

Aus dem Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie,  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. med. K. S. Delank)

**Klinische, radiologische und biomechanische Untersuchungen  
der OSG-Arthrodeese mit der polyaxial-winkelstabilen Plattenosteosynthese  
über den posterolateralen Zugang**

**H a b i l i t a t i o n**

zur Erlangung des akademischen Grades  
eines habilitierten Doktors der Medizin (Dr. med. habil.)  
für das Fachgebiet Orthopädie und Unfallchirurgie

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. Natalia Gutteck  
geboren am 26. Dezember 1981 in Tartu (Estland)

Gutachter:

Prof. Dr. C. Stukenborg-Colsman  
Prof. Dr. med. Th. Mittlmeier

Verteidigungsdatum: 10.11.2015

Durch den komplexen anatomischen Aufbau des OSG ist das Gelenk in einem hohen Maß zu Verletzungen prädisponiert. Somit hat die sekundäre bzw. posttraumatische OSG-Arthrose die höchste Prävalenz. Die Arthrodesis des OSG ist, trotz der vielversprechenden Entwicklung der OSG-Endoprothesen, nach wie vor ein etabliertes Verfahren zur Behandlung einer fortgeschrittenen OSG-Arthrose. Die Vielfalt der verwendeten Arthrodesetechniken spiegelt die Aktualität der Problematik der Arthrodesis dieser Region wieder. Eine Reihe von Autoren postulieren eine ungenügende Rigidität und Primärstabilität der Schraubenarthrodesis bei ausgeprägten Fehlstellungen des OSG, einer reduzierten Knochenqualität und Osteoporose.

Das primäre Ziel dieser Arbeit bestand in der vergleichenden Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften der Drei-Schraubenarthrodesis mit der Talarlock®-Plattenarthrodesis des OSG am Kunstknochen- und humanen Präparaten. Ein besonderes Augenmerk lag bei der Erfassung der Unterschiede der mechanischen Stabilität des Knochen-Implantat-Verbundes. Eine weitere Fragestellung bezog sich auf den Einfluss der Knochenqualität auf das jeweilige Konstrukt. Die computertomografische Untersuchung der humanen Präparate erlaubte die Analyse der Implantatlage. Zuletzt wurden die klinischen Ergebnisse der Versorgung mit der Talarlock®-Plattenarthrodesis evaluiert.

In der biomechanischen Testung der Kunstknochen- und humanen Präparaten zeigte die Plattenarthrodesis eine insgesamt signifikant höhere Steifigkeit als die Schraubenarthrodesis. In der klinischen Untersuchungsreihe wurde, trotz des mit 47% hohen Anteils der Patienten mit einer neurologischen Grunderkrankung, eine 100%ige Konsolidierungsrate erreicht. Dabei hatten 26% der Patienten eine manifeste Osteoporose.

Zusammenfassend zeigten die biomechanische und die klinische Untersuchung hervorragende Ergebnisse. Die posterolaterale Plattenarthrodesis des OSG mittels der Talarlock®-Platte weist im Vergleich zu der Schraubenarthrodesis im osteoporotischen Knochen eine signifikant höhere Steifigkeit und führt auch bei manifester Osteoporose, neurogenen Deformitäten und Polyneuropathie zu einer sicheren Konsolidierung der Arthrodesis.

Guttek, Natalia: Klinische, radiologische und biomechanische Untersuchungen der OSG-Arthrodesis mit der polyaxial-winkelstabilen Plattenosteosynthese über den posterolateralen Zugang. Halle, Univ., Med. Fak., Habil., 81 Seiten, 2015



## Inhaltsverzeichnis

### Abkürzungsverzeichnis

<b>1 EINFÜHRUNG</b>	<b>1</b>
1.1 Überblick über die Anatomie des oberen Sprunggelenks	1
1.2 Arthrose des oberen Sprunggelenks und ihre Klassifikation	3
1.3 Therapiealternativen	5
1.4 OSG-Arthrodeese	6
1.4.1 Geschichtlicher Abriss	6
1.4.2 Indikationen zur OSG-Arthrodeese	7
1.4.3 Kontraindikationen zur OSG-Arthrodeese	8
1.4.4 Arthrodeeseverfahren	8
1.4.5 Operative Zugänge zum OSG	10
1.4.6 Präoperative Diagnostik	12
1.4.7 Komplikationen nach OSG-Arthrodeese	12
1.4.8 Postoperative Nachbehandlung	13
<b>2 ZIELSETZUNG DER ARBEIT</b>	<b>14</b>
<b>3 MATERIAL UND METHODE</b>	<b>15</b>
3.1 Implantate und Operationstechnik	15
3.1.1 Schraubenarthrodeese	15
3.1.2 Plattenarthrodeese	16
3.2 Biomechanische Analyse	18
3.2.1 Testmaschine	18
3.2.2 Prüfvorrichtung	19
3.2.3 Kunstknochenpräparate	21
3.2.4 Humane Präparate	22
3.2.5 Einbettung	23
3.2.6 Versuchsablauf der Kunstknochenpräparate	25
3.2.7 Versuchsablauf der humanen Präparate	25
3.3 Optische Messung	25
3.3.1 Bildverarbeitung und Auswertung	27
3.4 Knochendichtemessung	32
3.5 Computertomografische Analyse	32
3.6 Klinische Untersuchungen	33
3.6.1 Klinische Ergebnisse und Komplikationen	33
3.6.2 Röntgenologische Untersuchung	33
3.6.3 AOFAS-Ankle-Hindfoot Score	34
3.6.4 Nachbehandlung	36
3.7 Statistische Verfahren	36

<b>4</b>	<b>ERGEBNISSE</b>	<b>37</b>
4.1	Steifigkeitsmessung der Prüfvorrichtung	37
4.2	Ergebnisse der biomechanischen Messung an Kunstknochen	37
4.3	Ergebnisse der biomechanischen Messung an humanen Präparaten	41
4.4	Ergebnisse der Knochendichtemessung	46
4.5	Ergebnisse der biomechanischen Messung in Korrelation zu der Knochendichtemessung	46
4.6	Ergebnisse der optischen Messung an humanen Präparaten	47
4.7	Ergebnisse der computertomografischen Analyse der Implantatlage	49
4.8	Klinische Ergebnisse	51
4.9	Radiologische Ergebnisse	52
<b>5</b>	<b>DISKUSSION</b>	<b>54</b>
<b>6</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>63</b>

## Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
AOFAS	American Orthopaedic Foot And Ankle Society
AVT	AlliedVisionTechnologies
bzw.	beziehungsweise
CCD	Charged-Coupled-Device
cm	Centimeter
CT	Computertomografie
DF	Dorsalflexion
DXA	dual energy X-ray absorptiometry
EV	Eversion
g	Gramm
HSMN	hereditäre sensomotorische Neuropathie
Hz	Herz
IV	Inversion
K/M	Kaplan-Meier
LCP	low contact plate
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
mm	Millimeter
N.	Nervus
N	Newton
OSG	Oberes Sprunggelenk
Pat.	Patient
PC	Personal Computer
PF	Plantarflexion
RFA	Rückfußachse
S	Seite
TCW	tibiokalkaneare Winkel
TTW	Tibiotalare Winkel
UKH	Universitätsklinikum Halle (Saale)
V.	Vena

Vs.	versus
3D	Dreidimensional

# 1 Einführung

Das obere Sprunggelenk (OSG) als Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fuß spielt für die Fortbewegung eine zentrale Rolle. Der komplexe anatomische Aufbau des OSG prädisponiert das Gelenk in einem hohen Maß zu Verletzungen [1, 2].

Neben distalen Fibulafrakturen, Pilon tibiale Frakturen und Frakturen des Talus zählen Bandverletzungen zu den typischen Verletzungsformen. Mit bis zu 40% aller Traumata sind die Bandverletzungen des OSG die häufigste Verletzung dieser Region [3]. Während bei den komplexen Frakturformen die verbleibende Gelenkinkongruenz und Achsdeformitäten zu einer posttraumatischen Arthrose führen, können akute Bandverletzungen in 10-40% der Fälle in eine chronische Instabilität des OSG übergehen und damit zur Entwicklung der Arthrose beitragen [4]. Die sich einstellende Symptomatik mit häufig in Fehlstellung voranschreitender Einsteifung des OSG, mit Synovialitiden und Begleitergüssen schränkt die Lebensqualität des betroffenen Patienten stark ein.

Trotz der vielversprechenden Entwicklung der OSG-Endoprothesen, ist die Arthrodesse des OSG nach wie vor ein etabliertes Verfahren. Sie bleibt insbesondere den Patienten mit OSG-Arthrose bei neurogenen Deformitäten, Polyneuropathie, ausgedehnten knöchernen Defekten nach Trauma oder Infektion, Osteonekrosen, bei kritischer Weichteildeckung und nach Lockerung der OSG-Endoprothese vorbehalten [5-7].

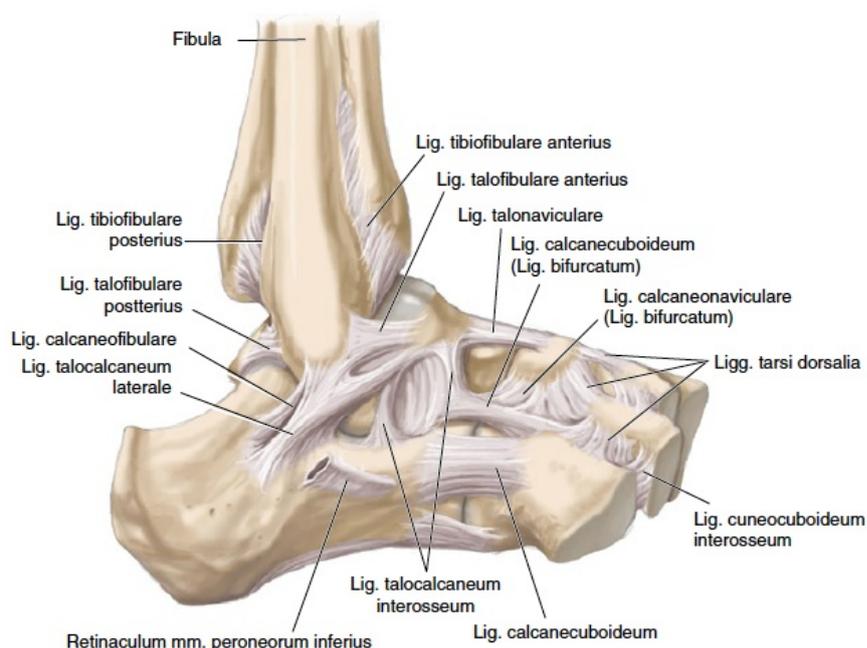
## 1.1 Überblick über die Anatomie des oberen Sprunggelenks

Das Articulatio talocruralis stellt eine Verbindung zwischen dem Unterschenkel und dem Fuß dar. Knöchern besteht das OSG aus der Tibia, dem Talus und der Fibula. Zusammen mit der Fibula bildet die Tibia die sogenannte Malleolengabel, die mit Facies articularis inferior der Tibia, der Facies articulares des Malleolus medialis tibiae und des Malleolus lateralis fibulae mit den drei Gelenkflächen der Trochlea tali artikuliert. Die Trochlea tali weist einen komplexen anatomischen Aufbau mit einer ventral breiteren Gelenkfläche als dorsal sowie einer mediallyseitigen ellipsoiden und laterallyseitigen kreisförmigen Gelenkfläche auf. Damit ist das OSG kein einfaches Scharniergelenk, sondern führt bei der Dorsal- und Plantarflexion eine komplex

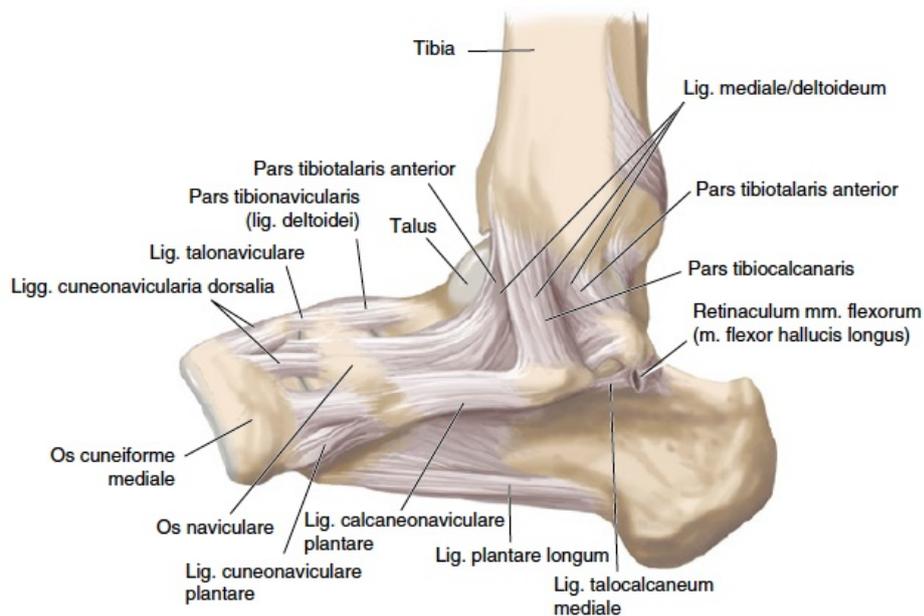
zusammengesetzte Bewegung durch [8]. Während der Dorsalflexion rotiert der Talus durchschnittlich um  $4,2^\circ$  nach außen und während der Plantarflexion um  $1,4^\circ$  nach innen [9-11]. Dieser Bewegungsablauf wird entscheidend durch das Zusammenspiel der Bänder des unteren Syndesmosenkomplexes (Lig. tibiofibulare anterius, Lig. tibiofibulare posterius, Lig. tibiofibulare transversale, Lig. tibiofibulare interosseum und Membrana interossea) ermöglicht (Abb. 1, 2) [12, 13]. Die Syndesmose erlaubt während der Dorsal- und Plantarflexion eine Rotation der Fibula um die eigene Längsachse. Darüberhinaus erlaubt sie eine vertikale und sagittale Bewegung der Fibula, und eine Zunahme der intermalleolären Distanz um ca. 1,3 mm [14, 15].

Die ligamentäre Führung des Talus während des Bewegungsablaufs wird durch den Kollateralbandkomplex gewährleistet. Das Lig. deltoideum verbindet den Innenknöchel mit dem Talus und besteht aus einem oberflächlichen Anteil mit Ligg. tibiotalare superficiales, tibiocalcaneare und tibionaviculare und dem biomechanisch bedeutsameren tiefen Anteil mit kräftigen Ligg. tibiotalare anterius und posterius [13, 16, 17]. Der laterale Kollateralbandkomplex, bestehend aus den Ligg. fibulotalare anterius und posterius sowie Lig. fibulocalcaneare, verbindet den Außenknöchel mit dem Talus bzw. Calcaneus und stabilisiert das OSG durch das funktionelle Zusammenspiel in verschiedenen Stellungen des Gelenks (Abb. 1). Dabei ist das Lig. fibulotalare anterius das schwächste Band und für Verletzungen anfällig [2, 12].

**Abbildung 1:** Darstellung des lateralen OSG und der Fußwurzel (Abb. aus AE Manual, mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags)[18]



**Abbildung 2:** Darstellung des medialen OSG und der Fußwurzel (Abb. aus AE Manual, mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags) [19]



## 1.2 Arthrose des oberen Sprunggelenks und ihre Klassifikation

Die Arthrose des OSG ist analog zu Arthrose des Knie- bzw. Hüftgelenks eine heterogene Gruppe von Erkrankungen, die mit einer gestörten Integrität des Gelenkknorpels, des subchondralen Knochens, der Gelenkkapsel, der Bänder, der Synovialmembran und der periartikulären Muskulatur einhergeht [20].

