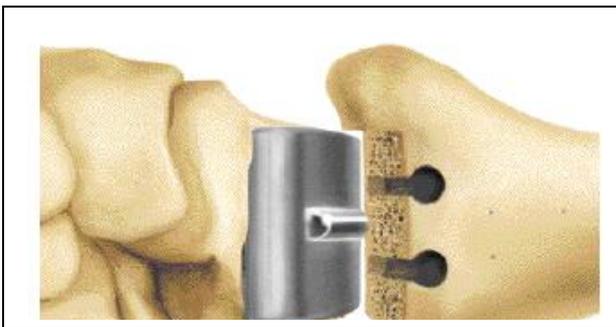
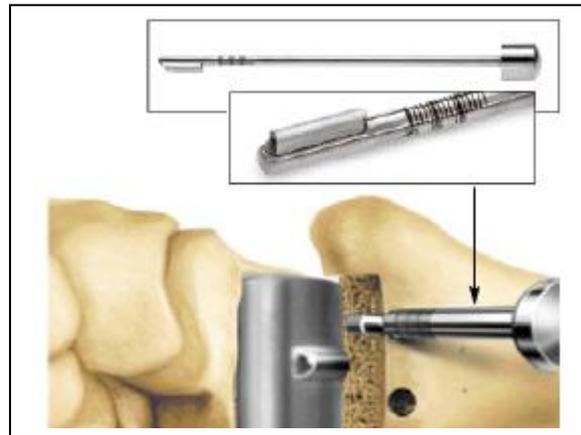


Mit dem \varnothing 6 mm Spiralbohrer, bei vorher eingestellten Tiefenmaß, (Anschlag/Bohrer) werden die Bohrungen für die zylindrischen Verankerungskomponenten an der Tibiagleitplatte über die Bohrlehre in die Tibia eingebracht. Zu beachten ist dabei, dass der Bohrer gerade durch die Bohrlehre läuft und die Bohrerspitze nicht in Richtung Tibiaresektionsfläche abweicht.

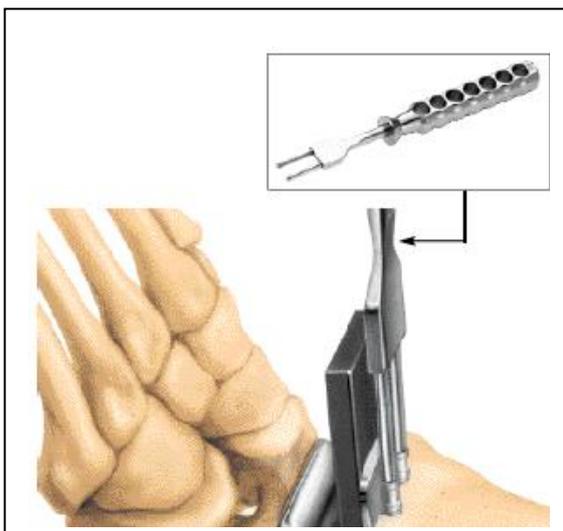


Um eine gleichbleibende Distanz zwischen den Bohrlöchern zu erhalten, ist es ratsam in das zuerst gebohrte Loch einen Fixierbolzen Hineinzustecken und erst dann das zweite Loch zu bohren.

Mit dem Rinnenmeißel werden die gebohrten Löcher in der Tibia nach vorn geöffnet. Zur Vermeidung eines unkontrollierten Ausbrechens von Knochen in die Resektionsebene, muss darauf geachtet werden, dass der Meißel beim Eindringen mit der in der Tibia eingebrachten Bohrung parallel läuft. Als Peilhilfe kann ein 6 mm Spiralbohrer wechselweise in das dem Meißel gegenüberstehende Loch eingebracht werden.

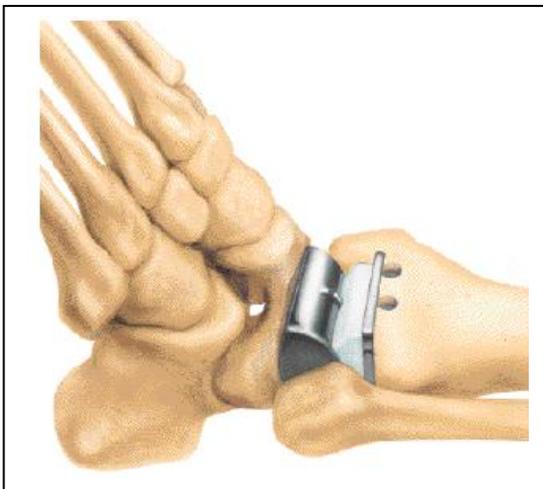


Fertiges tibiales Implantatlager.



Der Fuß wird in 90°-Stellung zur Tibia gebracht, und die passende 8 mmTibia-Einsetzfürungsplatte zwischen die implantierte Taluskappe und die Tibiaresektionsfläche geschoben. Die Tibiagleitplatte, deren Größe durch Ausmessen der sagittalen Tiefe der Tibia mit der Tiefenmesslehre bestimmt wurde, kann nun mit Hilfe des Einschlaginstrumentes für Tibiagleitplatten vorsichtig soweit eingetrieben werden, bis deren vordere Kante mit der ventralen Kortikalis auf der lateralen Seite, die in der Regel 2-3 mm unter der medialen liegt, bündig ist.

Talus- und Tibiagleitplatte in Position. Die richtige Stärke des zu verwendenden Polyethylen-Gleitkerns wird durch Einsetzen von Tibia-Probepimplantaten (5 St.) ermittelt. Dabei ist gleichermaßen auf eine genügende Spannung im Gelenkbereich und auch auf die erforderliche Beweglichkeit zu achten. Ein Kippen des Talus gegen den Polyethylen-Gleitkern erfordert eine laterale Stabilisierung.



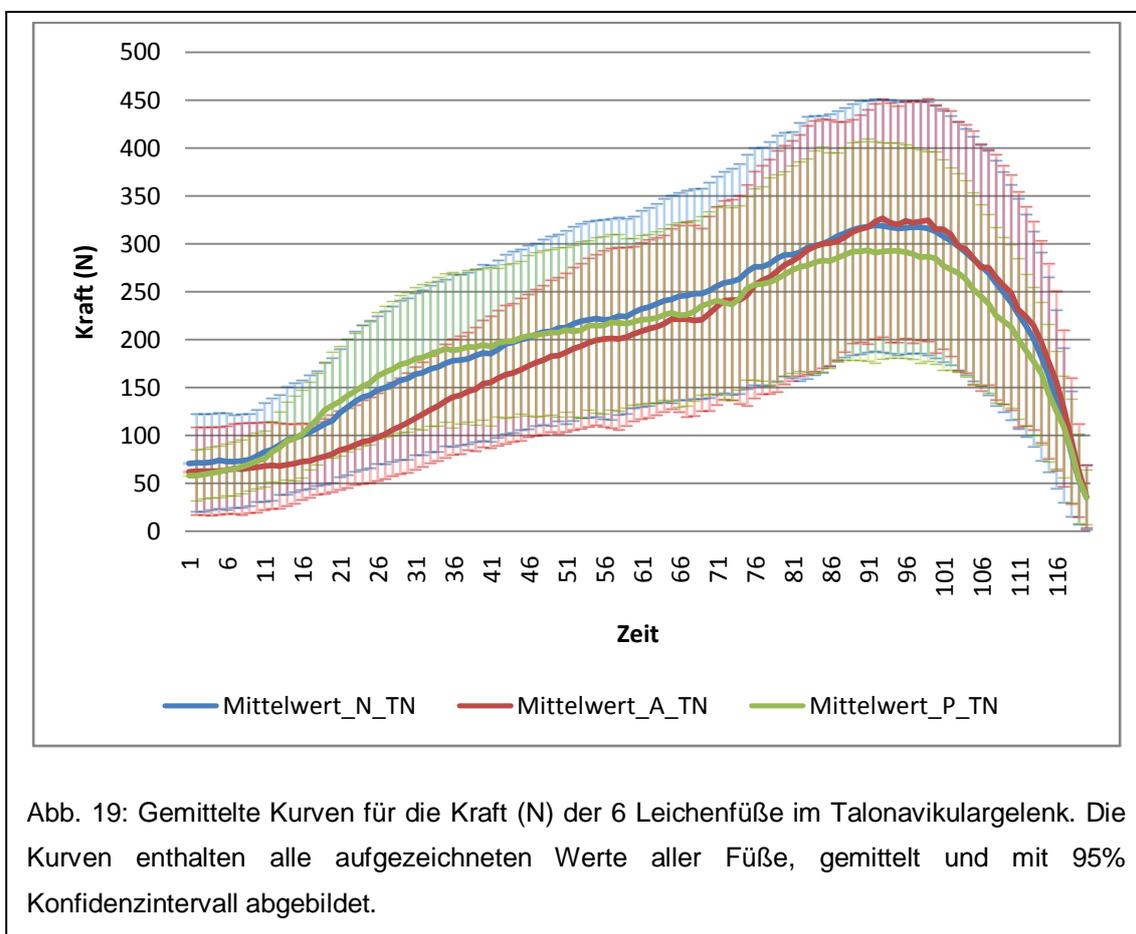
Implantierte LINK S.T.A.R.® Sprunggelenkprothese. Die Löcher in der distalen Tibia werden mit Knochenchips verschlossen.

4 Ergebnisse

4.1 Druck

Veränderungen im Talonavikulargelenk durch das Einbringen einer OSG-Arthrodese, bzw. einer OSG-Prothese

Wir beobachteten eine Veränderung der intraartikulären Kraft, des Drucks und des Maximaldrucks innerhalb des Talonavikulargelenk nach Anbringen der OSG-Arthrodese, ebenso wie nach Implantation der Prothese im OSG.



In Abbildung 19 ist der Kraftverlauf im Talonavikulargelenk über einen Zeitraum von 60 sec. dargestellt. Bei der Arthrodesenkurve zeigt sich zu Beginn des Abrollvorgangs (bis zu Sekunde 38) eine geringere Kraftzunahme als bei der

Messung mit Prothese und bei der Nativmessung. Ab diesem Zeitpunkt steigen die Werte stärker an und überschreiten ab der 42. Sekunde die Werte der anderen beiden Messungen. Dieser Bereich ist mit dem Abstoßen des Fußes gleichzusetzten. Im Vergleich dazu zeigen sich bei der Messung mit Prothese und bei der Nativmessung anfänglich ähnliche Kurvenverläufe, wobei die Werte der Prothesenmessung ab Sekunde 30 zuerst unter die Werte der Nativmessung abfallen, dann jedoch einen fast identischen Kurvenverlauf wie bei der Nativmessung aufweisen.

Die gemittelte Kraft änderte sich, wie in Tabelle 5 gezeigt, wenn man den gesamten Abrollvorgang betrachtet, von nativ 205 N (95% KI: 303,2 N-107,0 N) zu 189 N (95% KI: 274,6 N-103,0 N) mit Arthrodesen. Bei der Prothesenmessung wurde eine Kraftänderung von nativ 205 N zu 196 N (95% KI: 276,7 N-115,9 N) mit Prothese aufgezeichnet.

Tabelle 5: Vergleich der Kraftwerte im Talonavikulargelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	232,20	103,51	120,67	97,96	277,67	398,56	205,10
TN_A	209,52	93,06	148,04	87,14	234,95	359,71	188,74
TN_P	212,89	193,80	136,65	47,60	271,68	315,12	196,29

Ergebnisse der 6 Füße in N, mittlere Kraftwerte bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodesen (A) vs. Prothese (P)

Wenn wir ausschließlich den Abstoßvorgang betrachten (Tabelle 6), zeigte sich im Talonavikulargelenk eine Zunahme der Kraft im Gelenk von nativ 255 N (95% KI: 371,0 N-140,0 N) zu 261 N (95% KI: 372,9 N-149,3 N) mit Arthrodesen und eine Abnahme von 255 N zu 233 N (95% KI: 332,5 N-144,5 N) mit Prothese.

Tabelle 6: Vergleich der Kraftwerte im Talonavikulargelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	333,92	152,16	135,27	111,80	330,97	468,78	255,48
TN_A	341,51	161,95	182,13	92,63	325,52	462,92	261,11
TN_P	313,03	231,98	147,54	53,56	325,93	325,12	232,86

Ergebnisse der 6 Füße in N, mittlere Kraftwerte bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodeese (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

Abbildung 20 veranschaulicht die Unterschiede der einzelnen Kurven im Hinblick auf die Druckmessungen. Auch hier zeigen sich fast identische Verhältnisse wie bei der Kraftauswertung.

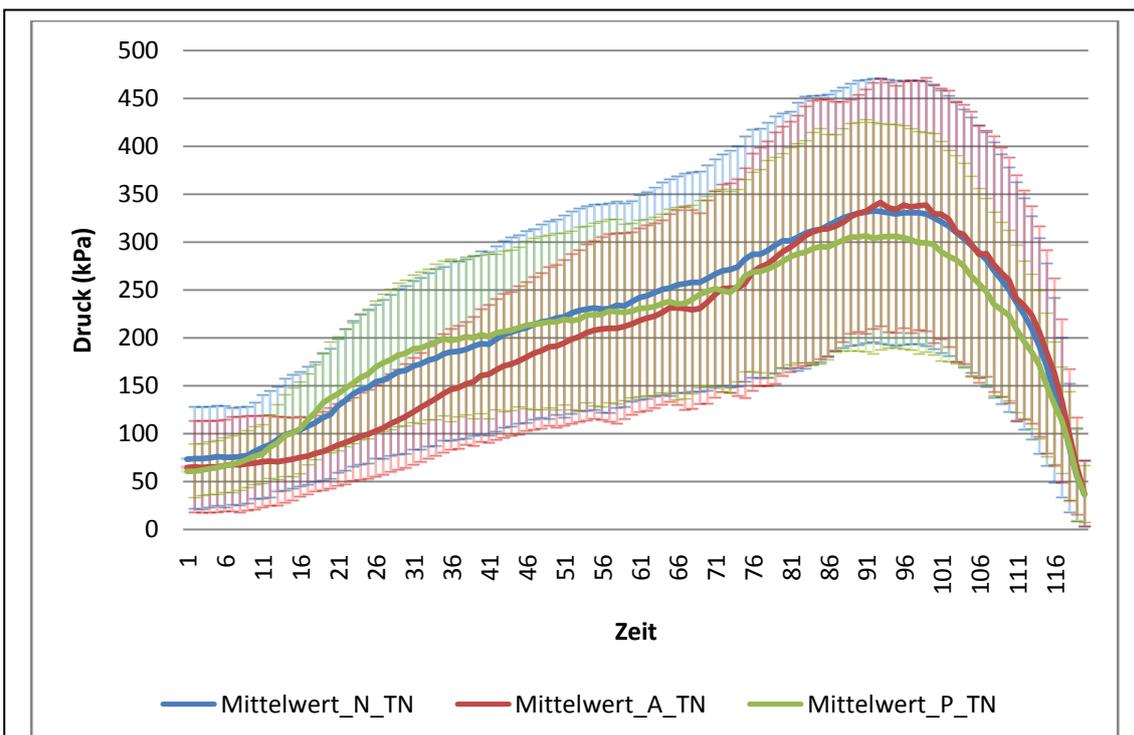


Abb. 20: Gemittelte Kurven für den Druck (kPa) der 6 Leichenfüße im Talonavikulargelenk. Die Kurven enthalten alle aufgezeichneten Werte aller Füße, gemittelt und mit 95% Konfidenzintervall abgebildet.

Die Arthrodesenkurve liegt mit ihren Werten während der Auftrittphase (Sekunde 0 bis Sekunde 20) und der Standphase (Sekunde 21 bis Sekunde 41) unterhalb der Nativmessung und unterhalb der Prothesenmessung. Die Werte übersteigen dann wiederum beim Abstoßvorgang (Sekunde 42 bis Sekunde 60) das Niveau der anderen beiden Kurven. Die Kurve für die Messung mit Prothese verläuft zu Beginn wie die Kurve für die Nativmessung und sinkt dann über den Zeitraum des Abstoßens etwas unter das Niveau der Nativkurve ab.

Auch bei den gemittelten Druckwerten (Tabelle 7) konnte eine Änderung festgestellt werden. Wir erhielten für die nativ gemessenen Werte einen gemittelten Druck von 214 kPa (95% KI: 316,4 kPa -111,8 kPa) und für die Werte mit Arthrodesen ein Mittel von 197 kPa (95% KI: 286,6 kPa -107,4 kPa). Der gemittelte Druckwert für die Messung mit der Prothese betrug 205 kPa (95% KI: 288,8 kPa -121,0 kPa).

Tabelle 7: Vergleich der Druckwerte im Talonavikulargelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	242,36	108,40	125,96	102,25	289,83	416,00	214,13
TN_A	218,69	97,14	154,52	90,96	245,24	375,46	197,00
TN_P	222,21	202,29	142,63	49,68	283,57	328,92	204,88

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckwerte bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodesen (A) vs. Prothese (P)

In Tabelle 8 zeigt sich bei der Auswertung der Mittelwerte während des Abstoßvorgangs eine Zunahme der Druckwerte mit Arthrodesen. Der Mittelwert stieg von nativ 268 kPa (95% KI: 387,2 kPa-146,6 kPa) auf 274 kPa (95% KI: 389,2 kPa-155,9 kPa) mit Arthrodesen an. Bei der Messung mit der Prothese im OSG verringerte sich der Mittelwert auf 244 kPa (95% KI: 339,0 kPa-147,1 kPa).

Tabelle 8: Vergleich der Druckwerte im Talonavikulargelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	349,39	160,02	142,56	117,64	347,34	491,69	268,11
TN_A	356,76	168,62	191,01	97,78	341,51	485,64	273,55
TN_P	328,00	243,20	155,37	55,41	342,10	342,30	244,39

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckwerte bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodeese (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

Abbildung 21 verdeutlicht die Verhältnisse im Talonavikulargelenk im Hinblick auf den pro Messpunkt aufgezeichneten Maximaldruck an einer beliebigen Stelle im Gelenk.

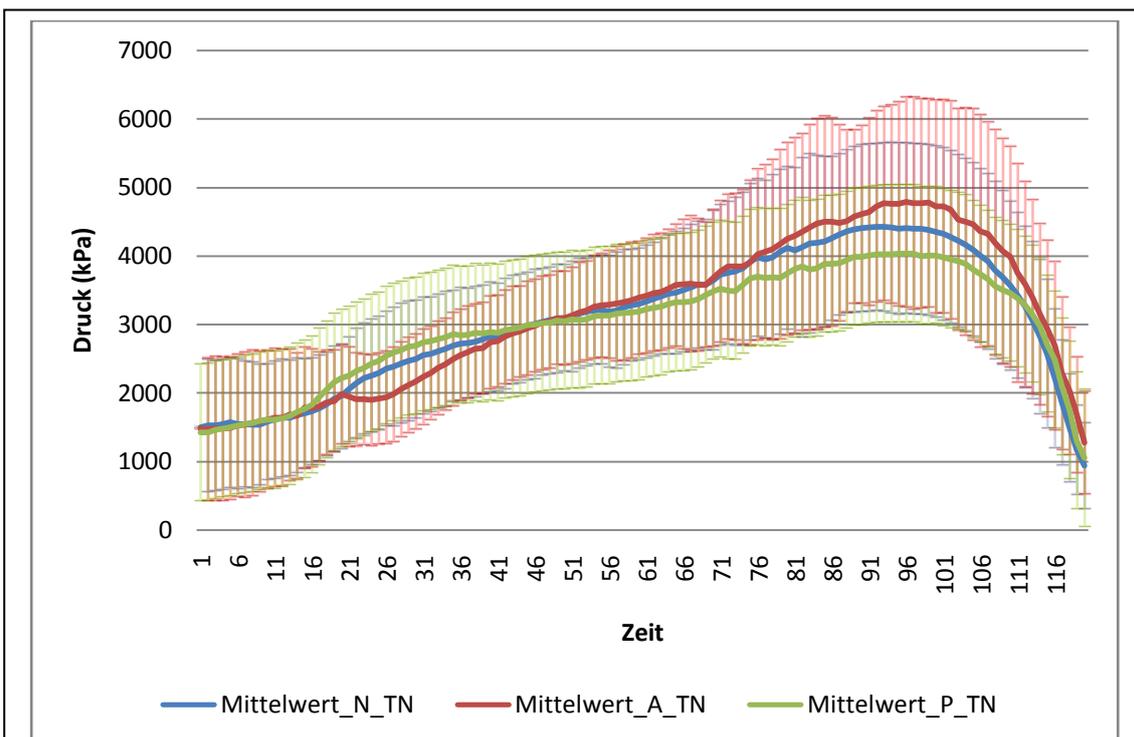


Abb. 21: Gemittelte Kurven für den Maximaldruck (kPa) der 6 Leichenfüße im Talonavikulargelenk. Die Kurven enthalten alle aufgezeichneten Werte aller Füße, gemittelt und mit 95% Konfidenzintervall abgebildet.