Grundsätzlich wird die primäre OSG-Arthrose von der sekundären OSG-Arthrose unterschieden. Im Gegensatz zu der Gon- und Coxarthrose kann bei der OSG-Arthrose häufig eine ursächliche Erkrankung ausfindig gemacht werden [21-23].

Der Wissensstand bezüglich der Ätiologie der primären OSG-Arthrose mit einer Prävalenz von 1%-7,2% der Bevölkerung ist im Unterschied zu den umfangreichen Studien zur Ätiologie der Gon- und Coxarthrose noch begrenzt [24-27]. Die Diskrepanz in der Prävalenz der primären OSG-Arthrose (<1%) und der primären Gonarthrose (6 %) verdeutlicht, dass die Ursachen für die Entstehung der primären Gonarthrose nicht ohne weiteres auf das OSG übertragen werden können [20]. Die veränderte Biomechanik bei Achsdeformitäten des Rückfußes wurde als ein Hauptrisikofaktor herausgearbeitet, wobei bei der primären OSG-Arthrose definitionsgemäß kein einzelner Faktor sondern verschiedene Faktoren die Entstehung der Arthrose begünstigen [26]. Eine Reihe von Arbeiten haben die

Unterschiede der Gelenkbeschaffenheit zwischen dem OSG und dem Kniegelenk in Hinsicht auf die Biomechanik des Gelenks und des Knorpels, die Knorpeldicke und zellulären Beschaffung beschrieben und einen Erklärungsansatz für die geringe Prävalenz der primären OSG-Arthrose erarbeitet [28-35].

Bei der sekundären OSG-Arthrose handelt es sich in den meisten Fällen um eine posttraumatische Arthrose insbesondere nach Knöchel-, Talus-, Pilon tibiale Frakturen, Seitenband- und Syndesmosenverletzungen [13]. Zu erwähnen sind unter anderem Osteochondrosis dissecans, Osteonekrose, neuropathische Arthropathie, rheumatoide Arthritis, postinfektiöse Zustände und Hämophilie als nicht traumatische Ursachen der Arthrose [26, 27].

Die bereits 1957 von Kellgren und Lawrence beschriebenen radiologischen Zeichen der Arthrose wie Osteophytenbildung, Gelenkspalverschmälerung, Zystenbildung, subchondrale Sklerosierung und Deformierung des Gelenks sind auch bei der OSG-Arthrose zu finden [36]. Basierend auf den Untersuchungen der posttraumatischen Arthrose des OSG, entwickelte Bargon 1978 eine Klassifikation, die eine breite Anwendung erfahren hat [37] (Tab. 1).

**Tabelle 1:** Röntgenmorphologische Klassifikation der OSG Arthrose nach Bargon [20]

<b>Arthrosegrad</b>	<b>Röntgenologische Zeichen</b>
0	Sklerose in der Druckaufnahmezone ohne Verschmälerung des Gelenkspalts
1	Sklerose in der Druckaufnahmezone mit Randwulstbildungen und geringer Verschmälerung des Gelenkspalts
2	Sklerose in der Druckaufnahmezone, Randwulstbildungen, Verschmälerung des Gelenkspalts oder Aufrauungen der subchondralen Knochenlamelle der Tibia
3	Verschmälerung des Gelenkspalts, Defekte in der subchondralen Knochenlamelle, zystische Aufhellungen mit Sklerose der angrenzenden Spongiosa

Pförringer und Scholz (1991) entwickelten auf der Grundlage der Bargon-Klassifikation eine detaillierte, aus fünf Graden bestehende, Einteilung (Tab. 2).

**Tabelle 2:** Röntgen-Klassifikation der Arthrose im OSG [38]

Arthrosegrad	Röntgenologische Zeichen
0	Keine radiologischen Veränderungen
1	Beginnende Arthrose mit angedeuteten Ausziehungen insbesondere am Innenknöchel und der Tibiavorderkante
2	Mäßige Arthrose mit Ausziehungen an der Tibiabasis und den Malleoli, mäßige Verschmälerung des Gelenkspalts, mäßige Sklerosierung
3	Mittelgradige Arthrose mit eindeutiger Verschmälerung des Gelenkspalts, deutliche Entrundung der Talusrolle, osteophytäre Randwulstbildung an der Tibiabasis und den Knöchelspitzen, ausgeprägte subchondrale Sklerosierung
4	Ausgeprägte Arthrose mit Gelenkdestruktion mit ausgeprägter Verschmälerung bis Aufhebung des Gelenkspalts und unruhiger Randkontur, zystische Veränderungen an Tibiabasis und Talusrolle, Valgus - bzw. Varusdeformität

### 1.3 Therapiealternativen

Die konservative Therapie der OSG-Arthrose ist ein fester Bestandteil des Therapiekonzepts. Sie beinhaltet - analog zu der konservativen Behandlung anderer Gelenke der unteren Extremität – die Einnahme von nichtsteroidalen Antirheumatika, die Injektionstherapie mit z.B. Glukokortikoiden oder Hyaluronsäure und physikalische Therapie und Physiotherapie, die Gewichtsreduktion bei Adipositas, Entlastung des Gelenks durch angepasstes Schuhwerk oder Arthrodesestiefel.

Operativ stehen zunächst gelenkerhaltende Strategien im Vordergrund. Dazu zählen Eingriffe zur Verbesserung des Alignments des Rückfußes, wie Calcaneusumstellungsosteotomien bzw. die supramalleoläre Umstellungsosteotomie insbesondere bei exzentrischer Arthrose des OSG [39, 40]. Hierbei weist der Talus eine Kippung in der Malleolengabel auf. Die rekonstruktiven Eingriffe zielen auf eine Rezentrierung des Talus ab, um eine physiologische Belastung des Gelenks herzustellen.

Bei einer konzentrischen OSG-Arthrose – der Talus ist im Gelenk zentriert - kommen in frühen Stadien arthroskopische Verfahren mit Debridement des Gelenks und Beseitigung des vorderen Gelenkimpingements in Frage.

Für die Behandlung umschriebener Knorpeldefekte stehen verschiedene Knorpelersatzverfahren, wie z. B. Matrix assoziierte Knorpeltransplantation, autologe matrixinduzierte Chondrogenese, Mosaikplastik sowie Mikrofrakturierung zur

Verfügung [41-45].

Analog zu der Knie- und Hüftgelenkendoprothetik bestanden frühzeitig Bestrebungen auch für das OSG einen endoprothetischen Ersatz zu ermöglichen. Die ursprünglichen Probleme des Prothesendesigns und der Verankerung mit hoher Lockerungsrate sind mit der dritten Generation der OSG-Prothesen weitgehend gelöst [46, 47]. Sie zeichnen sich durch eine zementfreie Verankerung, „mobile-bearing“-Inlay und Dreikomponentensystem aus [48]. Zusammen mit der optimierten Oberflächenbeschichtung mit besserer Osteointegration konnten gute mittel- und langfristige Ergebnisse erzielt werden [49, 50].

Trotz der ermutigenden Ergebnisse nach endoprothetischem Ersatz des OSG, ist dieses Verfahren nicht universell einsetzbar. Insbesondere bei größeren knöchernen Defekten kann die Implantation einer OSG-Endoprothese schwierig bis unmöglich sein. Erhebliche, operativ nicht wiederherstellbare ligamentäre Instabilitäten stellen eine Kontraindikation für den endoprothetischen Ersatz des OSG dar [47, 51-53]. Zusammen mit neurogenen Deformitäten bleiben sie die Domäne der Arthrodeese [5, 54-57].

## **1.4 OSG-Arthrodeese**

### **1.4.1 Geschichtlicher Abriss**

Die erste beschriebene Arthrodeese des OSG wurde von dem Chirurgen E. Albert 1879 bei einem 14 jährigen Mädchen mit poliomyelitischen Deformität beider OSG und Kniegelenke durchgeführt [58, 59]. Durch die Entwicklung verschiedener Arthrodesetechniken konnten die Indikationen für die OSG-Arthrodeese zu Beginn des 20. Jahrhunderts erweitert werden [58, 60, 61].

Zunehmend erkannte man die entscheidende Bedeutung der Kompression auf die Arthrodeseflächen. Die Entwicklung der Kompressionsarthrodeese mit einem Spannbügel durch den Chirurgen Greifensteiner und vor allem der Einsatz des Fixateur extern durch Charnley waren trotz der operationstechnischen Schwächen Meilensteine in der Chirurgie des OSG und bildeten die Grundlage für die modernen Arthrodeseverfahren [7, 61-63].

Auf Grund der erhöhten Infektionsrate, die mit den externen Verfahren verbunden war, bestanden frühzeitig Bestrebungen ein internes Fixationsverfahren zu entwickeln. Allgöwer und Huger führten 1964, Zimmermann 1973 die

Schraubenarthrodese des OSG durch [61, 64]. Der Kompressionsnagel wurde in den 50er Jahren des 20. Jahrhunderts entwickelt. Die hauptsächliche Einschränkung dieser Methode ist allerdings das intakte Subtalargelenk, welches bei der retrograden Nagelarthrodese geopfert wird [65]. Eine isolierte tibiotalare Arthrodese mit einem Kompressionsnagel wurde von Mückley beschrieben [66]. Ein Vorteil dieser Methode besteht in der isolierten Versorgung des OSG ohne das Subtalargelenk zu versteifen. Allerdings konnte sich diese technisch anspruchsvolle Methode nicht durchsetzen [67]. Die Arthrodesetechnik mittels einer Kompressionsplatte wurde erstmalig von Mittelmaier 1975 beschrieben. Er zeigte eine Überlegenheit der Kompressionsplatte gegenüber externen Fixationsverfahren in biomechanischer Untersuchung [68]. Erwähnung sollte auch die arthroskopisch assistierte OSG-Arthrodese finden, die erstmalig von Schneider 1983 veröffentlicht wurde [69]. Die arthroskopische Technik der OSG-Arthrodese beschränkt sich auf die Versorgung von OSG-Arthrosen ohne wesentliche Deformität [70, 71].

Ein weit verbreitetes Verfahren für die isolierte OSG-Arthrodese ist die Schraubenarthrodese [72-74]. Allerdings wird auf Grund der fehlenden Belastungsstabilität dieses Verfahrens eine postoperative Gipsbehandlung und eine längere Phase der Entlastung und Teilbelastung empfohlen [72, 75]. Damit ist die Versorgung besonders neuropathisch bedingter OSG-Arthrosen mit erhöhter Komplikationsrate verbunden. Mehrere Autoren fordern eine besonders stabile Osteosynthese in dieser Patientengruppe [5, 54-57].

#### **1.4.2 Indikationen zur OSG-Arthrodese**

Ziele der Behandlung des arthrotischen OSG sind die Schmerzreduktion, die Wiederherstellung der Stabilität und der ausreichenden Mobilität bei möglichst geringer Gehbehinderung [69, 76]. Bei der Indikationsstellung zur OSG-Arthrodese werden das Alter, der Gewicht, die berufliche Tätigkeit, sowie individuelle Ansprüche und Gewohnheiten berücksichtigt [76].

Zu den wichtigsten Indikationen gehört eine konservativ ausbehandelte, schmerzhafte Arthrose des OSG bei Kontraindikation für den endoprothetischen Ersatz. Fehlstellungen in Folge neurologischer oder posttraumatischer Lähmungszustände und Instabilitäten, die durch gelenkerhaltende Verfahren nicht therapiert werden können, sind Indikationen zur Arthrodese des OSG. Weitere

Indikationen sind eine massive Gelenkdestruktion und Fehlstellung bei rheumatoider Arthritis, postinfektiöse Gelenkdestruktion, knöchernen Defektzustände im Bereich des OSG nach Versagen oder Infektion einer OSG-Totalendoprothese.

#### **1.4.3 Kontraindikationen zur OSG-Arthrodeese**

Die hauptsächliche Kontraindikation zur OSG-Arthrodeese ist eine floride Osteitis des OSG. Bei ausgedehnter Nekrose des Talus mit erheblichem Substanzverlust eignet sich die transtalar Arthrodeese mit Versteifung des Subtalargelenks. Die schwere periphere arterielle Verschlusskrankheit stellt eine weitere Kontraindikation dar. Auch die Möglichkeit, das arthrotische OSG mit einem endoprothetischen Ersatz zu behandeln, ist als eine relative Kontraindikation für die OSG-Arthrodeese zu nennen.

#### **1.4.4 Arthrodeeseverfahren**

Die OSG-Arthrodeese mit oder ohne knöchernen Defekte stellt immer noch eine operationstechnische Herausforderung dar. Die biomechanische Problematik besteht in vergleichsweise kleinen Arthrodeeseflächen mit dem Bein als langem und dem Fuß als kurzem Hebelarm. Die Vielfalt der beschriebenen Operationstechniken mit unterschiedlichen Ergebnissen unterstreichen, dass keine Universalmethode etabliert ist [6]. Allen modernen Verfahren gemeinsam ist die Forderung von vitalen, spongiösen Arthrodeeseflächen, Kompression der Arthrodeeseflächen und stabilen Osteosynthese [7, 72, 77, 78].

Von maßgeblicher Bedeutung ist die exakte anatomische Reposition im OSG um eine schmerzfreie Belastbarkeit der Extremität zu gewährleisten. Dabei ist eine rechtwinklige Position des Fußes im OSG in den biomechanischen Untersuchungen überlegen [79]. Gleichzeitig ist eine genaue Einstellung des Talus unter der Tibia der Rückversetzung des Talus gegenüber der Tibia vorzuziehen, um eine unphysiologische Druckerhöhung im Subtalargelenk zu vermeiden. Eine Varus- oder Valgus-Fehlposition sollte verhindert werden. In der Literatur wird einheitlich als ideale Einstellung der Arthrodeese eine leichte Rückfußvalgus-Position von 5°, eine Außenrotation von 5° und eine Neutralstellung in dorsoplantarer Richtung gefordert [66].

Für die interne Osteosynthese sind diverse Verfahren mit zahlreichen Modifikationen beschrieben [7, 66, 68, 72, 74, 78]. Die Vielfalt der beschriebenen

Operationstechniken mit unterschiedlichen Ergebnissen und auseinanderweichenden Komplikationsraten bekräftigen, dass eine herausragende Methode noch nicht etabliert ist [80].

Den am häufigsten angewendeten Arthrodesetechniken des OSG ist das Prinzip der Kompressionsarthrodese gemeinsam [61, 76, 80, 81]. Um eine rasche Durchbauung zu erzielen, werden die Arthrodeseflächen der Tibia und des Talus unter Kompression gesetzt [73, 82]. Dazu stehen Schrauben und/oder Platten oder Fixateur extern zur Verfügung [61, 69, 81]. Die Gelenkflächen werden sparsam reseziert bis eine spongiöse Arthrodesefläche vorhanden ist [72, 74, 78]. Bei größeren Knochensubstanzdefekten wird die Spongiosaanlagerung empfohlen [69, 72, 78]. In Infektsituationen ist im Rahmen der Infektsanierung dem Fixateur extern der Vorzug zu geben [61, 69, 73, 78, 80, 83].

Die am häufigsten angewendete Technik ist die Schraubenarthrodese [7, 72, 73]. Dabei sind Techniken mit zwei bis fünf Schrauben beschrieben [7, 72, 74, 84-86].

Thermann beschrieb 2002 eine, in Anlehnung an die Schraubenarthrodese von Zwipp, entwickelte Arthrodesentechnik, die leicht abgewandelt in einer biomechanischen Studie eine vergleichbare Steifigkeit wie die Arthrodesese mit einem Kompressionsnagel in Varus/Valgus Richtung und Dorsal-/Plantarflexion aufzeigte [67]. Diese Schraubenarthrodesentechnik wurde in der vorliegenden Arbeit herangezogen (Abb. 5, 6).