Auch hier zeigen sich, wie bei den ersten beiden Auswertungen, ähnliche Kurvenverläufe über den Zeitraum der Auftrittphase und der Standphase. Man kann jedoch während des Abstoßvorgangs einen Niveaustieg der Arthrodesenkurve über die Nativkurve erkennen. Dahingegen sinkt die Prothesenkurve, wie auch bei der Kraft- und Druckauswertung, unter die Nativkurve ab. D.h. im Bereich der maximalen Belastung (Abstoßvorgang) des Talonavikulargelenk zeigen sich mit Arthrodesese die größten Druckspitzen.

Dieser Unterschied zu den vorherigen Auswertungen wird noch deutlicher, wenn man die Mittelwerte der einzelnen Messdurchläufe (Nativ/Arthrodesese/Prothese) miteinander vergleicht (Tabelle 9).

Tabelle 9: Vergleich des Maximaldrucks im Talonavikulargelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	3696,24	2030,49	2336,85	2268,51	2927,73	5121,17	3063,50
TN_A	3640,34	2136,29	2810,78	2249,79	2674,07	5373,77	3147,51
TN_P	3361,71	3594,75	2551,22	1311,15	2941,57	4162,15	2987,09

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckmaxima bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodesese (A) vs. Prothese (P)

Wir erhielten bei der Auswertung des Maximaldrucks im Talonavikulargelenk eine Erhöhung des gemittelten Werts von nativ 3064 kPa (95% KI: 4037,2 kPa-2089,8 kPa) zu 3148 kPa (95% KI: 4193,0 kPa-2102,0 kPa) mit Arthrodesese. Wohingegen bei der Prothesenmessung, wie auch bei den übrigen Auswertungen, der Mittelwert gegenüber der Nativmessung auf 2987 kPa (95% KI: 3826,4 kPa-2147,7 kPa) absank.

In Tabelle 10 werden diese Unterschiede noch einmal separat für den Abstoßvorgang aufgeführt.

Tabelle 10: Vergleich der Druckmaxima im Talonavikulargelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
TN_N	4545,79	2797,42	2693,37	2694,89	3260,19	6201,45	3698,85
TN_A	4924,89	3262,30	3475,13	2356,29	3120,37	7125,98	4044,16
TN_P	4342,20	4454,06	2788,69	1506,89	3301,61	4574,82	3494,71

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckmaxima bei 5 Messwiederholungen im Talonavikulargelenk (TN), Nativ (N) vs. Arthrodesse (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

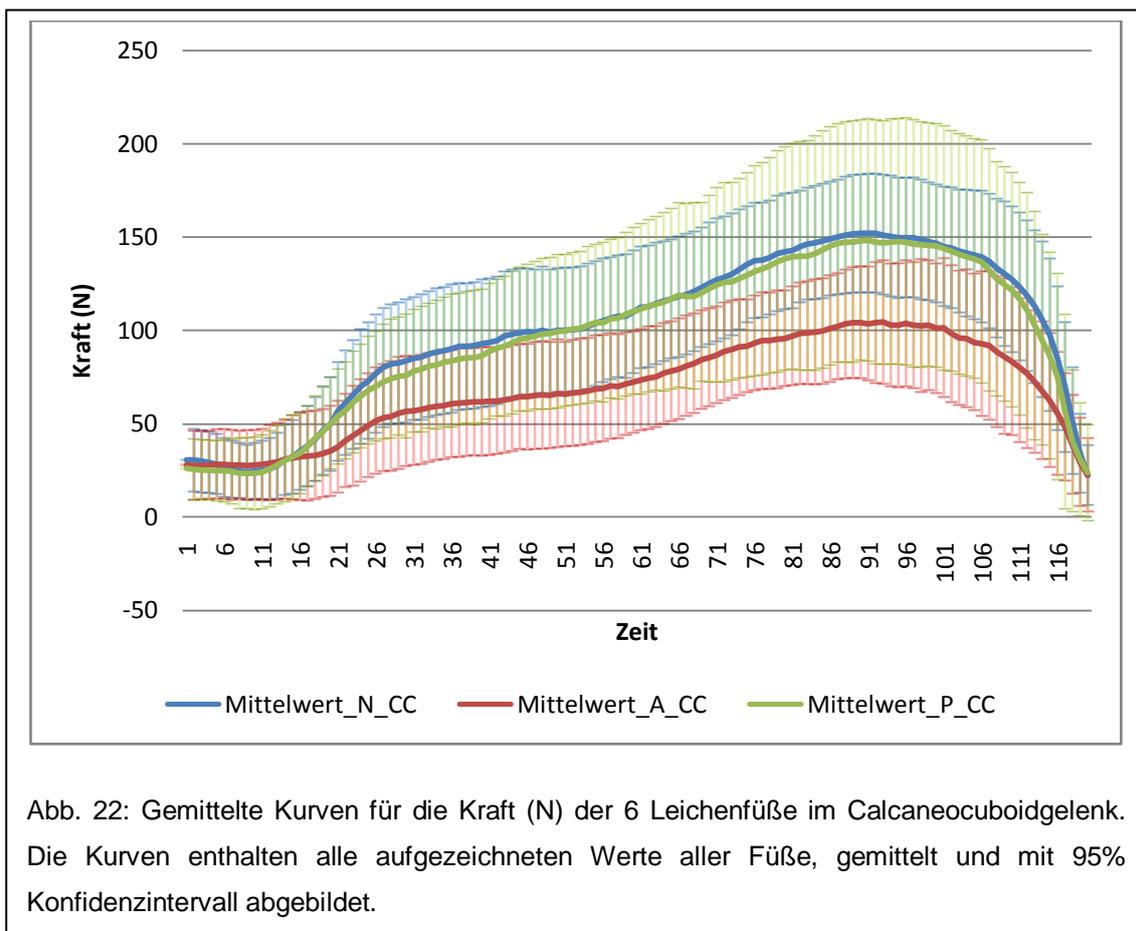
Bei der Auswertung der Druckmaxima zeigte sich wiederum eine Erhöhung der Druckwerte von 3699 kPa (95% KI: 4834,0 kPa-2536,3 kPa) bei der Nativmessung, auf 4044 kPa (95% KI: 5437,2 kPa-2627,7 kPa) bei der Messung mit Arthrodesse. Bei der Prothesenmessung konnte ein Wert von 3495 kPa (95% KI: 4487,7 kPa-2483,4 kPa) ermittelt werden.

Das 95% Konfidenzintervall für die sechs Leichenfüße wurde für den gesamten Abrollvorgang berechnet. Diese positive/negative Abweichung vom Mittelwert wurde für Nativ/Arthrodesse/Prothese in den Schaubildern, zusätzlich zu den gemittelten Zeitkurven, dargestellt. Für die Unterschiede der einzelnen Messungen Nativ vs. Arthrodesse und Prothese vs. Arthrodesse, während des Abstoßvorgangs, konnten keine signifikanten Ergebnisse erzielt werden (p-Werte während des Abstoßvorgangs für den Vergleich Nativ vs. Arthrodesse: p-Wert Kraft: 0,286, p-Wert Druck: 0,297, p-Wert Druckmaxima: 0,075; p-Werte während des Abstoßvorgangs für den Vergleich Prothese vs. Arthrodesse: p-Wert Kraft: 0,175, p-Wert Druck: 0,179, p-Wert Druckmaxima: 0,164). Auch für den Vergleich zwischen Nativmessung und Prothesenmessung konnte kein signifikanter Unterschied gemessen werden (p-Werte während des Abstoßvorgangs für den Vergleich Nativ vs. Prothese: p-Wert Kraft: 0,246, p-Wert Druck: 0,245, p-Wert Druckmaxima: 0,341). Die Werte der

Prothesenmessung zeigen über den gesamten Abrollvorgang ähnliche Belastungsmuster wie die Nativmessung, nur dass ihr Belastungsniveau etwas niedriger ist.

Veränderungen im Calcaneocuboidgelenk durch das Einbringen einer OSG-Arthrode, bzw. einer OSG-Prothese

Bei der Messung der intraartikulären Veränderungen im Calcaneocuboidgelenk über den gesamten Abrollvorgang, wurde eine Abnahme der Werte nach Einbringen einer Arthrode im OSG aufgezeichnet. In Abbildung 22 ist für die Kraftauswertung dargestellt.



Hier zeigt sich ein fast identischer Kurvenverlauf über alle drei Phasen des Abrollvorgangs, bei der Messung mit Prothese und der Nativmessung. Beide Kurven steigen in der Landephase steil an, verzeichnen während der Standphase nur relativ geringe Belastungszunahmen und haben dann im Bereich des Abstoßvorgangs ihre maximale Kraftentwicklung. Die Kurve der Arthrodesenmessung zeigt einen ähnlichen Verlauf wie die der anderen beiden Messungen außer, dass sie im Schnitt ca. 30 N unter deren Niveau liegt.

In Tabelle 11 wird dieser Unterschied noch einmal an Hand der Mittelwerte über den gesamten Abrollvorgang verdeutlicht.