Eine Reihe von Autoren postulieren eine ungenügende Rigidität und Primärstabilität der Schraubenarthrodese bei ausgeprägten Fehlstellungen des OSG, einer schlechten Knochenqualität und Osteoporose [70, 87] und wenden eine ventrale Plattenosteosynthese an [78, 88-90]. O'Neil et al. haben in einer biomechanischen Analyse eine Überlegenheit einer lateral angebrachten winkelstabilen Plattenosteosynthese in Kombination mit einer Zugschraube gegenüber einer Nagelosteosynthese mit einer Zugschraube gezeigt [91]. Tarkin et al. zeigten ebenfalls eine signifikant höhere Steifigkeit der Drei-Schraubenarthrodese in Kombination mit einer LCP Platte [89]. Weitere Autoren wenden eine ventrale Doppelplattenarthrodese für das OSG an [78, 88, 89, 92].

Allerdings erfordert die ventrale Plattenarthrodese einen ausgedehnten ventralen Zugang sowie ggf. eine Arthrotomie des Talonaviculargelenks zur besseren Einsicht. Nicht in allen Fällen können beide Platten aus Platzmangel platziert werden, sodass zusätzliche Schrauben oder dünnere Platten verwendet werden. Die Nachbehandlung

wird, ähnlich zu der Schraubenarthrodese, im Unterschenkelcast mit Entlastung für acht Wochen empfohlen [92].

Die posteriore Positionierung der Plattenosteosynthese auf die Zugseite des OSG ist nach biomechanischen Überlegungen und AO-Kriterien vorteilhaft.

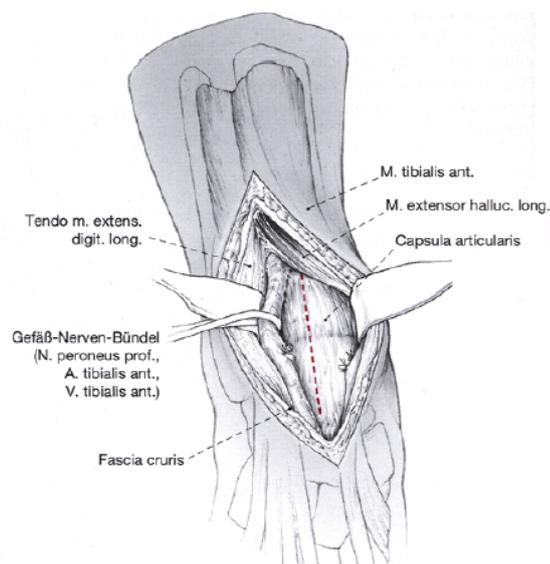
Biomechanische Arbeiten zur posterolateralen Plattenarthrodese des OSG finden sich nach einer gründlichen Literaturrecherche nicht und sind Gegenstand dieser Arbeit.

#### 1.4.5 Operative Zugänge zum OSG

Zum OSG wurden bereits vielfältige Zugangsmöglichkeiten beschrieben [93]. Der ventrale Zugang ist ein mit Abstand am häufigsten angewendete Zugang [7, 72, 74, 75, 78, 88].

Der Zugang liegt über dem ventralen OSG, lateral der Sehne des M. tibialis anterior und erstreckt sich bis auf die Höhe des Talonaviculargelenks. Bei der weiteren Präparation ist auf den extrafaszial verlaufenden N. peroneus superficialis zu achten. Das Retinaculum extensorum wird lateral der Sehnen des M. tibialis anterior z-förmig durchtrennt. Die Sehne kann hiernach mit einem stumpfen Haken nach medial gehalten werden. In der sicheren Zone zwischen der Sehne des M. tibialis anterior und der Sehne des M. extensor digitorum longus wird die Kapsel des OSG eröffnet. Dabei kommt das Gefäß-Nerven-Bündel mit der A. dorsalis pedis und dem N. peroneus profundus lateral zu liegen [18, 72, 74, 78, 94] (Abb. 3).

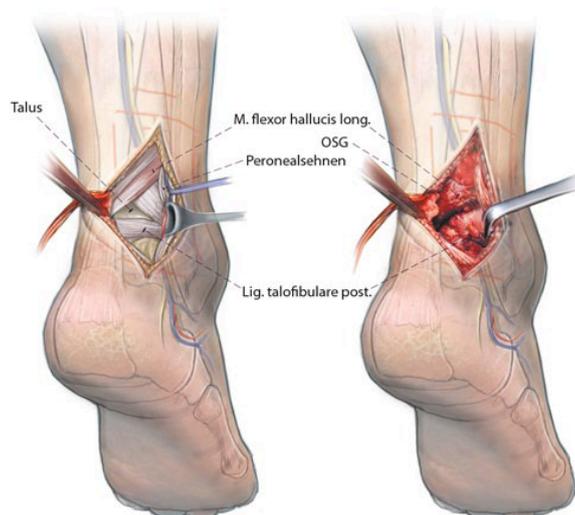
**Abbildung 3:** Darstellung des ventralen Zugangs zum OSG (Abb. aus Grass und Zwipp 1998, mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags)[74]



Die Wundheilungsstörungen nach dem ventralen Zugang werden in der Literatur mit 7-12% angegeben [65, 66, 72, 95]. Hierfür sind der dünne Weichteilmantel und der innere Druck der Sehne des M. tibialis anterior hauptsächlich verantwortlich. Abgesehen von der Problematik der Wundheilung bestehen bei den posttraumatischen Arthrosen nach vorangegangenen Operationen insbesondere im ventralen Aspekt des OSG häufig multiple Narben. Der ohnehin zum höheren Risiko der Wundheilungsstörungen neigende ventrale Zugang ist in diesen Situationen von Nachteil [6].

Als ein alternativer Zugang zum OSG hat der posterolaterale Zugang eine deutlich geringere Wundheilungsstörungswahrscheinlichkeit [96-98]. Der Zugang liegt hälftig zwischen der lateralen Kante der Achillessehne und der medialen Kante der Fibula. Durch die hohe Lagevariabilität des N. suralis, der häufig in Begleitung der V. saphena parva verläuft, wird die Identifikation des Nervs empfohlen [75, 98]. Die weitere Präparation erfolgt stumpf zwischen dem M. flexor hallucis longus und der Peronealmuskulatur. Nach dem Darstellen der posterioren OSG-Gelenkkapsel wird das Lig. fibulotalare posterius entfernt und die OSG-Kapsel geöffnet (Abb. 4). Der M. flexor hallucis longus wird nach medial mobilisiert, womit das mediale Gefäß-Nerven-Bündel geschützt ist. Nach der Synovektomie und der subperiostalen Mobilisation des Weichteilmantels nach medial und lateral kann das Gelenk debridiert werden [75].

**Abbildung 4:** Darstellung des posterolateralen Zugangs zum OSG (Abb. aus Gutteck et al 2013, mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlags) [99]



Durch die ausgezeichnete muskuläre Bedeckung des Gelenks und des Implantats ist bei korrekter Implantation mit Implantat-assoziierten Irritationen nicht zu rechnen [96]. Im Gegensatz zu dem ventralen Zugang ergibt sich durch den posterolateralen Zugang die Möglichkeit simultan das OSG, das Subtalargelenk, die Achillessehne, die distale Fibula zu erreichen. Außerdem bietet dieser Zugang eine ausgezeichnete visuelle Kontrolle über die Rückfußachse.

#### **1.4.6 Präoperative Diagnostik**

Im Vordergrund der präoperativen Diagnostik steht die genaue Anamneseerhebung, die die Ätiologie der OSG-Arthrose, die Beschwerden des Patienten, seine schmerzfreie Gehstrecke, Vorhandensein von Hilfsmitteln, seine bisherige Schuhversorgung und Therapie sowie Begleiterkrankungen abklärt.

Der Anamneseerhebung folgt eine präzise klinische Untersuchung. Hierbei werden das Erscheinungsbild und das Gangbild des Patienten erfasst, die Weichteilsituation der unteren Extremität und die Durchblutungssituation beurteilt. Im Anschluss findet eine grobe neurologische Untersuchung statt. Von besonderer Bedeutung sind die Beurteilung der Beinachse und des Rückfußes sowie die Prüfung der Funktion weiterer Gelenke der unteren Extremität. Die vorhandene Deformität muss auf Flexibilität bzw. Rigidität geprüft werden. Eine Achillessehnenverkürzung wird dabei registriert.

Die Fotodokumentation und die Pedografie dienen zur Erfassung des präoperativen Zustands und werden zum postoperativen Vergleich herangezogen [76].

Die röntgenologische Untersuchung beinhaltet Belastungsaufnahmen des Fußes im dorsoplantaren und seitlichen Strahlengang, Belastungsaufnahme des OSG im anteroposterioren Strahlengang in 20° Innenrotation, Long-Axial View und eine Ganzbeinaufnahme. Die Durchführung der Computertomografie ist insbesondere bei schweren Destruktionen im Gelenkbereich hilfreich [72].

#### **1.4.7 Komplikationen nach OSG-Arthrodese**

Zu den allgemeinen Komplikationen der OSG-Arthrodese gehören Wundheilungsstörungen, Infektionen, eine ungenügende Resektion des Knorpelüberzugs mit ausbleibender Fusion sowie asymmetrische Resektion der Arthrodeseflächen mit konsekutiver Varus-/ Valgus-Fehlstellung. Bei zu großzügiger

Resektion der Gelenkflächen kann es zu einem lateralen Impingement mit erforderlicher Verkürzungsosteotomie der Fibula kommen [78].

Bei einem zu weit lateral verlaufendem Hautschnitt besteht bei dem ventralen Zugang die Gefahr der Verletzung der A. tibialis anterior und des N. peroneus profundus. Im Bereich der Schraubenköpfe der Schraubenarthrodese kann es zu Weichteilirritation kommen [65, 100-102].

Im Bereich des posterolateralen Zugangs ist der N. suralis gefährdet. Seine Darstellung wird wegen des variablen Verlaufs in der Literatur empfohlen [75, 98]. Eine zu weit distale Positionierung der Talarlock®-Platte kann ggf. zu einer unerwünschten Blockierung des Subtalargeleks führen [99].

#### **1.4.8 Postoperative Nachbehandlung**

In der Literatur besteht keine Einigkeit bezüglich des postoperativen Regimes nach OSG-Arthrodese. Während einige Autoren eine gipsfreie frühfunktionelle Behandlung mit Entlastung der Extremität empfehlen, fordern andere eine sechs bis 12-wöchige Gipsimmobilisation nach Schraubenarthrodese des OSG [7, 61, 64, 66, 69, 72, 73, 75, 76, 78, 103].

Die postoperative Mobilisation nach der posterolateralen Plattenarthrodese des OSG erfolgt im Arthrodese-Stiefel. Bei unproblematischer Wundheilung werden die Patienten mit schmerzadaptierter Vollbelastung für sechs Wochen bzw. nach erfolgter Knochenspantransplantation bei knöchernem Defekt im OSG mit Bodenkontaktlauf für acht Wochen im Arthrodese-Stiefel mobilisiert [99].

## 2 Zielsetzung der Arbeit

Die Vielfalt der verwendeten Arthrodesetechniken für das OSG spiegelt die Aktualität der Problematik der Arthrodesese dieser Region wider. Insbesondere bei Patienten mit neuromuskulären Grunderkrankung, Neuropathie, Osteoporose bestehen hohe Anforderungen an die Osteosynthese [59].

Das primäre Ziel dieser Arbeit bestand in der vergleichenden Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften der posterolateralen Talarlock®-Plattenarthrodese mit dem bisherigen Standardverfahren zur OSG-Arthrodesese - der Schraubenarthrodese. Ein besonderes Augenmerk lag bei der Erfassung der Unterschiede der mechanischen Stabilität des Knochen-Implantat-Verbunds.

Weitere Fragestellungen bezogen sich auf den Einfluss der Knochenqualität auf das jeweilige Konstrukt, die Lage der Plattenosteosynthese, insbesondere auf die Beurteilung der talaren Verankerung.

Vom besonderen Interesse waren die klinischen Ergebnisse der Versorgung mit der Talarlock®-Plattenarthrodese. Es erfolgte die Analyse der Rückfußkorrektur, der Fusionsrate, der Komplikationen und des AOFAS Scores.

# 3 Material und Methode

## 3.1 Implantate und Operationstechnik

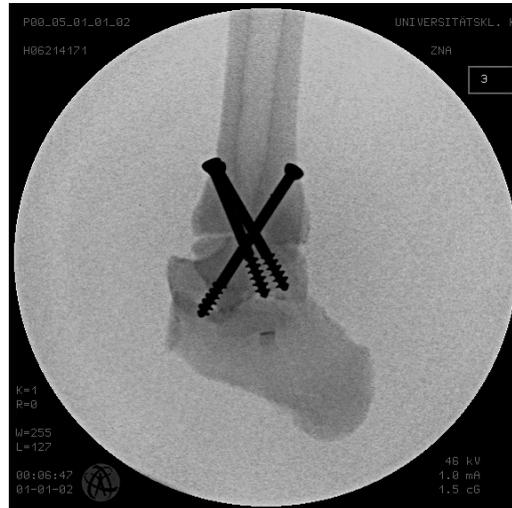
### 3.1.1 Schraubenarthrodese

Es wurde eine Drei-Schraubenarthrodese in Anlehnung an die Technik von Thermann angewendet [7, 67]. Auf die Verschraubung der Fibula wurde zu Gunsten der Vergleichbarkeit mit der Plattenarthrodese verzichtet [104]. Die beiden ventralen Schrauben wurden zwei bis drei Zentimeter von der tibialen Gelenkfläche jeweils in die mediale und laterale posteriore Trochlea tali eingebracht. Die posteriore Schraube wurde von der posterioren Tibia über den Talushals in den Taluskopf gesetzt (Abb. 5, 6). Es wurden nichtkanülierte 6,5 mm Spongiosaschrauben verwendet. Das OSG wurde zur Erleichterung der Verschraubung temporär mit einem Kirschner-Draht transfixiert.

**Abbildung 5:** Bildwandler - Aufnahmen der Schraubenarthrodese (am Beispiel des Kunstknochens) im anterioposterioren Strahlengang



**Abbildung 6:** Bildwandler - Aufnahmen der Schraubenarthrodese (am Beispiel des Kunstknöchels) im seitlichen Strahlengang



### 3.1.2 Plattenarthrodese

Die verwendete polyaxial-winkelstabile Platte (Talarlock® Fa Intercus Bad Blankenburg, Deutschland) wurde über den posterolateralen Zugang auf der Zugseite des OSG implantiert. Das Plattensystem bietet die Möglichkeit, durch die beiden tibiotalaren Zugschrauben eine Kompressionswirkung auf die Arthrodeseflächen auszuüben. Die Achillessehne verstärkt dabei den Zuggurtungseffekt. Das Implantat verfügt über jeweils zwei tibiale und talare winkelstabile Schraubenpositionen (Abb. 7, 8).

Das OSG wurde zur Erleichterung der Plattenimplantation temporär mit einem Kirschner-Draht transfixiert.

Die Talarlock®-Platte wurde achsgerecht auf die tibiale Hinterkante ausgerichtet. Als erstes wurden die beiden proximalen tibialen winkelstabilen Schrauben und anschließend die proximale 6,5 mm Zugschraube über den Talushals in den Taluskopf eingebracht. Die distale Zugschraube wurde über den Taluskorpus in den Talushals positioniert. Abschließend wurde der Talus mit zwei winkelstabilen Schrauben mit der Zielrichtung über den Taluskorpus in den Talushals verriegelt (Abb. 8, 9).