Tabelle11: Vergleich der Kraftwerte im Calcaneocuboidgelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	74,40	104,65	50,02	111,17	111,92	146,82	99,83
CC_A	32,84	74,25	33,99	100,21	112,89	58,07	68,71
CC_P	59,81	156,65	52,88	138,17	128,79	41,76	96,34

Ergebnisse der 6 Füße in N, mittlere Kraftwerte bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthrodesen (A) vs. Prothese (P)

Wir erhielten für die Kraftauswertung im Calcaneocuboidgelenk einen gemittelten Wert der von nativ 100 N (95% KI: 130,1 N-69,6 N) auf 67 N (95% KI: 97,0 N-40,5 N) mit Arthrodesen abnahm. Bei der Messung mit implantierter Prothese wurden 96 N (95% KI: 140,6 N-52,2 N) aufgezeichnet.

Auch beim Calcaneocuboidgelenk wurde in der Auswertung der Abstoßvorgang noch einmal separat betrachtet (Tabelle12).

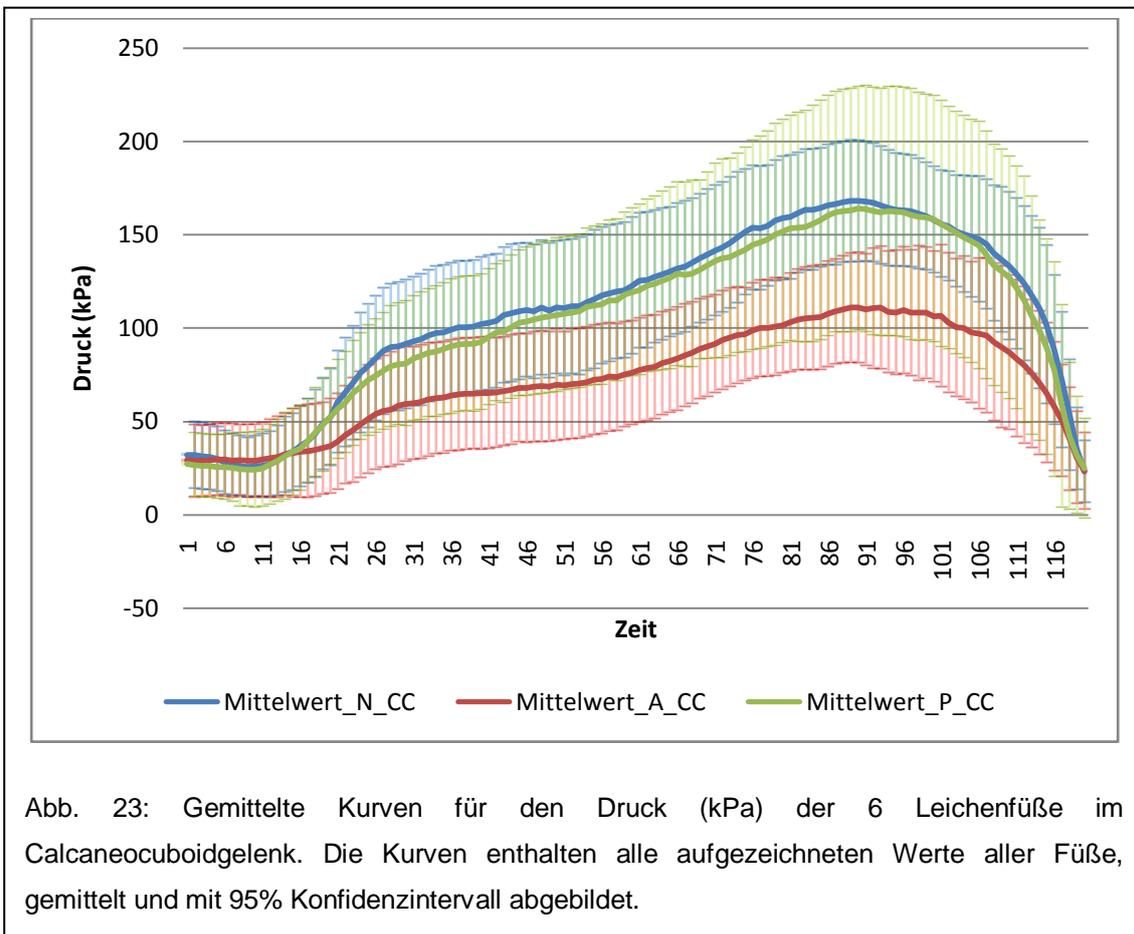
Tabelle 12: Vergleich der Kraftwerte im Calcaneocuboidgelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	75,07	149,99	90,80	144,62	130,93	175,10	127,75
CC_A	32,35	109,01	54,16	131,35	125,52	68,66	86,84
CC_P	65,41	216,13	79,40	196,42	134,16	47,44	123,16

Ergebnisse der 6 Füße in N, mittlere Kraftwerte bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthrodese (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

Die Ergebnisse der intraartikulären Kraftunterschiede zeigten im Mittel folgende Werte: Für die Nativmessung erhielten wir einen Kraftwert von 128 N (95% KI: 160,6 N-94,9 N), für die Messung mit Arthrodese 87 N (95% KI: 120,3 N-53,4 N) und nach eingebauter Prothese 123 N (95% KI: 182,6 N-63,7 N).

In Abbildung 23 sieht man die Kurvenverläufe für die Auswertung der Druckdaten über den gesamten Abrollvorgang im Calcaneocuboidgelenk.



Auch hier zeigt sich wieder ein Kurvenverlauf der mit dem der Kraftauswertung gleichzusetzen ist. Die Arthrodesenkurve liegt mit ihrem Niveau deutlich unter dem der anderen beiden Kurven, wobei die Prothesenkurve und die Nativkurve einen fast identischen Verlauf aufweisen.

Dasselbe ist auch wieder bei der Auswertung der Mittelwerte im Calcaneocuboidgelenk zu erkennen (Tabelle13).

Tabelle 13: Vergleich der Druckwerte im Calcaneocuboidgelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	107,81	109,23	52,21	116,00	116,82	153,25	109,22
CC_A	38,03	77,50	35,48	104,60	117,83	60,61	72,34
CC_P	84,22	163,51	55,19	144,22	133,54	43,59	104,05

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckwerte bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthroese (A) vs. Prothese (P)

Die Messung der Druckwerte im Calcaneocuboidgelenk ergab für die native Messung einen Mittelwert von 109 kPa (95% KI: 140,8 kPa-77,7 kPa). Im Vergleich dazu verringerte sich der Druck mit Arthroese auf 72 kPa (95% KI: 101,3 kPa-43,4 kPa) und mit Prothese auf 104 kPa (95% KI: 149,0 kPa-59,1 kPa).

Wie zu erwarten, erhielten wir auch bei der Auswertung der gemittelten Druckverhältnisse im Calcaneocuboidgelenk, über den Zeitraum der Abstoßphase (Tabelle 14) Ergebnisse, die die gleiche Tendenz aufwiesen.

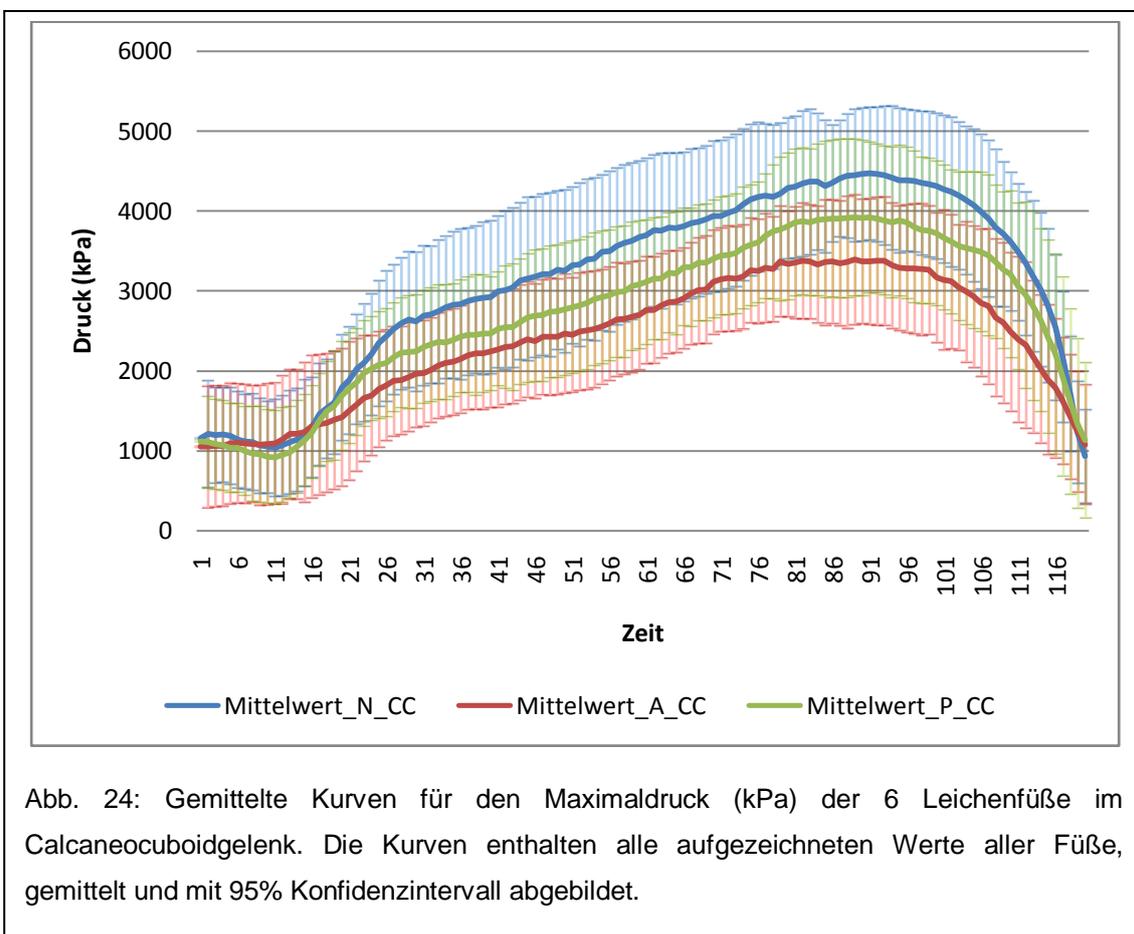
Tabelle 14: Vergleich der Druckwerte im Calcaneocuboidgelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	107,17	157,45	94,68	150,53	137,14	183,20	138,36
CC_A	39,63	113,83	57,02	137,35	131,39	71,61	91,80
CC_P	96,79	226,81	82,96	204,91	140,09	49,46	133,50

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckwerte bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthroese (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

Die Ergebnisse ergaben für die Nativmessung einen Mittelwert aller 6 Füße von 138 kPa (95% KI: 170,1 kPa-105,3 kPa) und für die Arthrodesenmessung 91 kPa (95% KI: 125,6 kPa-57,3). Gegenüber der Arthrodesenmessung stieg der gemittelte Wert mit Prothese auf 134 kPa (95% KI: 193,5 kPa-72,2 kPa).