**Abbildung 7:** Talarlock®-Platte für die posterolaterale OSG-Arthrodesese



**Abbildung 8:** Plattenarthrodesese mit der Talarlock®-Platte (am Beispiel des Kunstknochens)



**Abbildung 9:** Bildwandler - Aufnahmen der Plattenarthrodese des OSG mit der Talarlock®-Platte (am Beispiel des Kunstknochens) im seitlichen und anterioposterioren Strahlengang sowie Long-Axial-View



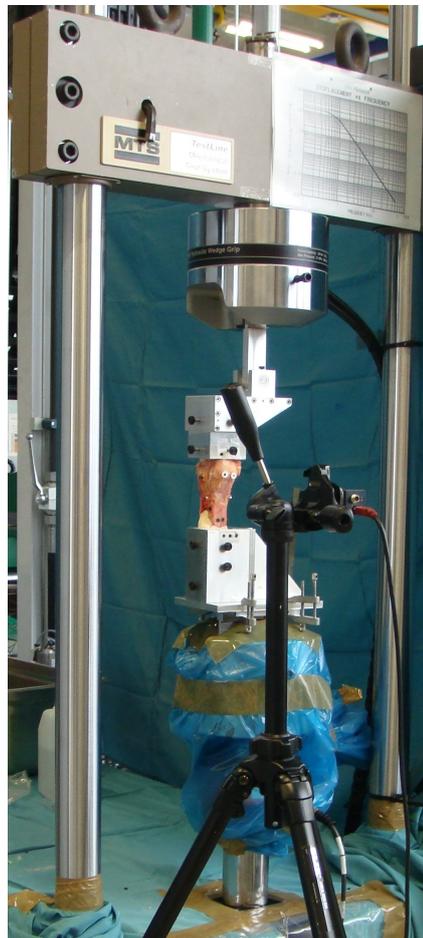
### 3.2 Biomechanische Analyse

In der vorliegenden Arbeit wurde die posterolaterale Plattenarthrodese des OSG (Talarlock®-Platte) mit der Schraubenarthrodese des OSG im Rahmen einer biomechanischen Untersuchung verglichen. Die Primärstabilität der beiden Fixationstechniken wurde in die Bewegungsrichtungen Dorsal-/Plantarflexion und Varus/Valgus getestet. Anschließend erfolgte eine Versagensanalyse in der Bewegungsrichtung Dorsal-/Plantarflexion.

#### 3.2.1 Testmaschine

Die biomechanischen Messungen wurden mit einer servohydraulischen Prüfmaschine Typ MTS (Messdose 100 kN) (MTS headquarters, 14000 Technology Drive, Eden Prairie, USA 55344) durchgeführt (Abb. 10). Es wurden die Kanäle Kraft, Weg und Zeit aufgezeichnet.

**Abbildung 10:** servohydraulische Prüfmaschine Typ MTS mit eingespannter Prüfvorrichtung und einem humanen Präparat



### 3.2.2 Prüfvorrichtung

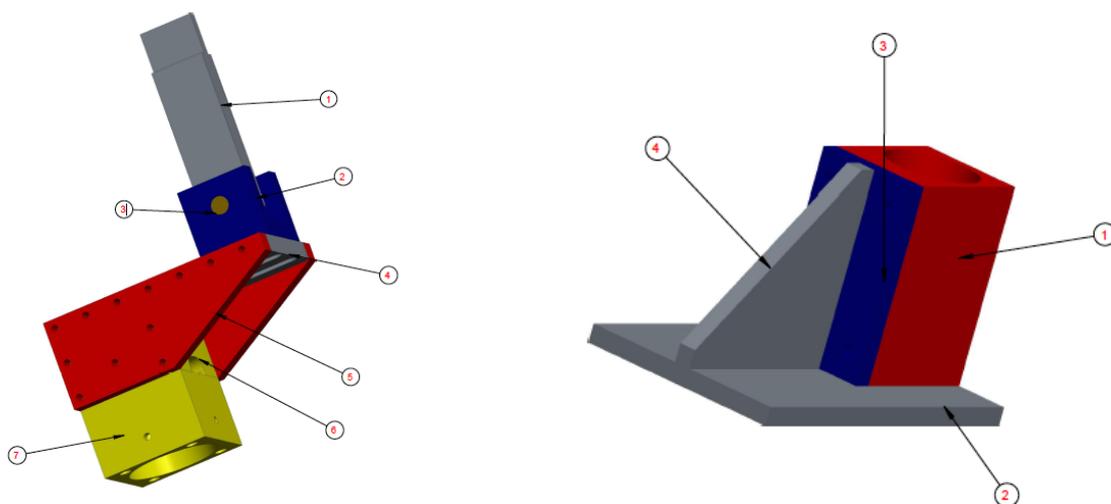
Die Untersuchungen der Sprunggelenksarthrosen wurden mit einem Aufbau des Instituts für „ImplantatTechnologie und Biomaterialien“ Warnemünde e.V. an der Universität Rostock durchgeführt. Der Aufbau bestand aus zwei Teilen: einem unteren Teil zur Verankerung der eingebetteten Tibia und Fibu und einem oberen Verankerungsteil mit verstellbarem Hebelarm zur Einleitung des Drehmomentes am Talus (Abb. 11, 12). Die Krafteinleitung zur Einbringung des Drehmomentes wurde über eine in die Prüfmaschine eingespannte, senkrecht zum Hebelarm stehende Stange eingebracht. Die obere und untere Knochenzementeinbettung wurde mit acht bzw. sechs Rändelschrauben in den Zylindern befestigt, um Verschiebungen in den

Einspannungen während des laufenden Versuches zu vermeiden. Der komplette Aufbau wurde aus Aluminium gefertigt.

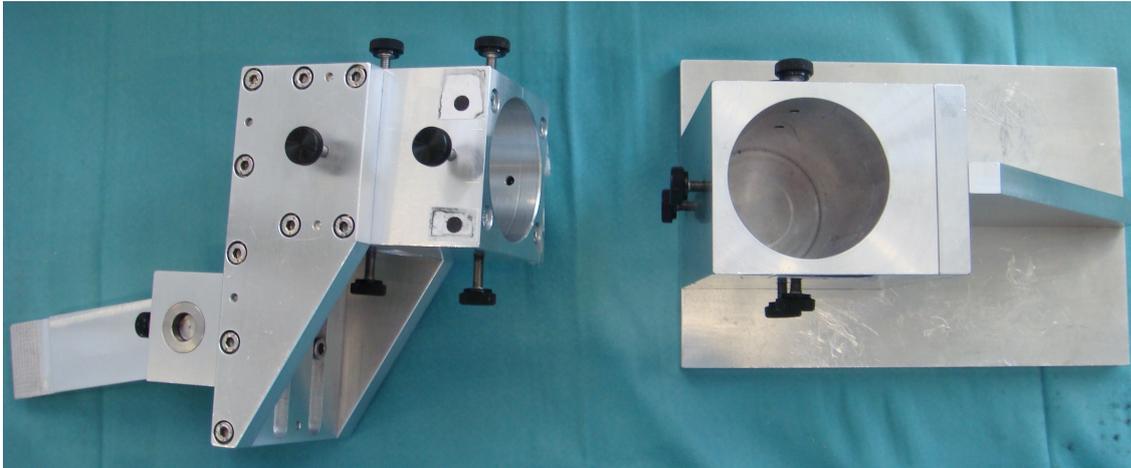
Vor Beginn des Versuches wurde das eingebettete Knochenpräparat (Kunst- bzw. Humanprobe) in die Halterung eingesetzt und über die Schrauben festgezogen. Daraufhin wurde die Halterung samt Knochenpräparat in die Prüfmaschine eingesetzt und die Stange zur Krafteinleitung in die obere Spannzange der Prüfmaschine eingespannt. Dadurch richtete sich die ganze Einrichtung senkrecht zur Einspannung aus. Nun wurde der untere Teil der Prüfvorrichtung mit der unteren Spannzange verbunden. Somit wurde gewährleistet, dass das Präparat zu Beginn der Untersuchungen spannungs- und torsionsfrei eingebracht war.

Bei den durchgeführten Versuchen wurde ein Hebelarm von 60 mm gewählt. Die Stange zur Krafteinleitung ist unverschieblich am Hebelarm befestigt. Es besteht ebenfalls die Möglichkeit, den Aufbau mit einem über eine Schiene beweglich gelagerten Hebelarm zu betreiben. Hierbei stellte sich allerdings bei den Untersuchungen der Kunstknochen heraus, dass diese an der Tibia, näher der Einbettung, brachen. Somit wurde die Variante mit nicht verschiebbarem Hebelarm gewählt. Um das Präparat bei Dorsiflexion/Plantarflexion und in Varus/Valgus-Richtung zu testen, wurde der Versuchsaufbau in der Position beibehalten und lediglich das Knochenpräparat gedreht.

**Abbildung 11:** Auszug aus der technischen Zeichnung der Prüfvorrichtung



**Abbildung 12:** Abbildung der Prüfvorrichtung



### **3.2.3 Kunstknochenpräparate**

Im Rahmen der Versuchsplanung wurden 14 anatomisch korrekte Polyurethanschaummodelle des rechten Unterschenkels (Sawbones Europe, Malmö, Schweden) verwendet. Die synthetischen Knochenmodelle besitzen nur geringe fertigungsbedingte Schwankungen hinsichtlich der Materialqualität und der Form, sodass die jeweiligen Eigenschaften des Materials als konstant angenommen werden können. Damit eignen sich die synthetischen Modelle ausgezeichnet für die Planung der Versuche an humanen Präparaten.

Die Gelenkflächen des OSG der Kunstknochen wurden mit einer oszillierenden Säge abgetragen, sodass die Arthrodeseflächen parallel zu einander ausgerichtet waren. Die Arthrodesese wurde in einer neutralen Position mit 0° Flexion, 5° Valgus und 5° Außenrotation eingestellt. Die Tibia wurde auf eine Länge von 200 mm gekürzt. Jeweils sieben Kunstknochen wurden mit Schrauben- und sieben Kunstknochen mit Plattenarthrodesese versorgt.

Auf Grund der begrenzten Verfügbarkeit der humanen Präparate wurden in dieser Arbeit die biomechanischen Tests zunächst am synthetischen Knochen und im Anschluss an humanen Präparaten durchgeführt.

### 3.2.4 Humane Präparate

Die humanen Präparate wurden seitens des anatomischen Instituts der Martin-Luther Universität Halle-Wittenberg für die Versuche dieser Arbeit zur Verfügung gestellt. Es handelte sich stets um freiwillige Körperspender für wissenschaftliche Zwecke. Die entsprechenden Verträge liegen dem Institut der Anatomie vor. Das durchschnittliche Alter der neun Körperspender betrug 76,6 (61-95) Jahre, davon waren sechs weiblich und drei männlich. Die Entnahme der Präparate erfolgte unmittelbar postmortem. Die Präparate wurden vom sämtlichen Weichteilgewebe befreit. Die Gelenkkapsel und die Syndesmose wurden belassen. Die Gelenkflächen des OSG der humanen Präparate wurden erhalten, um keine Variabilität der Arthrodeseflächen innerhalb der Präparate zu erzeugen (Richter 2014, Mückley 2008, O'Neill 2008). Die Fibula wurde nicht entfernt, um sich möglichst an dem physiologischen Modell zu orientieren. Die Präparate wurden anschließend bei -28°C tiefgefroren.

Die Zuteilung der Extremität eines Körperspenders zu der Gruppe der Schrauben- bzw. Plattenarthrodese erfolgte randomisiert. Die Randomisierung wurde mit dem Randomisierungsprogramm Research Randomizer Form v4.0 vollzogen (Tab. 3).

**Tabelle 3:** Randomisierungsliste

Schraubenarthrodese	Plattenarthrodese
4.2	4.1
3.2	3.1
6.2	6.1
1.2	1.1
7.1	7.2
9.2	9.1
2.1	2.2
8.2	8.1
5.2	5.1

Die Zahl der Präparate wurde in der im Vorfeld durchgeführten Power-Analyse festgelegt. Die Präparate wurden zur Versorgung mit der jeweiligen Arthrode und zur anschließenden Testung bei Zimmertemperatur aufgetaut.

Die Arthrode wurde analog zu den Kunstknochen in einer neutralen Position eingestellt. Die Tibia wurde auf eine Länge von 200 mm gekürzt.

### 3.2.5 Einbettung

Zur Einbettung der synthetischen und der humanen Präparate wurde ein Knochenzement für den veterinärischen Einsatz (Demotec 95, Demotec Demel e.K., Nidderau, Deutschland) verwendet. Dieser Zement weist die selbe Zusammensetzung wie ein Knochenzement zur Anwendung an Menschen auf (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Deutschland) und ist für die Versuche deutlich kosteneffizienter. In der Arbeit von Zech et al (2006) hat sich der Knochenzement bewährt.

Für die Einbettung der Präparate wurden für die Tibia und für den Talus Teflon-Formen gefertigt. Für eine bessere Haftung des Zements wurden in die Tibia und in den Talus handelsübliche Holzschrauben eingedreht und mit eingegossen. Insbesondere im Bereich des Talus mit kleiner Kontaktfläche zum Zement war dieser Schritt wichtig. Die Schrauben durften aber nicht zu weit in den Knochen eingedreht werden, um die Osteosynthese nicht zu beeinflussen. Darauf wurde stets geachtet und durch die Computertomografie kontrolliert. Im Gegensatz zu den Kunstknochenpräparaten wurde bei den humanen Präparaten die Fibula im Knochenverbund belassen und proximal mit eingebettet (Abb. 12, 13, 14). Bei allen Präparaten wurde streng darauf geachtet, dass weder die Implantate noch das OSG selbst von Knochenzement tangiert werden (Abb. 15).

**Abbildung 12:** Darstellung des Kunstknochenpräparats mit der Schraubenarthrode nach dem Einbetten



**Abbildung 13:** Darstellung des Kunstknochenpräparats mit der Plattenarthrodese nach dem Einbette



**Abbildung 14:** Darstellung des humanen Präparats mit Schraubenarthrodese nach dem Einbetten und distal noch vorhandener Teflon-Form



**Abbildung 15:** Darstellung des humanen Präparats mit Plattenarthrodese nach dem Einbetten



### **3.2.6 Versuchsablauf der Kunstknochenpräparate**

Zur Etablierung des Testprogramms wurden im Vorfeld Versuche an 14 Kunstknochen durchgeführt. Bei der Prüfvorrichtung wurde zunächst ein Schlitten zur Vermeidung von Schubbelastungen vorgesehen. Bei höheren Lasten trat häufig ein Bruch der Tibia unmittelbar über der Einspannung auf. Deswegen wurde der Schlitten entfernt und der Hebelarm auf 60mm eingestellt. Damit kam es zu keinen weiteren Tibiabrüchen in der Nähe der Einbettung.

Es wurde abwechselnd in dorsoplantarer und Varus-/Valgus Richtung mit nach jeden 250 Zyklen um 50N steigender Kraft von 200-500N mit 1 Hz getestet. Alle Präparate wurden kraftkontrolliert geprüft.

### **3.2.7 Versuchsablauf der humanen Präparate**

Nach den Kunstknochenversuchen wurde die Prüfvorrichtung in unveränderter Form übernommen. Die Präparate wurden stets mit 100N über 200 Zyklen präkonditioniert. Anschließend wurde in dorsoplantarer und Varus-/Valgus-Richtung mit nach jeden 250 Zyklen um 50N steigender Kraft von 150-400N mit 1 Hz getestet. Anschließend erfolgte eine zyklische Belastung in dorsoplantarer Richtung mit 500N für 3000 Zyklen.

Ein Versagen wurde bei beiden Arthrodesen festgestellt, wenn eines der folgenden Ereignisse auftrat [91, 106-108]:

- Lockerung von zwei oder mehr Schrauben,
- Erweiterung des Arthrodesespalts um mehr als 10 mm,
- abrupte Änderung der Kraft-Weg-Kurve,
- wenn die eingestellte Kraft bei Zunahme des Wegs nicht erreicht werden kann.

## **3.3 Optische Messung**

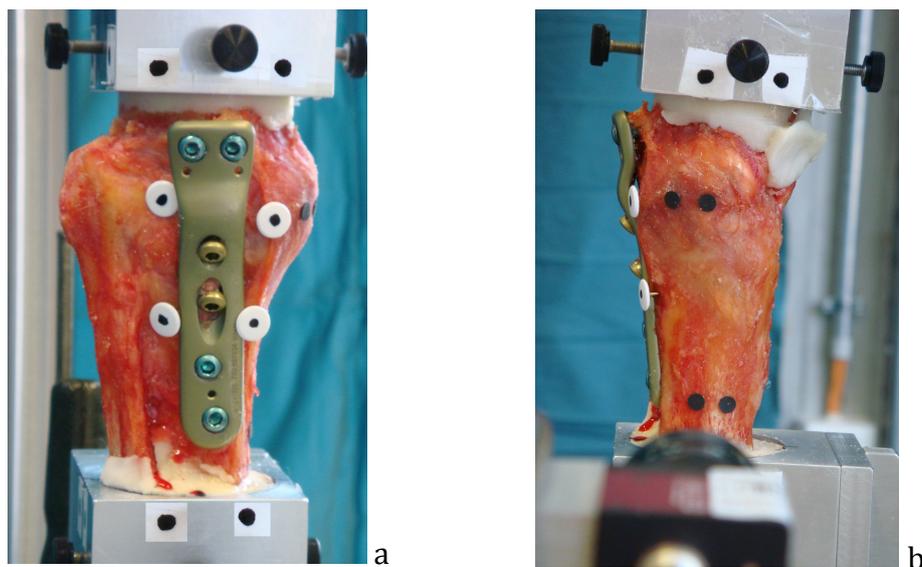
Die optische Messung, diente vor allem der isolierten Betrachtung des OSG bei verschiedenen Laststufen und Bewegungsrichtungen. Im Gegensatz zu den Maschinendaten findet dabei die Elastizität der Tibia keine Beachtung.

Die Methode wurde durch Dipl.-Ing. Thomas Hanke am Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik IWM in Halle(Saale) entwickelt und durch ihn während der Versuche überwacht.

Zunächst wurden Marker auf der Oberfläche des Präparats angebracht. Zum einen wurden weiße Reißzwecken mit einem schwarzen Punkt in der Mitte verwendet, zum anderen schwarze Punkte aus Tonpapier. Die Reißzwecken wurden in der Nähe des Implantats verwendet, weil sie vom Knochen abstehen und das Implantat kein Schatten auf die Punkte wirft.

Es wurden jeweils zwei Marker distal und proximal an der posterioren und medialen Tibia angebracht. Am Talus konnten aus Platzmangel keine Marker angebracht werden. Hier wurden Marker an der Versuchsvorrichtung verwendet (Abb. 16).

**Abbildung 16:** In der Versuchsvorrichtung befindliches humanes Präparat mit den angebrachten Markern (Reißzwecken) und Markierungen auf der Versuchsvorrichtung (Ansicht von posterior (a) und medial (b))

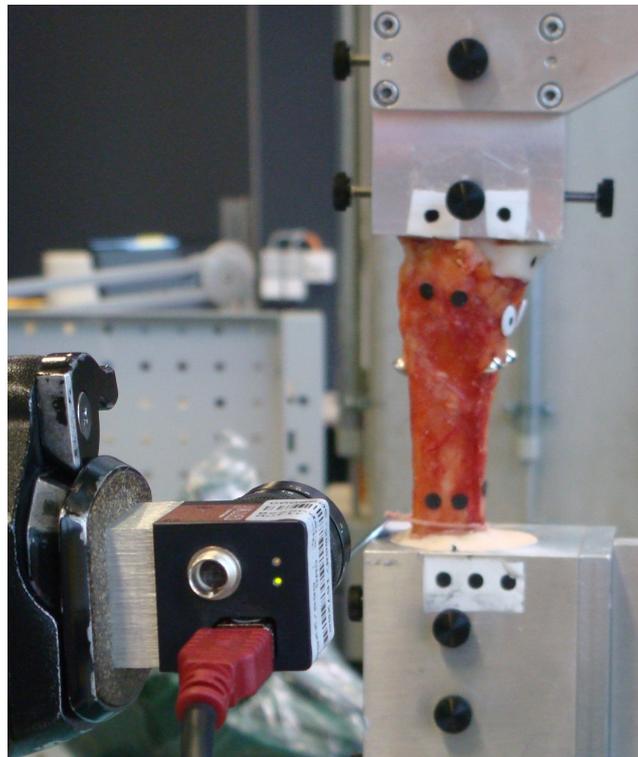


Für die optische Messung wurde eine Kamera des Typs AVT (AlliedVisionTechnologies) Guppy F-146B verwendet. Der integrierte ½ Zoll SONY ICX267 progressive CCD (Charged-Coupled-Device) Sensor hat eine maximale Auflösung von 1392 x 1040 Pixel und ist auf Grund der filterlosen Ausführung sehr lichtempfindlich und rauscharm. Die aufgenommenen Bilddaten werden über an ein Firewire Interface (IEEE 1394a) zum Mess-PC übertragen.

Die Kamera wird auf einem Dreibeinstativ positioniert und frontal auf das Präparat ausgerichtet. Ein, für den Arbeitsabstand ausgewähltes Objektiv mit Festbrennweite,

stellt die verzerrungsarme Abbildung des Präparats sicher. Die während der Messung aufgenommenen Bilder werden in Echtzeit durch die Software OpenVidTens2D verarbeitet und gleichzeitig als unkomprimiertes Videomaterial auf einem Datenträger abgelegt. Parallel zur Bildaufnahme wird über ein Messmodul mit Berechnung LabJack U12 des Herstellers Meilhaus (Meilhaus Electronic GmbH, Alling, Germany) das Kraft- und Wegsignal der Prüfmaschine ausgelesen und aufgezeichnet (Abb. 17).

**Abbildung 17:** Im Dreibeinestativ auf das in der Versuchsvorrichtung befindliches humanes Präparat ausgerichtete Kamera



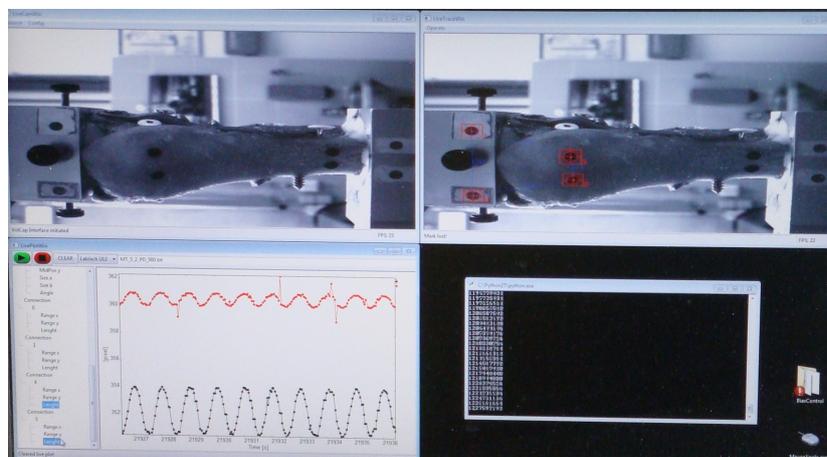
### 3.3.1 Bildverarbeitung und Auswertung

Die Software openVidTens2D ermöglicht die Verfolgung und Vermessung von kreisförmigen Markierungen in Bildern, unabhängig ob helle Markierungen auf dunklem Grund oder dunkle Markierungen auf hellem Grund verwendet werden. Die Messung kann in Echtzeit oder anhand einer Aufzeichnung erfolgen, je nachdem ob

der Datenstrom der Kamera als ein Videofile oder ein Bildstapel als Eingangsdaten dienen. Die Kontur der Messmarkierungen wird nach Binärisierung des entsprechenden Bildausschnitts, durch einen Algorithmus nach Satoshi Suzuki [109] detektiert und das Ergebnis mit der kleinsten Fehlerquadratmethode eine Ellipse approximiert [110]. Sie ist beschrieben durch die Lage ihres Mittelpunkts, die beiden Halbachsen sowie der Verdrehung der großen Halbachse zum Bildkoordinatensystem. Zusätzlich zu diesen Größen können auch die vektoriellen Daten von Verbindungen zweier Markierungen ausgegeben werden (Abb. 18, 19). Hierfür werden die Mittelpunktkoordinaten der Markierungen verwendet. Die Ausgabe erfolgt als TEXT-File im ASCII-Format.

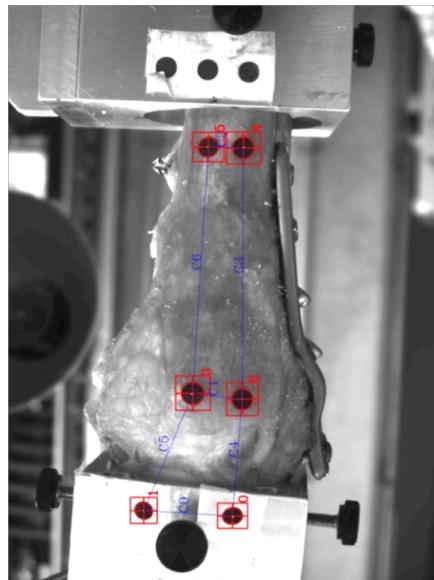
Die erhaltenen Ellipsenkoordinaten sind sub-pixel-genau und unempfindlich auf Störeinflüsse, wie wechselnde Beleuchtung, geringer Kontrast oder Bildrauschen. Durch Berechnung des sogenannten optischen Flusses nach Farneback [111], können auch sich stark von einem zum nächsten Bild bewegende Markierungen sicher detektiert werden. Der verwendete Detektionsalgorithmus basiert auf Filtern und Algorithmen der bekannten Computer-Vision-Bibliothek Open CV. Der Programmquellcode von OpenVidTens2D ist Python. Die plattformunabhängige Benutzerschnittstelle wurde mithilfe von wxPython bereitgestellt. Sie ist intuitiv zu bedienen und erfordert kaum Einarbeitungszeit.

**Abbildung 18:** Bildschirmansicht des Aufzeichnungs- und Auswertungssystems der optischen Messung



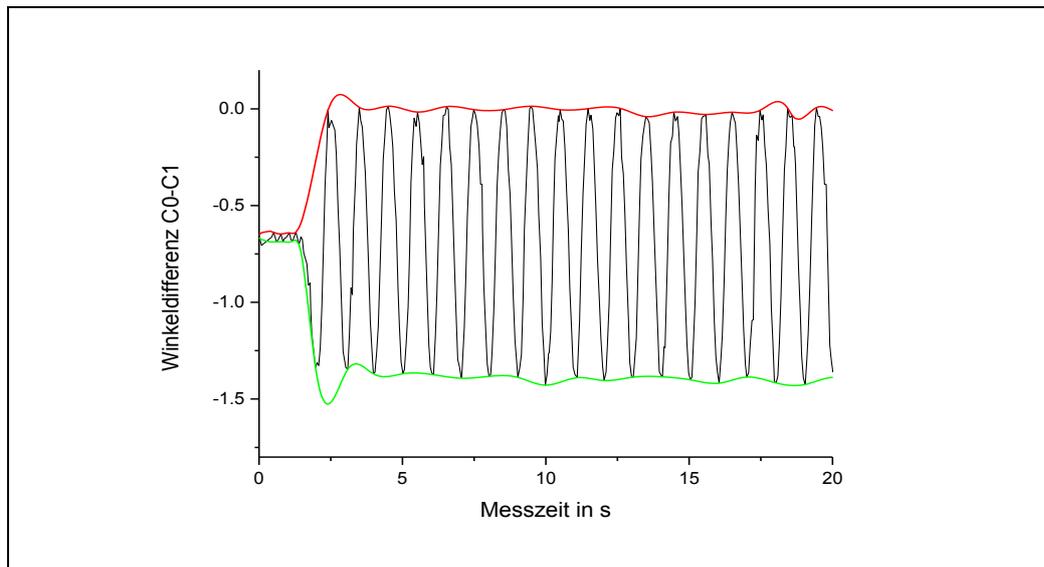
Die Markierungen wurden standardisiert 10 mm proximal der tibialen Gelenkfläche angebracht. Die Markierungen 0-3 befanden sich in der unmittelbaren Nähe der Arthrodesese. Die Markierung 4 und 5 wurden proximal der Plattenosteosynthese bzw. entsprechend an der proximalen Tibia bei der Schraubenarthrodesese angebracht. Die Mittelpunkte der Markierungen 0 und 1, 2 und 3, sowie 4 und 5 wurden mit Linien (C0, C1, C2, C3, C4, C5, C6) verbunden. Die Bewegungen der Verbindungen sind Basis für die Auswertung der Versuche (Abb. 19).

**Abbildung 19:** Registrierte Messpunkte und ihre Verbindungen



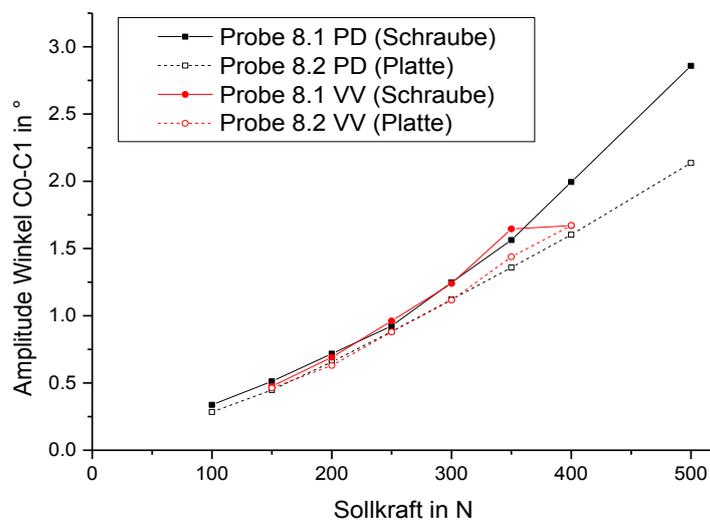
Es wurden die Anstiege  $C0/C1$  und  $C1/C2$  bestimmt und anschließend der entsprechende Winkel als Differenz der Anstiege der Linien  $C0/C1$  und  $C1/C2$  analysiert. Ihre Amplitude wurde als Differenz der Einhüllenden der Messdaten bestimmt (Abb. 20).