Bei der Auswertung der Druckmaxima im Calcaneocuboidgelenk ergab sich im Gegensatz zu den anderen beiden Auswertungen ein Unterschied in der Prothesenmessung. In Abbildung 24 sieht man, dass die Prothesenkurve in ihrem Niveau im Schnitt ca. 400 kPa unter dem der Nativmessung liegt.



Die Arthrodesenkurve dahingegen liegt auch bei dieser Auswertung unter der Nativkurve und der Kurve für die Messung mit Prothese.

Wir ermittelten auch hier den Durchschnittswert (Tabelle 15) für die einzelnen Messdurchläufe (Nativ/Arthrodesis/Prothese) und erhielten für das Druckmaxima bei der nativen Messung einen mittleren Wert von 3114 kPa

(95% KI: 3969,8 kPa-2258,9 kPa), welcher bei der Arthrodesenmessung auf 2387 kPa (95% KI: 3146,5 kPa-1626,6 kPa) sank. Der intraartikuläre Maximaldruck mit Prothese ergab gemittelt 2716 kPa (95% KI: 3530,5 kPa-1902,5 kPa).

Tabelle 15: Vergleich des Maximaldrucks im Calcaneocuboidgelenk über die gesamte Abrollphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	3050,36	2923,40	1757,23	3102,72	3466,17	4386,01	3114,32
CC_A	1675,59	2709,52	1517,82	3320,79	3311,32	1784,38	2386,57
CC_P	2502,42	3147,31	1583,05	3811,33	3422,33	1832,39	2716,47

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckmaxima bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthrodesen (A) vs. Prothese (P)

Die letzte Auswertung des Abstoßvorgangs zeigte ähnliche Ergebnisse. In Tabelle 16 erkennt man die gleiche Tendenz der Mittelwerte wie bei der Betrachtung des gesamten Abrollvorgangs.

Tabelle 16: Vergleich der Druckmaxima im Calcaneocuboidgelenk während der Abstoßphase

	Fuß 1	Fuß 6	Fuß 7	Fuß 9	Fuß 12	Fuß 13	Mittelwert
CC_N	2603,90	3517,79	2992,88	4125,54	3840,54	5463,19	3757,31
CC_A	1396,36	3202,16	2202,31	4202,29	3471,01	2237,70	2785,30
CC_P	2458,69	4393,15	2245,53	4796,60	3784,05	2178,92	3309,49

Ergebnisse der 6 Füße in kPa, mittlere Druckmaxima bei 5 Messwiederholungen im Calcaneocuboidgelenk (CC), Nativ (N) vs. Arthrodesen (A) vs. Prothese (P), über den Zeitraum von Sekunde 42 bis 60 des Abrollvorgangs

Bei der Messung der Druckmaxima ergaben sich folgende Mittelwerte, nativ 3757 kPa (95% KI: 4599,4 kPa-2881,4 kPa), mit Arthrodesen 2785 kPa (95% KI: 3623,9 kPa-1916,6 kPa) und mit Prothese 3309 kPa (95% KI: 4298,1 kPa-2288,6 kPa).

Damit zeigte sich bei allen drei Auswertungen eine Verringerung der intraartikulären Kraft/Druckverhältnisse von nativ zur Arthrodesse und einen fast identischen Verlauf der Nativ- und Prothesenkurve in der Kraft- und Druckauswertung. Bei der Auswertung der Druckmaxima senkte sich die Prothesenkurve sogar noch unter das Niveau der Nativmessung ab.

Das 95% Konfidenzintervall wurde wie bei dem Talonavikulargelenk berechnet und in die Schaubilder eingefügt. Vor allem bei der Auswertung der Kraft- und Druckdaten ist ein deutlicher Unterschied zwischen der nativen Messung und der Messung mit Arthrodesse zu erkennen. Das negative 95% Konfidenzintervall unterschreitet, im Bereich des Abstoßvorgangs, nie den Mittelwert der Arthrodesenmessung und zeigt somit einen signifikanten Unterschied (p-Wert für den Vergleich Nativ vs. Arthrodesse bei der Kraftauswertung: 0,019; p-Wert für die Druckmessung: 0,016). Die Auswertung der Druckmaxima ergab in diesem Bereich keinen signifikanten Unterschied (p-Wert für den Vergleich Nativ vs. Arthrodesse bei der Auswertung der Druckmaxima: 0,051). Hingegen erhielten wir bei dem Vergleich der Prothesenmessung und der Messung mit Arthrodesse für die Druckmaxima ein signifikantes Ergebnis im Bereich des Abstoßens (p-Wert Druckmaxima für den Vergleich Prothese vs. Arthrodesse: 0,028). Einen ebenfalls signifikanten Unterschied konnten wir bei der Druckmessung verzeichnen (p-Wert Druck für den Vergleich Prothese vs. Arthrodesse: 0,043). Bei der Auswertung der Kraftwerte waren die Unterschiede nicht ganz so eindeutig, weswegen wir auch keine Signifikanz feststellen konnten (p-Wert Kraft: 0,052). Der Vergleich zwischen der Nativmessung und der Prothesenmessung ergab, wie auch beim Talonavikulargelenk, keinen signifikanten Unterschied. Wir erhielten beim Calcaneocuboidgelenk für die Druck- und Kraftauswertung fast identische Kurven für die Nativmessung und die Messung mit Prothese. Bei der Kurve für die Druckmaxima war das Belastungsniveau für die Prothese sogar etwas geringer als für die native Messung. Wir erhielten für den Vergleich Nativ vs. Prothese während des Abstoßvorgangs folgende p-Werte: p-Wert Kraft: 0,438, p-Wert Druck: 0,437, p-Wert Druckmaxima: 0,25.

4.2 Winkel

Die Auswertungen der Zebris-Winkel-Messungen werden in einer separaten Arbeit von Jochen Ammer aufgeführt.

Zum Zeitpunkt der Einreichung meiner Arbeit sind noch nicht alle Daten vollständig ausgewertet. Es ist aber, an den bis dahin ausgewerteten Daten, eine Tendenz zu erkennen. Die Winkelmessungen zeigen, dass sich die Füße mit implantierter Prothese ähnlich in ihrem Bewegungsumfang verhalten, wie die Füße bei der jeweiligen Nativmessung. Man kann auf jeden Fall sagen, dass im Vergleich zur Arthrodesenmessung, das Bewegungspotential im OSG zunimmt und dementsprechend die gesteigerte Bewegung mit Arthrodesese im Chopart- und im Lisfranc- Gelenk wieder abnimmt.

5 Diskussion

Der Bewegungsablauf während des Gehens ist ein komplexes Zusammenspiel vieler Gelenke, wodurch eine Bewegung in verschiedenen Ebenen gewährleistet wird.

Die Bewegung die wir während des Gehens durchschreiten, wird unterteilt in eine Extension/Flexion-Bewegung des Fußes gegenüber dem Unterschenkel, einer Eversion/Inversion-Bewegung des Hinterfußes und zusätzlich gibt es noch eine Abduktion/Adduktion-Bewegung des Vorfußes. Während dieser Bewegungen wird die Kraft, die beim Gehen entsteht, auf den Boden übertragen und verteilt sich wie in Abbildung 25 beispielhaft dargestellt.

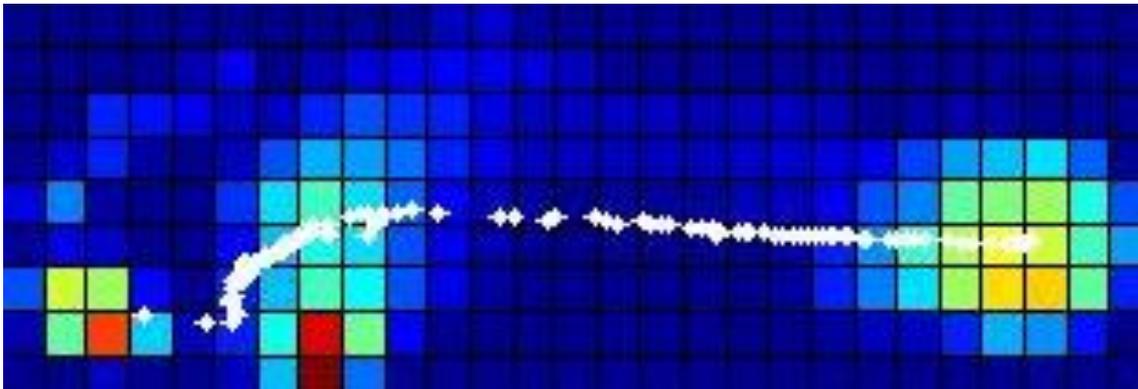


Abb. 25: Gemittelte Darstellung des Gangbildes eines Leichenfußes (Nativ) über 5 Messzyklen.

Wie durch frühere Studien gezeigt wurde, übernimmt das obere Sprunggelenk den Hauptanteil der Extension/Flexion-Bewegung. 4/5 der Bewegung werden vom oberen Sprunggelenk übernommen und nur 1/5 vom Chopart-Gelenk [7]. Wenn man jetzt das obere Sprunggelenk mit einer Arthrodesese versteift kann das Chopart-Gelenk sein Bewegungsausmaß gewaltig steigern und somit einen Teil der Extension/Flexion-Bewegung übernehmen. Das vergrößerte Bewegungsausmaß bedeutet gleichzeitig eine höhere Belastung für dieses Gelenk, wodurch es zu Anschlussdegenerationen kommen kann [2, 10, 11, 23, 26]. Bei korrekter Einstellung der OSG-Arthrodesese in 90°-Stellung des Fußes zur Tibia, einer leichten Außenrotation von 5° und nicht mehr als 5° Valgus des

Rückfußes muss das Chopart Gelenk eine Extension/Flexion – Bewegung von jeweils min. 10° übernehmen, um ein normales Gehen zu ermöglichen [27]. Durch das Einbringen einer Arthroese kommt es auch zu Veränderungen in der Bewegungsachse zwischen dem Fuß und dem Unterschenkel und dadurch zu einer Steigerung der Tibiarotation und der Inversion/Eversion-Bewegung des Rückfußes [27, 28]. Hingegen wurden bei der Implantation der S.T.A.R.-Endoprothese nur geringe Änderungen der Belastungsachse, vor allem im Hinblick auf die Tibiarotation und die Inversion/Eversion-Bewegung des Rückfußes, festgestellt [28]. In dieser Studie von Valderrabano V et al [28] wurde auch gezeigt, dass je näher die Prothese in ihrer Bauart dem anatomisch korrekten OSG kommt, umso besser ist dies für die Beibehaltung der Bewegungsachsen und der axialen Kraftverteilung. Anhand dieser Ergebnisse lässt sich auch erklären, warum sich bei einer Arthroese des OSG, wie in unseren Ergebnissen zu sehen ist, die Belastung während des Abrollvorgangs in den medialen Anteil des Chopart-Gelenks verlagert. Durch die vermehrte Eversion/Inversion des Calcaneus und die gesteigerte Tibiarotation, kommt es beim Abrollen des Fußes zu einer Verlagerung der Belastung in Richtung der medialen Anteile. Aufgrund der Versteifung des OSG kommt es vor allem während des Abstoßvorgangs zu einer Mehrbelastung, da hier keine natürliche Plantarflexion erreicht werden kann. Zu diesen Ergebnissen kamen auch Suckel et al. [30], die ebenfalls eine Mehrbelastung der medialen Anteile bei OSG-Arthroese, feststellten. Bei unseren Ergebnissen ist es auffällig, dass die Abnahme der Belastung des Calcaneocuboidgelenks nicht im Verhältnis zur Zunahme der Belastung im Talonavikulargelenk steht. Daher lässt sich vermuten, dass die Belastung auch noch auf andere Gelenke, wie z.B. das Subtalargelenk, verlagert wird. Dies wiederum würde auch erklären, warum die meisten Studien zu Anschlussdegenerationen nach OSG-Arthroese, die höchste Arthroserate im Subtalargelenk angeben.

Therman et al [26] kam bei einer Untersuchung der Anschlussdegenerationen nach OSG-Arthroese zu dem Ergebnis, dass es bei 28% der Patienten zur Arthrose im Subtalargelenk, bei 24% im Talonavikulargelenk und bei 16% im Calcaneocuboidgelenk kam.

Ahlberg et al [33] fand bei seiner Studie heraus, dass zwei Drittel der arthrotisch versorgten Patienten eine Schmerzzunahme im Subtalargelenk aufwiesen.

Boobbyer [34] untersuchte Arthrodesen des oberen Sprunggelenks zwischen einem und siebzehn Jahren nach der Operation. Auch hier zeigte sich eine vermehrte Steifigkeit des Subtalargelenks.

Fuchs et al [35] zeigte in seiner Studie, dass es außer den Einschränkungen im Alltag und den Veränderungen im Bewegungsablauf des Abrollvorgangs auch zu radiologisch nachweisbaren Veränderungen in den anschließenden Gelenken kommt. Dabei waren diese Veränderungen, neben dem Talonavikulargelenk, vermehrt im Subtalargelenk zu beobachten.

Die Messungen der Füße mit implantierter OSG-Prothese zeigten, dass sich die Belastung nicht in eine bestimmte Richtung verlagert, sondern dass sie sich gleichermaßen auf das Talonavikulargelenk und das Calcaneocuboidgelenk verteilt. Wie in den Diagrammen zu sehen ist, nähern sich die Werte der Prothesenmessung den Nativergebnissen an. Man kann also davon ausgehen, dass es nach Implantierung einer OSG-Prothese nicht zu einer Mehrbelastung des Chopart-Gelenks kommt. Dadurch ist die Gefahr von Anschlussdegenerationen in diesen Gelenken vermindert, da die Belastung mit Prothese eher dem Nativen entspricht. Dieses Ergebnis lässt sich auch anhand von Studien nachvollziehen, die die Bewegung des OSG nach erfolgreich eingebrachter OSG-Prothese untersuchten. In der Studie von Müller S. et al [29] zeigte sich bei 11 Patienten mit einseitig implantierter OSG-Prothese eine nahezu identische Ganganalysenkurve wie auf der gesunden Gegenseite. Im Gegensatz zur OSG-Arthrodese wurde keine Abnahme der Rückfußbeweglichkeit beobachtet, wobei die Beweglichkeit im OSG nach Protheseneinbringung, gegenüber der gesunden Seite eingeschränkt war.

Rzesacz et al [48] kam in seiner Arbeit zu dem Ergebnis, dass nach Implantation einer S.T.A.R–Sprunggelenksendoprothese, bei vorbestehender, konservativ nicht mehr behandelbarer Sprunggelenksarthrose, sich das

Bewegungsausmaß von im Mittel 10-0-20° bei allen Patienten auf durchschnittlich 15-0-30° verbesserte

Es ist wohl anzunehmen, dass auch eine eingeschränkte Beweglichkeit mit OSG-Prothese ausreichend ist, um die Anschlussdegenerationen im Chopart Gelenk zu verringern. Wie oben schon beschrieben haben Studien gezeigt, dass eine Restbeweglichkeit von ca. 10° in beide Richtungen (Flexion/Extension) ausreicht um ein natürliches Gangbild zu gewährleisten. Zusätzlich kommt noch zu tragen, dass das obere Sprunggelenk den Hauptanteil der Flexion/Extension-Bewegung übernimmt, d.h. wenn auch nur ein Teil der Bewegung von der Prothese übernommen werden kann, verringert dies den zusätzlichen Stress für die anliegenden Gelenke enorm. Ergebnisse, die die Studie von Müller S. et al [29] untermauern, erhielten auch wir bei der Messung der Beweglichkeit mit Hilfe des Zebris Ultraschallmesssystems, zuerst Nativ, dann mit Arthrodesse und zuletzt mit Prothese. In dieser Arbeit wurden die Winkel bei jedem Messzyklus (Nativ/Arthrodesse/Prothese) von Calcaneus, Talus und Metatarsale 2 zur Tibia bestimmt und miteinander verglichen. Auch hier zeigte sich, dass sich die Prothesenauswertung der Nativen annäherte. Die genaue Auswertung ist in einer separaten Arbeit meines Doktorandenkollegen Jochen Ammer aufgeführt.

In einer Studie von Valderrabano et al [36] wurden 30 Patienten untersucht, wobei 15 Patienten eine posttraumatische Arthrose im oberen Sprunggelenk aufwiesen und die anderen 15 gesunden Patienten als Kontrollgruppe dienten. Hierbei wurde die klinische Funktion des Sprunggelenks mit dem American Orthopaedic Foot and Ankle Society ankle and the Short-Form-36 health survey score festgehalten und zusätzlich wurde eine 3D-Analyse des Bewegungsablaufes durchgeführt. 12 Monate nachdem den Patienten mit Arthrose eine Prothese implantiert wurde, zeigten sich in fast allen untersuchten Parametern deutliche Verbesserungen im Gegensatz zu den Messungen mit Arthrose. Die operierten Patienten zeigten ähnliche Ergebnisse wie die Kontrollgruppe. In vielen Fällen konnte sogar eine vollständige Rehabilitation erzielt werden.

Eine ähnliche Untersuchung von Detrembleur et al [37] veranschaulichte die Veränderungen in den mechanischen und den energetischen Eigenschaften des Abrollvorgangs während des Gehens mit einer Sprunggelenksprothese. Hierbei wurden 20 Patienten vor der Implantierung einer Prothese und dann 7 Monate nach der Operation untersucht. Wie in den anderen Studien zeigte sich auch hier ein Benefit für die Patienten nach implantierter Prothese.

Die Messung der intraartikulären Belastung ist bis jetzt nur mit Hilfe von Leichenteilen möglich. Solange man nicht am lebenden Patienten solche Messungen durchführen kann, müssen wir unsere Schlüsse aus diesen Untersuchungen ziehen. Natürlich ist es nicht möglich, anhand eines Gangsimulators die natürliche Bewegung des Fußes exakt nachzuvollziehen. Jedoch kommt das in unserem Versuch verwendete computergesteuerte Setup zur Steuerung der Extrinsischen-Muskulatur der Realität, im Vergleich zu vorherigen Studien, schon bedeutend näher. Trotz allem bleibt unser Experiment nur ein Versuch, die physiologischen Abläufe zu simulieren und daher muss ihre limitierte Aussagekraft berücksichtigt werden. So ist es z. B. auch nicht möglich, die Intrinsische-Muskulatur zu simulieren, wobei dieser Effekt für die Bewegungen im Rückfuß keine zu große Bedeutung hat.

Es ist sicherlich schwierig, bei der Präparation der Gelenke und dem darauffolgenden Einführen der Druckmessfolien, eine 100% ige Aussage darüber zu treffen, ob die Folie bei jedem Fuß an der gleichen Stelle platziert werden konnte. Obwohl wir beim Einbringen der Folien sehr genau darauf geachtet haben, diese optimal im Gelenk unterzubringen, ist dies eine mögliche Fehlerquelle. Dazu kommt noch, dass die Belastung im Gelenk auch zu einem gewissen Teil neben der Folie zur Entfaltung kam. Trotz der intraartikulären Fixierung kann es zum Verrutschen oder Verklemmen der Folie im Gelenk kommen. Obwohl wir diese Fehlerquellen nicht eliminieren konnten, war es uns dennoch möglich in unseren Versuchen reproduzierbare Ergebnisse bei den einzelnen Messdurchläufen zu erzielen.

Unabhängig davon zeigen Langzeitstudien gute Ergebnisse mit implantierter OSG-Prothese [31] und gehen von einer 10-Jahres-Überlebensrate von mehr als 90% aus.