**Abbildung 20:** Beispiel der Bestimmung der Amplitude des Winkels (C0/C1)



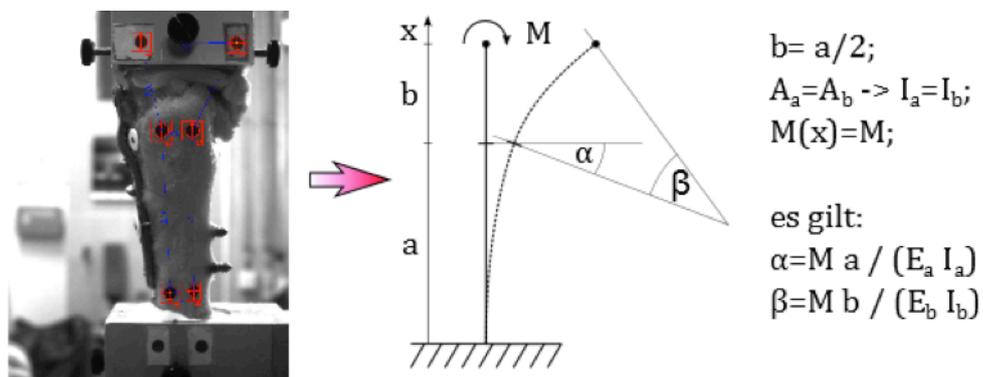
Die berechnete Amplitude zu den jeweiligen Kraftstufen und in der jeweiligen Belastungsrichtung (Dorsal-/Plantarflexion, Varus/Valgus) gibt somit Aufschluss über die Verformung des betrachteten Segments und lässt qualitative Vergleiche zu (Abb. 21).

**Abbildung 21:** Winkelamplitude C0/C1 in Bezug auf die aufgebrauchte Kraft



Abstrahiert man den Probenkörper in Form von zwei aneinander gesetzten Balkensegmenten, können ebenfalls Aussagen zur Änderung der Steifigkeit der Segmente getroffen werden. Hierzu dient ein Ersatzmodell eines einseitig eingespannten Trägers mit zwei Segmenten an dessen freiem Ende ein Moment  $M$  angetragen ist. Dieses Moment ergibt sich aus der von der Prüfmaschine aufgebrauchten Kraft und dem Hebelarm der Versuchsvorrichtung. Entlang des Trägers ist das Moment konstant. Schneidet man die Segmente frei, können beide getrennt voneinander berechnet werden. Hierbei sind die maximalen Winkel  $\alpha$  und  $\beta$  proportional zur Steifigkeit des Segments. Da aber das Flächenträgheitsmoment der Segmente unbekannt ist, können nur die Biegesteifigkeiten  $EI$  der Segmente miteinander verglichen werden. Für die Auswertung der Daten wurde die Balkentheorie erster Ordnung zu Grunde gelegt. Diese Theorie gilt für kleine Deformationen des Balkens, wobei die Querschnitte eben bleiben und ihre Form nicht ändern [112, 113]. Die Tibia und der Talus wurden zu zwei verschiedenen Balken mit unterschiedlicher Länge aber gleichen Querschnitts abstrahiert (Abb. 22).

**Abbildung 22:** Ersatzmodell für die Biegetheorie erster Ordnung



### 3.4 Knochendichtemessung

Alle humanen Präparate wurden einer Knochendichtemessung unterzogen. Als Verfahren wurde die Osteodensitometrie (DXA) festgelegt. Das Verfahren bedient sich dem Prinzip der Abschwächung des Röntgenstrahls durch Absorption des Knochens. Eine Röntgenröhre emittiert Röntgenstrahlen mit zwei verschiedenen Energien, die in Abhängigkeit vom Gewebe unterschiedlich resorbiert werden. Durch die entsprechende Differenz der Schwächungsprofile sind Aussagen über die Dichte des Knochens möglich [114-116]. Die Messung erfolgte standardisiert im Bereich des Tibiaplafonds.

### 3.5 Computertomografische Analyse

Die computertomografische Bildgebung wurde zur Beurteilung der Implantatlage herangezogen. Ein besonderes Interesse bestand in der Analyse der talaren Verankerung. Hierzu wurden die frontalen, sagittalen und axialen Schichten der computertomografischen Untersuchung herangezogen. Die Beurteilung bezog sich auf die anatomische Gliederung des Talus: Taluskopf, -hals, -kopf (Abb. 23).

**Abbildung 23:** Darstellung des Talus und seiner Aufteilung im sagittalen computertomografischen Schnittbild



## **3.6 Klinische Untersuchungen**

### **3.6.1 Klinische Ergebnisse und Komplikationen**

An der Klinik für Orthopädie des Departments für Orthopädie, Unfall und Wiederherstellungschirurgie des UKH wurden zwischen 2011-2014 19 Patienten bei isolierten OSG-Arthrose mit der posterolateralen OSG-Arthrodeese mittels Talarlock®-Platte versorgt. Die Ergebnisse wurden im Rahmen einer prospektiven Analyse erfasst.

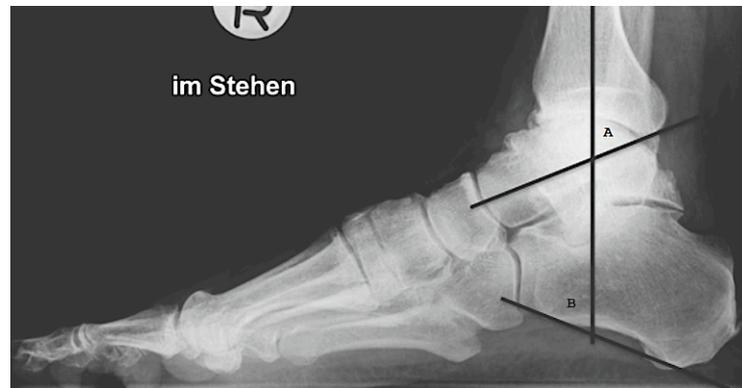
Alle in Zusammenhang mit der Arthrodeese aufgetretenen Komplikationen wurden registriert. Ein besonderes Augenmerk lag auf der Durchbauung der Arthrodeese, Materiallockerung oder -bruch, Wundheilungsstörungen, Infektionen, subjektiven Beschwerden und der Patientenzufriedenheit.

### **3.6.2 Röntgenologische Untersuchung**

Präoperativ wurden Röntgen-Belastungsaufnahmen des Fußes im dorsoplantaren und seitlichen Strahlengang, Belastungsaufnahme des OSG im anteroposterioren Strahlengang in 20° Innenrotation, Long-Axial-View und Ganzbeinaufnahme angefertigt. Eine präoperative Computertomografie wurde bei schweren Destruktionen im Gelenkbereich durchgeführt. Unmittelbar postoperativ, sechs Wochen, drei Monate postoperativ erfolgten Röntgenaufnahmen des OSG im anteroposterioren Strahlengang in 20° Innenrotation, des Fußes im seitlichen Strahlengang im Stehen und die Long-Axial-View Aufnahme. Die Röntgenaufnahmen dienten zur Beurteilung Rückfußachse und der Konsolidierung der Arthrodeese. Bei einem unklaren radiologischen Ergebnis in Hinsicht auf die Konsolidierung der Arthrodeese drei Monate postoperativ erfolgte eine Computertomografie des OSG.

Mit Hilfe der angefertigten Röntgenaufnahmen wurden der tibiotalare und tibiokalkaneare Winkel in der lateralen Ansicht gemessen. Der tibiotalare Winkel wird dabei zwischen der Längsachse der Tibia und des Talus ermittelt, der tibiokalkaneare Winkel zwischen der Längsachse der Tibia und einer Linie, die parallel zur plantaren Begrenzung des Kalkaneus gelegt wird. Eine Spitzfußfehlstellung wurde bei einem tibiotalaren Winkel  $<70^\circ$  und der tibiokalkanearen Winkel  $>70^\circ$  festgelegt [117, 118] (Abb. 24).

**Abbildung 24:** Darstellung der Messung des tibiotalaren (A) und des tibioalcanearen (B) Winkels in der seitlichen Röntgenaufnahme des Fußes und Sprunggelenks



Die Durchbauung wurde mit Hilfe, der von Rush et al. [119] etablierten Kriterien beurteilt. Bei sichtbaren Aufhellungen und Spaltzunahme zwischen den Arthrodeseflächen, zunehmender Sklerose im Bereich der Arthrodeseflächen, fehlenden überbrückenden Knochen trabekeln und Bruch des Osteosynthesematerials wurde eine fehlende Durchbauung festgelegt. Zeichen für eine erfolgreiche Durchbauung waren verwaschene knöcherne Grenzen zwischen den Arthrodesenflächen, durchgehende Knochen trabekel und intaktes Osteosynthesematerial. Eine schmerzfreie Mobilisation mit Vollbelastung der Extremität waren klinische Zeichen für eine erfolgreiche Durchbauung der Arthrodesese.

### 3.6.3 AOFAS-Ankle-Hindfoot Score

Der AOFAS-Score wurde zur besseren Vergleichbarkeit mit ähnlichen Studien als der am häufigsten in der Literatur verwendete Score gewählt [120, 121]. Die Erhebung des Scores erfolgte präoperativ, drei Monate postoperativ und ein Jahr postoperativ (Tab. 4).

**Tabelle 4: Tabellarischer Überblick über die Punkteverteilung des AOFAS-Score [120]**

Kategorie	Subkategorie	Schweregrad	Punkte
Schmerz		Kein	40
		Leicht	30
		Mäßig	20
		Stark	0
Funktion	Aktivitäts- einschränkungen	Keine	10
		Bei Freizeitaktivität	7
		Mäßige Einschränkung im Alltag	4
		Stärkste Einschränkung	0
	Maximale Gehstrecke	> 600m	5
		400 – 600m	4
		100-400m	2
		< 100m	0
	Laufoberfläche	Keine Probleme	5
		Mäßige Probleme auf unebenem Grund	3
		Stärkste Probleme auf unebenem Grund	0
	Gangauffälligkeiten	Keine	8
		Offensichtliche	4
		deutliche	0
	Sagittale Bewegung (DF/PF)	> 30°	8
		15-29°	4
		< 15°	0
	Rückfußbewegung (IV/EV)	75-100% der Norm	6
		25-74% der Norm	4
		< 25% der Norm	0
	OSG-Stabilität	Stabil	8
		Instabil	0
	Alignement	Gut	10
		Mäßig	5
		Schlecht	0

#### **3.6.4 Nachbehandlung**

Ab dem zweiten postoperativen Tag wurde mit isometrischen Spannungsübungen der Unterschenkel- und Fußmuskulatur begonnen. Bei unproblematischer Wundheilung waren Gehübungen im Arthrodesestiefel mit schmerzadaptierter Vollbelastung für sechs Wochen erlaubt.

#### **3.7 Statistische Verfahren**

Die statistische Auswertung erfolgte mittels Microsoft-Excel und SPSS Version 21 (IBM SPSS Statistics 21, IBM, Armonk, NY, USA) mit dem zweiseitigen t-Test nach Student. Für die statistische Analyse wurden die Steifigkeiten der beiden getesteten Arthrodesen bei den Kunstknochen sowie humanen Präparaten, die gemessene Knochendichte, die Versagensrate und die Ergebnisse des AOFAS Scores herangezogen. Die Steifigkeit wurde als Anstieg der Geraden durch die Kraft-Weg- bzw. Moment-Winkel-Maxima berechnet. Die Normalverteilung der Ergebnisse der Steifigkeitsberechnung wurde durch den Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft. Die Ergebnisse wurden bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von  $p < 0,05$  als signifikant bewertet. Die Kaplan-Meier-Überlebenskurve diente der Versagensanalyse der osteosynthetisch versorgten Präparate und die Pearson-Korrelation der Beurteilung des Zusammenhangs zwischen der ermittelten Steifigkeit der Arthrodesen und der gemessenen Knochendichte der humanen Präparate.

# 4 Ergebnisse

## 4.1 Steifigkeitsmessung der Prüfvorrichtung

Um die Eignung des Aufbaus für die Versuchsreihe zu gewährleisten, wurde die Steifigkeit des Gesamtsystems untersucht. Dazu wurde ein Stahlzylinder mit 50 mm Durchmesser und 310 mm Länge in die Vorrichtung anstelle der Knochenprobe eingesetzt und statisch in der Prüfmaschine belastet. Hierbei ergab sich eine Verschiebung bei 500 N in Druckrichtung von 0,0664 mm und in Zugrichtung von 0,0744 mm. Auf Grund dieser geringen Werte ist der Versuchsstand für die Testung der Sprunggelenksarthrosen geeignet und die erhaltenen Messwerte mussten nicht weiter korrigiert werden.

## 4.2 Ergebnisse der biomechanischen Messung an Kunstknochen

Die Versuche an den 14 Kunstknochen dienten der Etablierung des Messprogramms und der Vorbereitung der Versuche an den humanen Präparaten. Die Kunstknochenpräparate 1.1 (Schraubenarthrodese) und 2.1 (Plattenarthrodese) wurden ausgeschlossen, weil sie zu Anfang der Versuche an der proximalen Tibia gebrochen sind. Daraufhin wurde der Schlitten der Versuchsvorrichtung entfernt (siehe S. 22). Des Weiteren wurden die Präparate 1.3 (Schraubenarthrodese) und 2.5 (Plattenarthrodese) wegen Beschädigung bei der Präparation ausgeschlossen. Es wurde kein Versagen bei den Präparaten mit der Plattenarthrodese während der Versuche festgestellt. Drei Präparate mit der Schraubenarthrodese haben bei Lockerung der Schrauben versagt (Tab. 5).

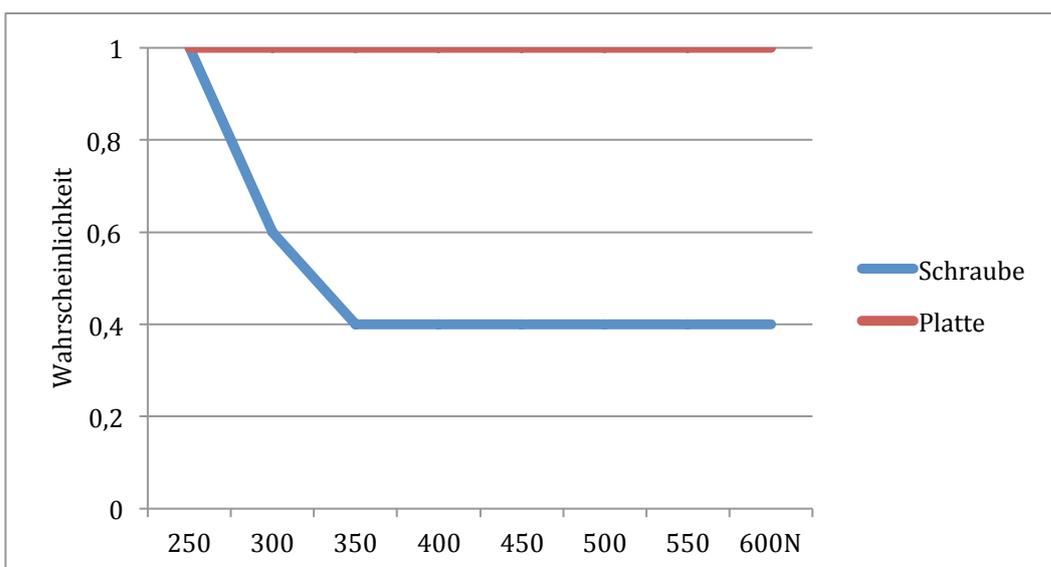
Das Versagen der Präparate im Vergleich der beiden Osteosynthesen ist mit Hilfe der Kaplan-Meier-Überlebenskurve grafisch dargestellt (Abb. 25).