Henricson et al [38] analysierten die Daten von 531 Sprunggelenkaendoprothesen, die zwischen 1993 und 2005 in allen schwedischen Krankenhäusern implantiert wurden. Von den 531 Prothesen wurden, bis Juni 2006, 101 revidiert. Die 5 Jahres-Überlebensrate aller Prothesen betrug hierbei 78%. Wenn man die S.T.A.R.-Prothese separat betrachtet, erhält man sogar eine Rate von 86%.

Eine ähnliche Studie von Fevang et al [39], die in Norwegen durchgeführt wurde, zeigt bei 257 Sprunggelenksprothesen die in den Jahren 1994 bis 2005 in das obere Sprunggelenk eingebracht wurden, vergleichbare Ergebnisse. Die 5-Jahresüberlebensrate betrug 89% und die 10-Jahresrate 76%, wobei bei dieser Arbeit kein Unterschied, die Überlebensrate betreffend, zwischen der zementierten TPR-Prothese und der nichtzementierten S.T.A.R.-Prothese, festgestellt werden konnte.

Eine systematische Literaturrecherche von Haddad et al [40], verglich alle zwischen 1990 und 2005 veröffentlichten Studien zum klinischen Outcome von Arthrodesen und Prothesen des oberen Sprunggelenks. Dabei wurden in den Studien zur Prothese insgesamt 852 und bei den Arthrodesen 1262 Patienten untersucht. Der mittlere AOFAS (American Orthopaedic Foot and Ankle Society) Ankle-Hindfoot Scale score für die Prothese betrug 78,2 Punkte und 75,6 Punkte für die Patienten die mit einer Arthrodesese versorgt wurden. Interessant war auch, dass bei der Auswertung der Zufriedenheit der Patienten, bei beiden Verfahren ähnliche Ergebnisse erzielt wurden. Die Revisionsrate war bei der Arthrodesese mit 9% sogar etwas höher angesiedelt, als bei der Sprunggelenksprothese mit 7%. Die 5-Jahresüberlebensrate für die Prothese betrug 78% und die Überlebensrate nach 10 Jahren, 77%.

Die Metaanalyse von Gougoulas et al [41], die die komplette Literatur, unabhängig von ihrer Sprache, durchforschten, zeigte eine Verlustrate der Sprunggelenksendoprothesen von 10 – 12% über einen Zeitraum von 5 Jahren.

In einigen aktuellen Studien [42, 43, 44] wird das klinische Outcome, mit Sprunggelenksendoprothese, als deutlich verbessert beschrieben. Auch hier zeigen sich ähnlich gute 5-Jahresüberlebensraten und eine Revisionsrate von ca. 10%.

Diese Ergebnisse können aber nur erreicht werden, wenn eine sehr genaue Implantationstechnik, bei tragfähigem Knochen eines stabilen und achsengerechten Rückfußes, eingehalten wird. Eine Studie von Adams et al [46] in der Versuche mit einer Computer assistierten Implantation einer S.T.A.R.-Sprunggelenksendoprothese in Leichenfüßen unternommen wurden, geht hier eventuell in die richtige Richtung. Die Computer assistierte Operationstechnik ist in vielen Häusern, z.B. bei den Knieendoprothesen, das Verfahren der Wahl und kann, in der Zukunft, auch bei den Sprunggelenksprothesen zu einer Verbesserung der Biomechanik nach Implantation im oberen Sprunggelenk führen. Die neuen Drei-Komponenten-Modelle erzielen mit ihren Gleitkernen aus Polyethylen mittlerweile ähnlich gute Ergebnisse wie eine Knieendoprothese, was den Polyethylenabrieb betrifft [32]. In einzelnen Arbeiten wird aber auch immer wieder über Probleme mit dem PE-Inlay, wie Luxation und starkem Verschleiß, berichtet. In der Studie von Hoffmann et al [45], wurden nach systematischer Literaturrecherche, die Ergebnisse von 1318 nachuntersuchten Sprunggelenksprothesen ausgewertet. 14,3% dieser Prothesen mussten revidiert werden wobei bei 3% die Revision aufgrund des mobilen Gleitkerns erfolgten (Subluxationen, asymmetrische Belastung, Bruch des Inlays, massiver Verschleiß und Luxation des Inlays). Insgesamt sind diese Komplikationen selten und haben ihre Ursache nicht in einem falschen Funktionsprinzip der modernen 3-Komponenten-Prothese, sondern in einer inkorrekten Indikationsstellung, einem schlechten Weichteilbalancing und falscher Implantatlage, ausgeprägter Rückfußfehlstellung oder deutlicher Sprunggelenksinstabilität.

Trotz der Fortschritte in den letzten Jahren, sind der Sprunggelenksendoprothese immer noch Grenzen gesetzt. Bei stärkerer Belastung wie z.B. Springen und Laufen kann es zu einem Bruch des Polyethylenkerns kommen. Auch die Indikationen für eine Prothese sind noch sehr eingeschränkt:

- Normale Rückfußachse
- Ligamentäre Stabilität gute Durchblutung
- Geringe Aktivität (älterer Patient)
- Arthrose im OSG und USG und Anschlussarthrosen

Der ideale Patient, für die endoprothetische Versorgung des oberen Sprunggelenks, ist somit der ältere Patient mit einer rheumatoiden Arthritis, einem normalen Gefäßstatus, einem guten knöchernen Lager, einem moderaten Aktivitätsniveau und einer normalen Rückfußachse. Die Indikationsstellung kann in der Zukunft möglicherweise zunehmend erweitert werden, da auch die Weiterentwicklung bei Versagen der Endoprothese immer mehr Fortschritte erzielt. In einer Arbeit von Thomason et al [47], wird gezeigt, wie mit Hilfe von allogenen Knochentransplantaten (Hüftkopf) der Verlust des talaren Knochens nach Entfernen der Sprunggelenksprothese ausgeglichen werden kann und es in Folge, durch Einbringen eines Marknagels, zu einer stabilen arthrodetischen Verbindung kommt.

Die OSG Prothese hat im Hinblick auf die Anschlussdegeneration der anschließenden Gelenke Vorteile gegenüber der Arthrodese. Sie sollte aber trotzdem, nur in bestimmten Fällen, unter sorgfältiger Erwägung der Risiken für den Patienten und an Zentren, mit Erfahrung bei der Implantation von OSG-Prothesen, eingebracht werden.

6 Zusammenfassung

Nachdem wir eine S.T.A.R-Prothese in das obere Sprunggelenk eingebracht hatten, konnten wir nur geringe Änderungen im Chopart-Gelenk messen. Bei allen drei Auswertungen der aufgezeichneten Daten bezüglich Kraft, Druck und Maximaldruck, konnte man erkennen, dass sich die Belastungsverhältnisse im Talonavikulargelenk und im Calcaneocuboidgelenk nur geringfügig veränderten. Dahingegen zeigte sich bei der Messung mit eingebrachter OSG-Arthrodeese eine Zunahme der Belastung in den medialen Anteilen des Chopart-Gelenks und einer Abnahme in den lateralen Anteilen bei allen drei Auswertungen. Diese Ergebnisse wurden in der Hauptbelastungsphase des Abrollvorgangs, während des Abstoßens des Vorfußes vom Boden, noch deutlicher. Durch biomechanische Veränderungen des Bewegungsablaufes, – Steigerung des Bewegungsausmaßes im Chopart-Gelenk, eine vermehrte Eversion des Rückfußes und eine zunehmende Tibiarotation –, kommt es mit einer OSG-Arthrodeese zu dieser Kraftverteilung im Chopart-Gelenk. In dieser Arbeit konnte somit gezeigt werden, dass sich durch das Einbringen einer Prothese im oberen Sprunggelenk, die Belastung für die anschließenden Gelenke (Talonavikulargelenk und Calcaneocuboidgelenk) nur geringfügig, in Richtung einer Belastungsreduktion hin, veränderten. Man kann daher davon ausgehen, dass die Prothese, auch wenn sie nicht das volle Ausmaß der Bewegung des oberen Sprunggelenks nachempfinden kann, Vorteile im Hinblick auf die Anschlussdegenerationen hat.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Ahlberg A, Henricson AS: **Late results of ankle fusion.** *Acta Orthop Scand* 1982, **52**:103-105....
- 2 Coester LM, Saltzman CL, Leupold J, Pontarelli W: **Long-term results following ankle arthrodesis for post-traumatic arthritis.** *J Bone Joint Surg* 2001, **83-A**: 219-228.
- 3 Takakura Y, Tanaka Y, Sugimoto K, Akiyama K, Tamai S: **Long-term results of arthrodesis for osteoarthritis of the ankle.** *Clin Orthop Relat Res* 1999, **361**:178-185.
- 4 Anderson T, Montgomery F, Carlsson A: **Uncemented STAR total ankle prostheses.** *J Bone Joint Surg* 2004, **86-A (Suppl 1)**:103-111.
- 5 Valderrabano V, Pagenstert G, Horisberger M, Knupp M, Hintermann B: **Sports and recreation activity of ankle arthritis patients before and after total ankle replacement.** *Am J Sports Med* 2006, **34**:993-999.
- 6 Hopgood P, Kumar R, Wood PL: **Ankle arthrodesis for failed total ankle replacement.** *J Bone Joint Surg* 2006, **88**:1032-1038.
- 7 Hurschler C, Emmerich J, Wulker N: **In vitro simulation of stancephase gait part I: Model verification.** *Foot Ankle Int* 2003, **24**:614-622.
- 8 Seiler H.: **The upper ankle joint. Biomechanics and functional anatomy.** *Orthopade*, 1999, **28**:(6)460-8.
- 9 Benninghoff B. (2000). Anatomie. 1.
- 10 Morgan CD, Henke JA, Bailey RW, Kaufer H: **Long-term results of tibiotalar arthrodesis,** *J Bone Joint Surg* 1985, **67-A**:546-550.
- 11 Schaap EJ, Huy J, Tonino AJ: **Long-term results of arthrodesis of the ankle.** *Int Orthop* 1990, **14**:9-12.
- 12 Abidi NA, Gruen GS, and Conti SF.: **Ankle arthrodesis: indications and techniques.** *J Am Acad Orthop Surg*, 2000. **8**:(3)200-9.
- 13 Bauer G, and Kinzl L.: **Arthrodesis of the ankle joint.** *Orthopade* 1996, **25**:(2)158-65.

- 14 Chen YJ, Huang TJ, Shih HN, Hsu KY, and Hsu RW. : **Ankle arthrodesis with cross screw fixation. Good results in 36/40 cases followed 3-7 years.** *Acta Orthop Scand*, 1996, **67**:(5)473-8.
- 15 Horst F, and Nunley JA, 2nd.: **Ankle arthrodesis.** *J Surg Orthop Adv*, 2004, **13**:(2)81-90.
- 16 Rockett MS, Ng A, and Guimet M.: **Posttraumatic ankle arthrosis.** *Clin Podiatr Med Surg*, 2001, **18**:(3)515-35.
- 17 Zgonis T, Jolly GP, and Blume P. **External fixation use in arthrodesis of the foot and ankle.** *Clin Podiatr Med Surg*, 2004, **21**:(1)1-15.
- 18 Charnley J. **Compression arthrodesis of the ankle and shoulder.** *J Bone Joint Surg Br*, 1951, **33B**:(2)180-91.
- 19 Cracchiolo A, 3rd. **Arthrodesis des oberen Sprunggelenkes.** Vol. Thieme Verlag. 1998
- 20 Muckley T, Schutz T, Srivastava S, Goebel M, Gonschorek O, and Buhren V. **Ankle arthrodesis with intramedullary compressionnailing.** *Unfallchirurg*, 2003, **106**:(9)732-40.
- 21 Muir DC, Amendola A, and Saltzman CL. **Long-term outcome of ankle arthrodesis.** *Foot Ankle Clin*, 2002, **7**:(4)703-8.
- 22 Paremain GD, Miller SD, and Myerson MS. **Ankle arthrodesis: results after the miniarthrotomy technique.** *Foot Ankle Int*, 1996, **17**:(5)247-52.
- 23 Thermann H, Hufner T, Schratt E, Held C, von Glinski S, and Tscherne H. **Long-term results of subtalar fusions after operative versus nonoperative treatment of os calcis fractures.** *Foot Ankle Int*, 1999, **20**:(7)408-16.
- 24 Hagen FW., Christ RM., Kettrukat M. **Die OSG-Prothese als Alternative zur Arthrodesis – 5-Jahres-Erfahrungen mit der S.T.A.R. OSG-Endoprothese** *German Medical Science*; 2003, Doc 03dguK18-1
- 25 Kofoed H., **Scandinavian total ankle replacement.** *Clin Orthop Relat Res*; 2004, 424:73
- 26 Thermann, H., T. Huefner, H.E. Schratt, S. von Glinski, A. Roeler, H. Tscherne: **Screw fixation for ankle arthrodeses.** *Foot and ankle Surgery* 5 1999:., 131 – 143

- 27 Hintermann B, Nigg BM: **Influence of arthrodeses on kinematics of the axially loaded ankle complex during dorsiflexion/plantarflexion.** Foot Ankle Int 1995, **16**:633-636
- 28 Valderrabano V, Hintermann B, Nigg BM, Stefanyshyn D, Stergiou P: **Kinematic changes after fusion and total replacement of the ankle: part 2: Movement transfer.** Foot Ankle Int. 2003 Dec; **24**(12):888-96.
- 29 Müller S, Wolf S, Döderlein L: **Dreidimensionale Fußanalyse nach Implantation einer HINTEGRA-Sprunggelenkendoprothese. Evaluation mit dem Heidelberger Fußmodell.** Orthopäde 2006, **35**:506–512
- 30 A Suckel, O Muller, T Herberts, N Wulker: **Changes in Chopart joint load following tibiotalar arthrodesis: in vitro analysis of 8 cadaver specimen in a dynamic model.** BMC Musculoskeletal Disorders 2007, 8:80 doi:10.1186/1471-2474-8-80
- 31 Kofoed H: **Total replacement of the ankle joint.** Eur Instr Course Lect 2005, **7**: 198–205
- 32 Kobayashi A, Minoda Y, Kadoya Y et al.: **Ankle arthroplasties generate wear particles similar to knee arthroplasties.** Clin Orthop 2004, **424**: 69–72
- 33 Ahlberg A, Henricson AS.: **Late results of ankle fusion.** Acta Orthop Scand. 1981; **52**(1):103-5.
- 34 Boobbyer GN.: **The long-term results of ankle arthrodesis.** Acta Orthop Scand. 1981; **52**(1):107-10.
- 35 Fuchs S, Sandmann C, Skwara A, Chylarecki C.: **Quality of life 20 years after arthrodesis of the ankle: A study of adjacent joints .** Journal of Bone and Joint Surgery, 2003;
- 36 Valderrabano V, Nigg BM, von Tschanner V, Stefanyshyn DJ, Goepfert B, Hintermann.: **Gait analysis in ankle osteoarthritis and total ankle replacement.** Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;**22**(8):894-904.
- 37 Detrembleur C, Leemrijse T.: **The effects of total ankle replacement on gait disability: Analysis of energetic and mechanical variables.** Gait Posture. 2008 Oct 31#

-
- 38 Henricson A, Skoog A, Carlsson A.: **The Swedish Ankle Arthroplasty Register: An analysis of 531 arthroplasties between 1993 and 2005.** Acta Orthop. 2007; **78(5):**569-74.
- 39 Fevang BT, Lie SA, Havelin LI, Brun JG, Skrederstuen A, Furnes O.: **257 ankle arthroplasties performed in Norway between 1994 and 2005.** Acta Orthop. 2007; **78(5):**575-83.
- 40 Haddad SL, Coetzee JC, Estok R, Fahrbach K, Banel D, Nalysnyk L.: **Intermediate and long-term outcomes of total ankle arthroplasty and ankle arthrodesis. A systematic review of the literature.** J Bone Joint Surg Am. 2007; **89(9):**1899-905.
- 41 Gougoulias NE, Khanna A, Maffulli N.: **History and evolution in total ankle arthroplasty.** Br Med Bull. 2008 Nov 13
- 42 Schönherr R, Fuss S, Körbl M, Trepte CT, Parsch D.: **Short-term results after STAR total ankle replacement.** Orthopäde. 2008; **37(8):**783-7.
- 43 Schutte BG, Louwerens JW.: **Short-term results of our first 49 Scandinavian total ankle replacements (STAR).** Foot Ankle Int. 2008; **29(2):**124-7.
- 44 Wood PL, Prem H, Sutton C.: **Total ankle replacement: medium-term results in 200 Scandinavian total ankle replacements.** J Bone Joint Surg Br. 2008; **90(5):**605-9.
- 45 Hoffmann A H, Fink B.: **Moderne 3-Komponenten-Sprunggelenkprothesen Häufigkeit und Ursachen von Luxation und vorzeitigem Verschleiß des Polyethylengleitkerns.** Orthopäde 2007; **36:**908–916
- 46 Adams SB Jr, Spritzer CE, Hofstaetter SG, Jakoi AM, Pietrobon R, Nunley JA 2nd, Easley ME.: **Computer-assisted tibia preparation for total ankle arthroplasty: a cadaveric study.** Int J Med Robot. 2007; **3(4):**336-40.
- 47 Thomason K, Eyres KS.: **A technique of fusion for failed total replacement of the ankle: tibio-allograft-calcaneal fusion with a locked retrograde intramedullary nail.** J Bone Joint Surg Br. 2008; **90(7):**885-8.
- 48 Rzesacz E H, Gossé F.: **Die Versorgung der posttraumatischen Arthrose des oberen Sprunggelenks durch die S.T.A.R.-Sprunggelenkprothese.** Oper Orthop Traumatol 2007; **19:**527–46

8 Anhang

Interessenkonflikt.

Es besteht kein Interessenkonflikt. Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen. Die Präsentation des Themas ist unabhängig und die Darstellung der Inhalte produktneutral.

Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mir bei der Durchführung und dem Verfassen dieser Arbeit geholfen haben.

Zu aller erst natürlich Herrn Prof. Dr. Wülker, in dessen Abteilung ich die Arbeit durchführen durfte, Herrn Dr. Otto Müller, der uns/mir mit seinem umfangreichen Wissen und seiner tatkräftigen Unterstützung, die Arbeit im biomechanischen Labor sehr erleichtert hat.

Unserem Betreuer Herrn Dr. Patrik Reize der uns mit Rat und Tat, Lob und Kritik und seinem umfangreichen Fachwissen immer helfend zur Seite stand und dessen Unterstützung, auch nach Abschluss dieser Arbeit, weiter andauert. Natürlich danke ich auch allen Mitarbeitern der Abteilung für Orthopädie des Universitätsklinikums Tübingen, die mir unterstützend zur Seite standen.

Weiterhin meiner Familie, meiner Lebensgefährtin und meinen Freunden, ohne die das Studium und diese Arbeit nicht hätten entstehen können.

Der größte Dank jedoch gebührt sicherlich meinem Doktorandenkollegen Jochen Ammer, der mir im Labor und während des Schreibens immer helfend zur Seite stand und der mir auch abseits der Doktorarbeit zu einem wichtigen Freund geworden ist. Ohne ihn wäre diese Arbeit sicherlich nicht möglich gewesen.

Vielen Dank allen Beteiligten.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Christian Norbert Vollmer
Geburtsdatum	20. Januar 1980
Nationalität	Deutsch

Studium und Schulausbildung

Seit 02/09	Klinikum Stuttgart/Krankenhaus Bad Cannstatt Assistenzarzt
05/08 – 02/09	Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen Promotionsstudent
16.05.2008	Ärztliche Prüfung (2. Staatsexamen)
04/01 – 05/08	Eberhard-Karls-Universität zu Tübingen Studium der Humanmedizin mit Erlangen der Approbation
08/00 – 04/01	Deutsches Rotes Kreuz Tübingen Angestellt als Rettungssanitäter
09/99 - 08/00	Zivildienst, Deutsches Rotes Kreuz Tübingen Ausbildung zum Rettungssanitäter

08/90 - 07/99

Eugen Bolz Gymnasium, Rottenburg

Abitur

08/86 – 07/90

Karl-Joseph-Leiprecht-Schule,

Rottenburg

Grundschule