**Tabelle 5:** Übersicht über den Versuchsablauf der Kunstknochenpräparate

Präparat	ausgeschlossen	versagt	Laststufe	Grund
1.1 S	x			
1.2 S		x	300N	Lockerung von drei Schrauben
1.3 S	x			
1.4 S				
1.5 S		x	350N	Lockerung von drei Schrauben
1.6 S				
1.7 S		x	300N	Lockerung von drei Schrauben
2.1 P	x			
2.2 P				
2.3 P				
2.4 P				
2.5 P	x			
2.6 P				
2.7 P				

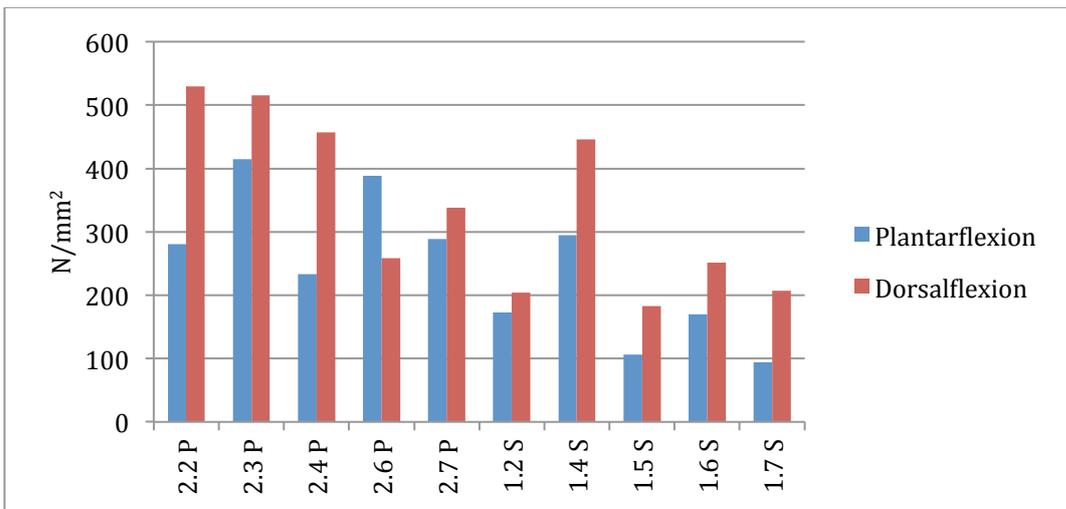
S = Schraubenarthrodese, P= Plattenarthrodese

**Abbildung 25:** Kaplan-Meier-Überlebenskurve der zyklischen Tests der Kunstknochenpräparate 250-600N

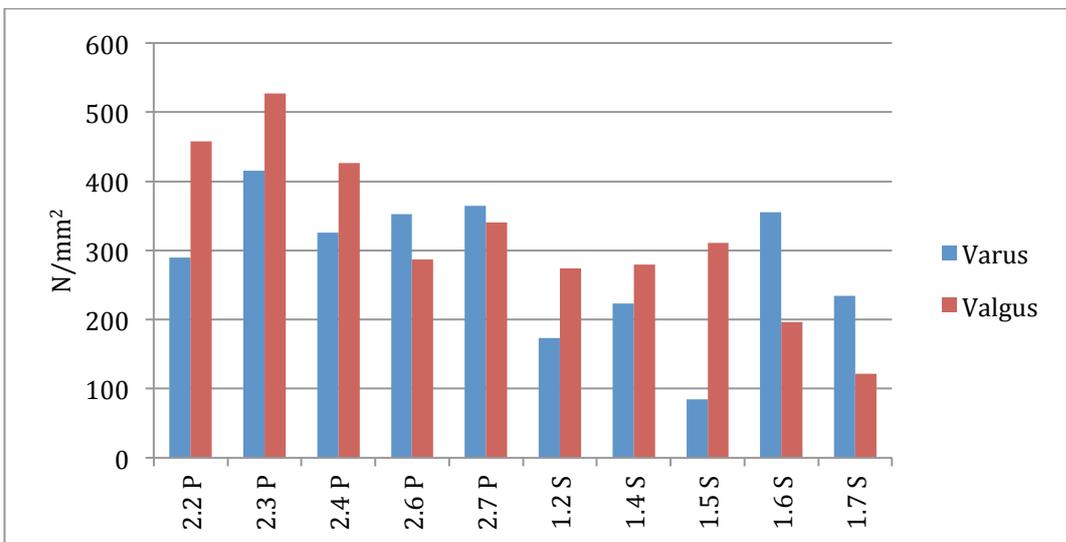


Die berechnete Steifigkeit einzelner Proben der jeweiligen Osteosynthese kann den folgenden Diagrammen entnommen werden (Abb. 26, 27). Die Zusammenfassende Darstellung ist in der Abb. 28 und 29 zu finden.

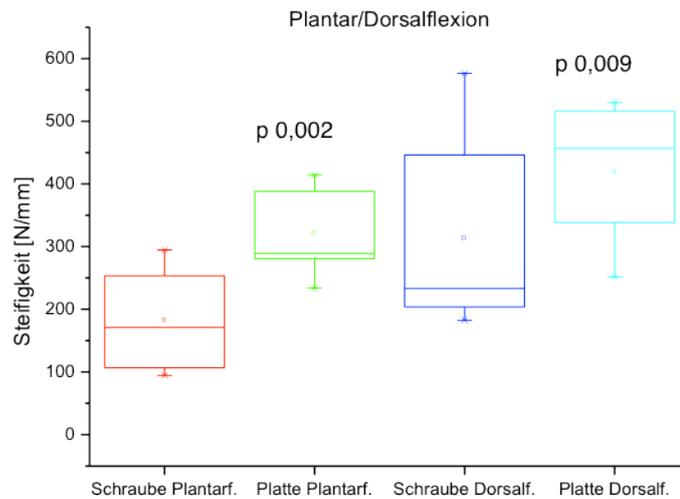
**Abbildung 26:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung der Kunstknochen Präparate in Dorsal-/Plantarflexion



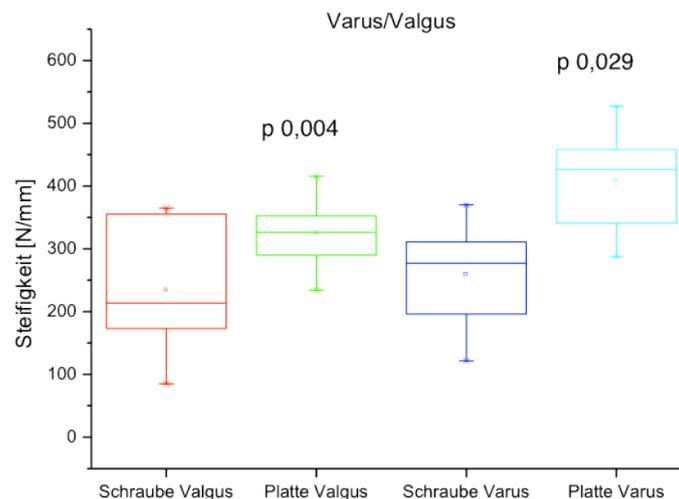
**Abbildung 27:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung der Kunstknochen Präparate in Varus/Valgus



**Abbildung 28:** Grafische Darstellung (Boxplot) der Steifigkeitsberechnung der Kunstknochen Präparate in Dorsal-/Plantarflexion



**Abbildung 29:** Grafische Darstellung (Boxplot) der Steifigkeitsberechnung der Kunstknochen Präparate in Varus/Valgus



Bei der statistischen Analyse der Steifigkeit der beiden Osteosynthesen bestand ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Plattenosteosynthese in der Plantar- (p 0,002) und Dorsalflexion (p 0,009) sowie in Valgus- (p 0,004) und Varus-Richtung (p 0,029).

### 4.3 Ergebnisse der biomechanischen Messung an humanen Präparaten

Insgesamt hat während der Messung in fünf von neun Schraubenarthrodese-Präparaten die Osteosynthese versagt. Weitere drei Präparate mit der Schraubenarthrodese haben während der Dauertestung über 3000 Zyklen mit 500N versagt. Von den Präparaten mit der Plattenarthrodese hat ein Präparat (3.2) von 9 Präparaten bei der Dauertestung mit 500N versagt. Das Präparat 6.2 (Plattenarthrodese) konnte auf Grund eines nicht orthograden distalen Zementzylinders nur in Dorsal-/Plantarflexion getestet werden und wurde ausgeschlossen. Bei dem Präparat 5.1 (Schraubenarthrodese) wurden die Messdaten auf Grund eines Computerfehlers nicht aufgezeichnet (Tab. 6).

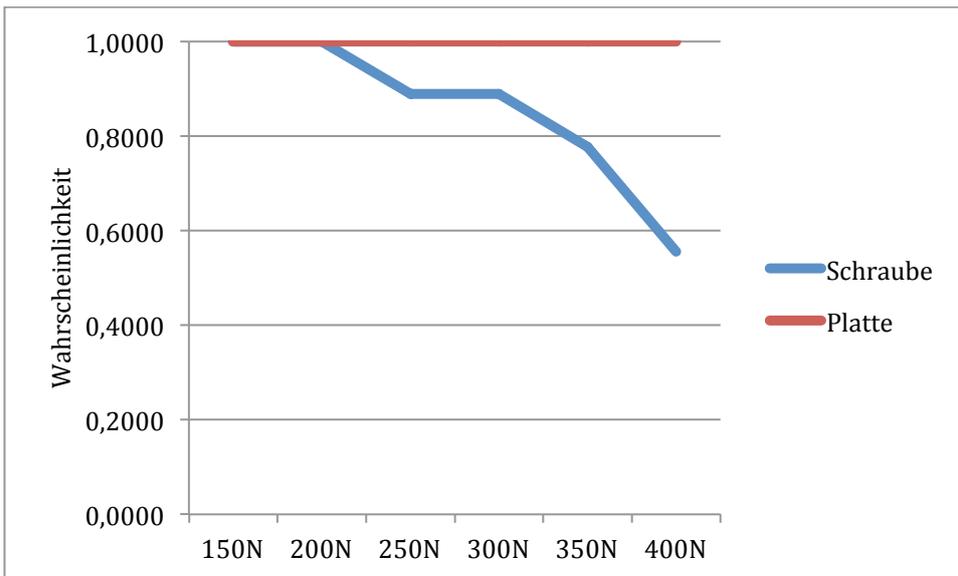
**Tabelle 6:** Übersicht über den Versuchsablauf der humanen Präparate

Nr.	ausgeschlossen	versagt	Laststufe	Zyklenzahl Dauertest	Grund
1.1S		x	400N		Lockerung von 3 Schrauben
1.2P					
2.1P					
2.2S		x	400N		Lockerung von 3 Schrauben
3.1S				300	Lockerung von 2 Schrauben
3.2P				350	Lockerung der 2 Zug- schrauben
4.1S				350	Lockerung von 3 Schrauben
4.2P					
5.1S	x				
5.2P					
6.1S		x	250N		Lockerung von 3 Schrauben
6.2P	x				
7.1P					
7.2S		x	400N		Lockerung von 3 Schrauben
8.1S				500	Lockerung von 3 Schrauben
8.2P					
9.1S		x	400N		Lockerung von 3 Schrauben
9.2P					

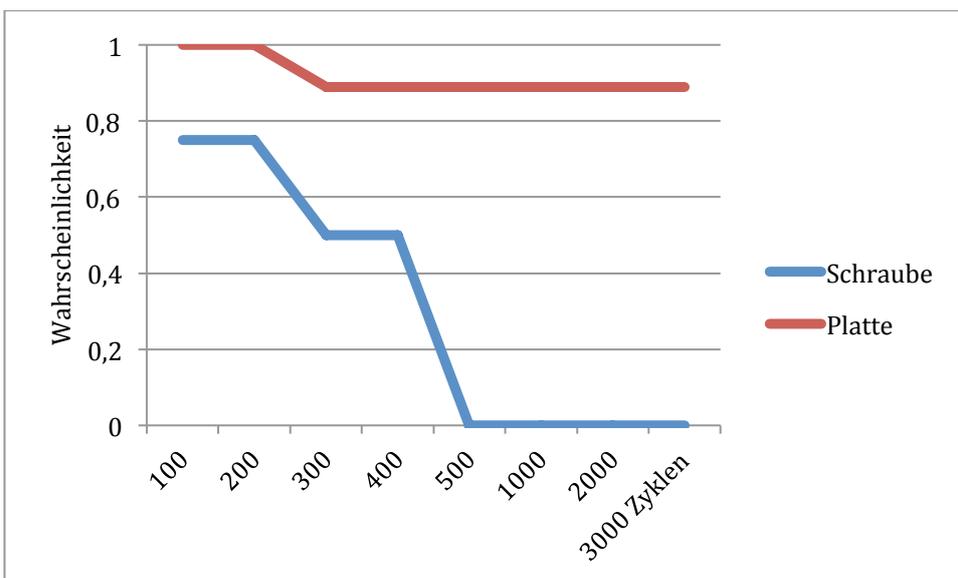
(Nr. = Präparatnummer, P = Plattenarthrodese, S = Schraubenarthrodese)

Das Versagen der Präparate im Vergleich der beiden Osteosynthesen ist mit Hilfe der Kaplan-Meier-Überlebenskurve grafisch dargestellt (Abb. 30, 31).

**Abbildung 30:** Kaplan-Meier-Überlebenskurve der zyklischen Tests der humanen Präparate 150-400N

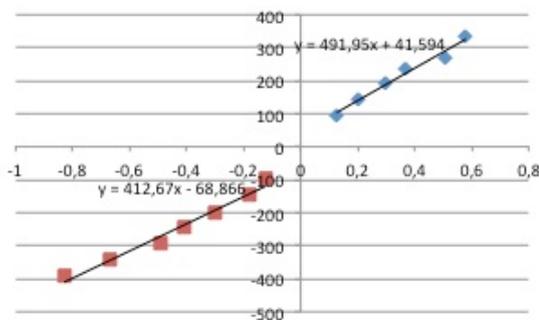


**Abbildung 31:** Kaplan-Meier-Überlebenskurve des zyklischen Belastungstests der humanen Präparate mit 500N

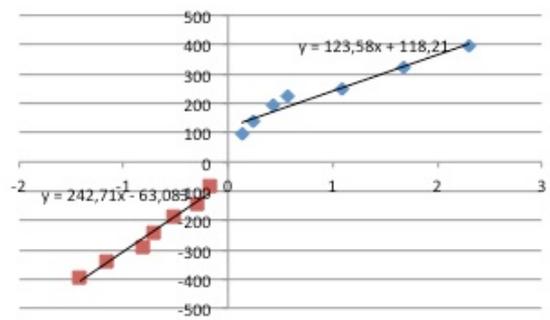


Die folgende Grafik demonstriert am Beispiel der Präparate 9.2 (Plattenarthrodese) und 9.1 (Schraubenarthrodese) die Steifigkeitsanalyse. Es besteht ein linearer Zusammenhang zwischen Kraft und Weg bei dem Präparat 9.2 und es tritt kein Versagen während der Testung auf. Bei dem Präparat 9.1 trat bei ca. 250N in Dorsal-/Plantarflexion und bei ca. 300N in Varus/Valgus Richtung das Versagen ein. Die Sollkräfte konnten nicht mehr erreicht werden bei stetiger Zunahme des Wegs (Abb. 32).

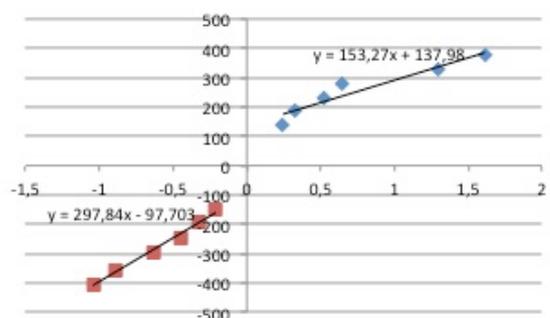
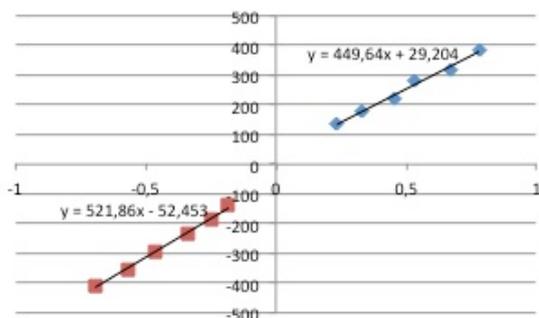
**Abbildung 32:** Die Abbildung demonstriert die Steifigkeitsanalyse an dem Beispiel der Präparate 9.2 und 9.1 (Y-Achse: N, X-Achse: mm)



Nr. 9.2 (Plattenarthrodese)

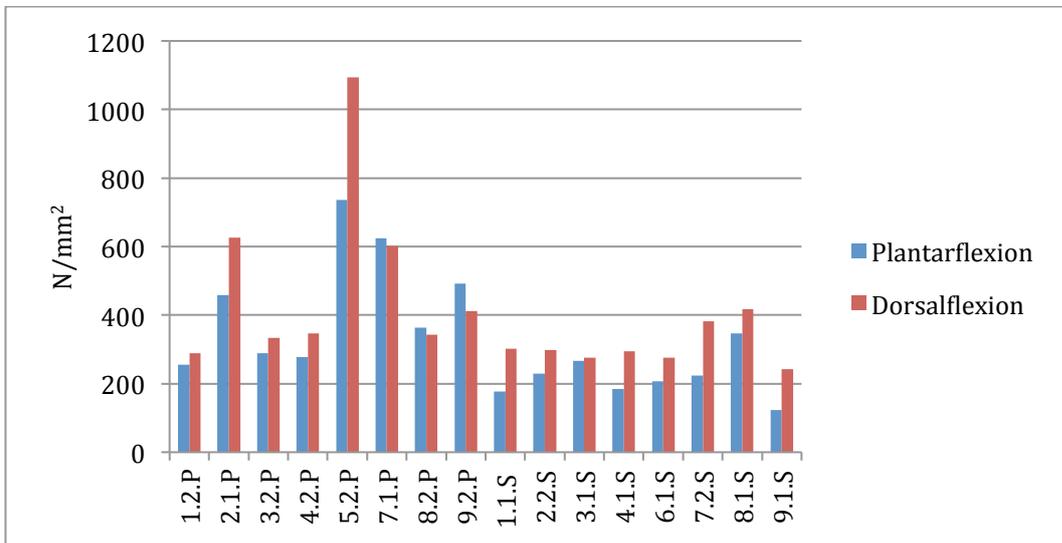


Nr. 9.1 (Schraubenarthrodese)

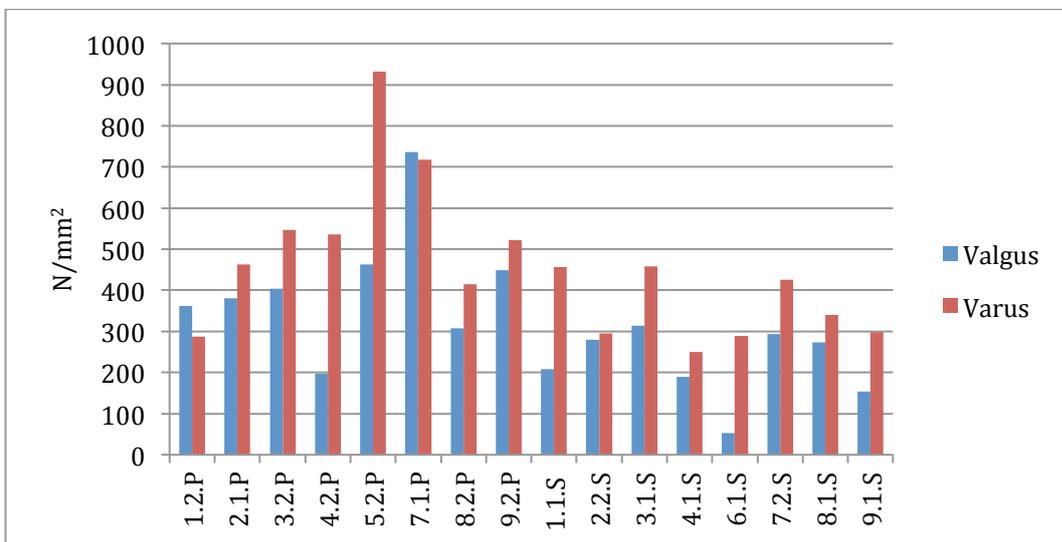


Die berechnete Steifigkeit einzelner Proben der jeweiligen Osteosynthese kann den folgenden Diagrammen entnommen werden (Abb. 33, 34). Die Zusammenfassende Darstellung ist in der Abb. 35 und 36 zu finden.

**Abbildung 33:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung der humanen Präparate in Dorsal-/Plantarflexion

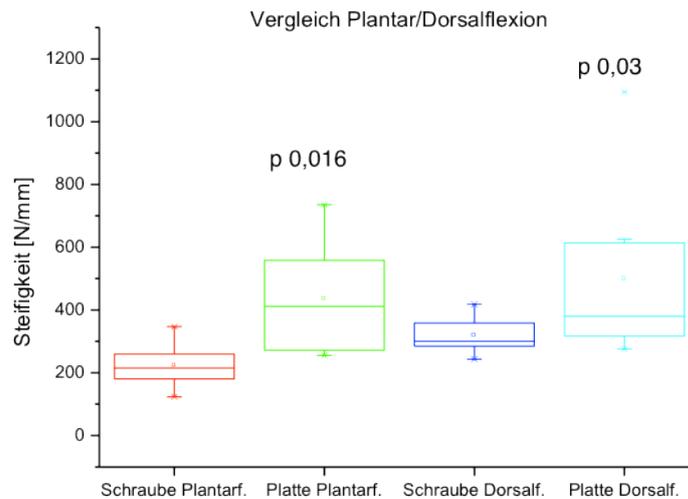


**Abbildung 34:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung der humanen Präparate in Varus/Valgus

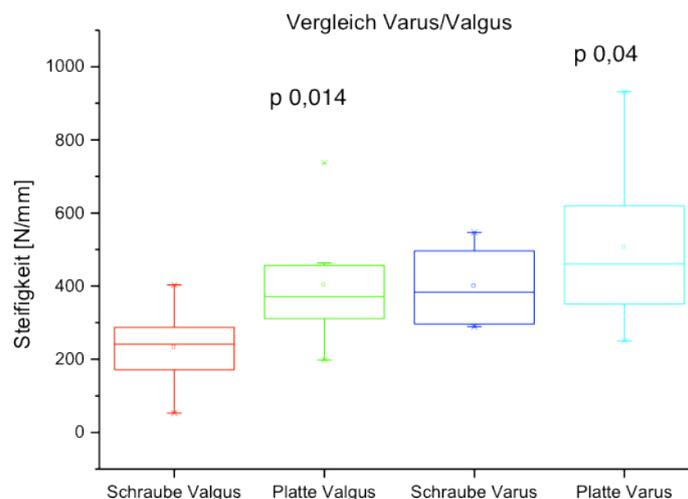


Bei der statistischen Analyse der Steifigkeit der beiden Osteosynthesen bestand ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Plattenosteosynthese in Plantar- (p 0,016) und Dorsalflexion (p 0,03) sowie in Valgus- (p 0,014) und Varus-Richtung (p 0,04) (Abb. 35, 36).

**Abbildung 35:** Vergleichende Darstellung der Steifigkeit in Boxplots der Plattenarthrodese und der Schraubenarthrodese in Dorsal-/Plantarflexion



**Abbildung 36:** Vergleichende Darstellung der Steifigkeit in Boxplots der Plattenarthrodese und der Schraubenarthrodese in Varus-/Valgus



#### 4.4 Ergebnisse der Knochendichtemessung

Es bestand kein signifikanter Unterschied bezüglich der ermittelten Knochendichtewerte zwischen den Präparaten mit der Schrauben- und Plattenarthrodese. Die einzelnen Werte können der Tabelle 7 entnommen werden.

**Tabelle 7:** Werte der ermittelten Knochendichte der humanen Präparate

Schrauben	g/cm <sup>3</sup>	Platte	g/cm <sup>3</sup>
1.1	0,38	1.2	0,49
2.2	0,70	2.1	0,84
3.1	0,42	3.2	0,50
4.1	0,41	4.2	0,73
5.1	1,10	5.2	1,09
6.1	0,44	6.2	0,56
7.2	1,09	7.1	1,07
8.1	0,50	8.2	0,68
9.1	0,54	9.2	0,33
<b>Mittel</b>	<b>0,62</b>		<b>0,70</b>
<b>p</b>	<b>0,16</b>		

#### 4.5 Ergebnisse der biomechanischen Messung in Korrelation zu der Knochendichtemessung

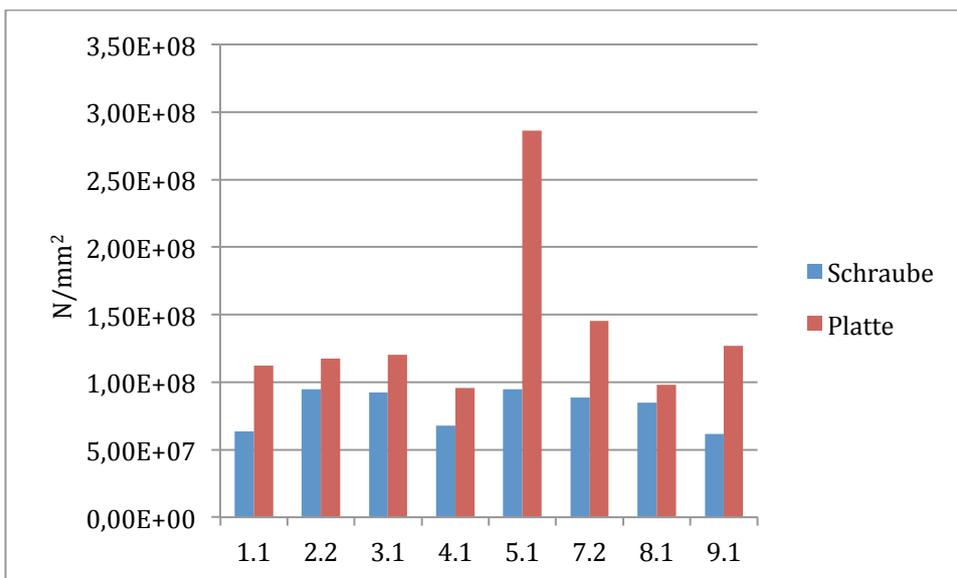
Die Pearson-Korrelationsberechnung erbrachte für die Plattenarthrodese einen linearen Zusammenhang zwischen der Steifigkeit und der ermittelten Knochendichte in Richtung Dorsal- und Plantarflexion ( $r$  (DF)=0,7;  $r$  (PF)=0,8) sowie eine moderate Korrelation in Varus-Richtung ( $r=0,6$ ). Zwischen der Steifigkeit der Schraubenarthrodese und der Knochendichte bestand keine Korrelation.

#### 4.6 Ergebnisse der optischen Messung an humanen Präparaten

Das Präparat 6.2 (Plattenarthrodese) wurde entsprechen der Messung mit der Prüfmaschine auf Grund eines nicht orthograden distalen Zementzylinders ausgeschlossen. Wegen eines Computerfehlers wurden die Daten der optischen Messung des Präparats 6.1 nicht aufgezeichnet und konnten somit nicht ausgewertet werden.

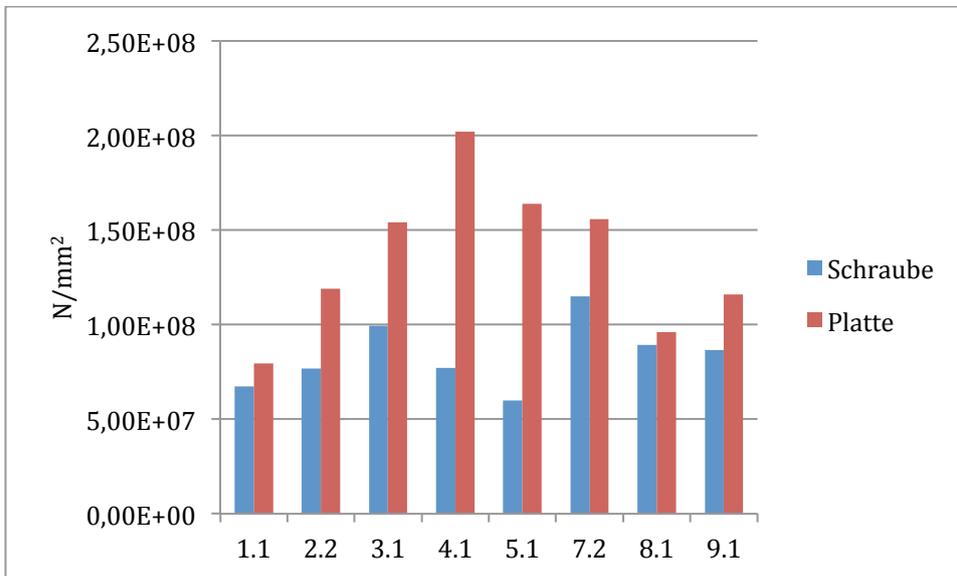
In der statistischen Analyse ergab sich ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Plattenarthrodese in der dorsoplantaren Richtung ( $p$  0,026) (Abb. 37).

**Abbildung 37:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung im Bereich der Arthrodese (C0/C1) der humanen Präparate in Dorsal-/Plantarflexion



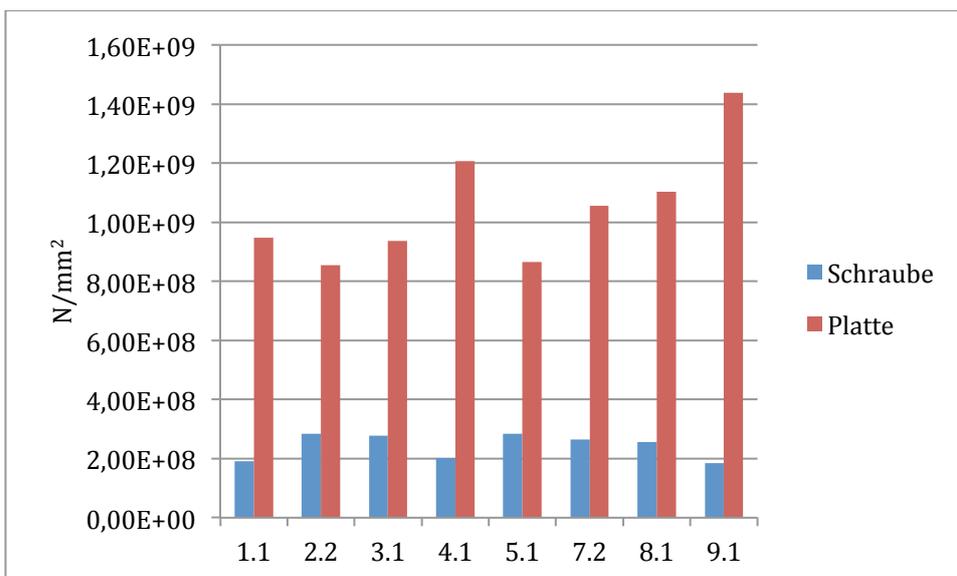
Die Auswertung der Ergebnisse in der Varus/Valgus Richtung zeigt ebenfalls einen statistisch signifikanten Unterschied zu Gunsten der Plattenarthrodese ( $p$  0,024) (Abb. 38).

**Abbildung 38:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung im Bereich der Arthrodesis (C0/C1) der humanen Präparate in Varus/Valgus



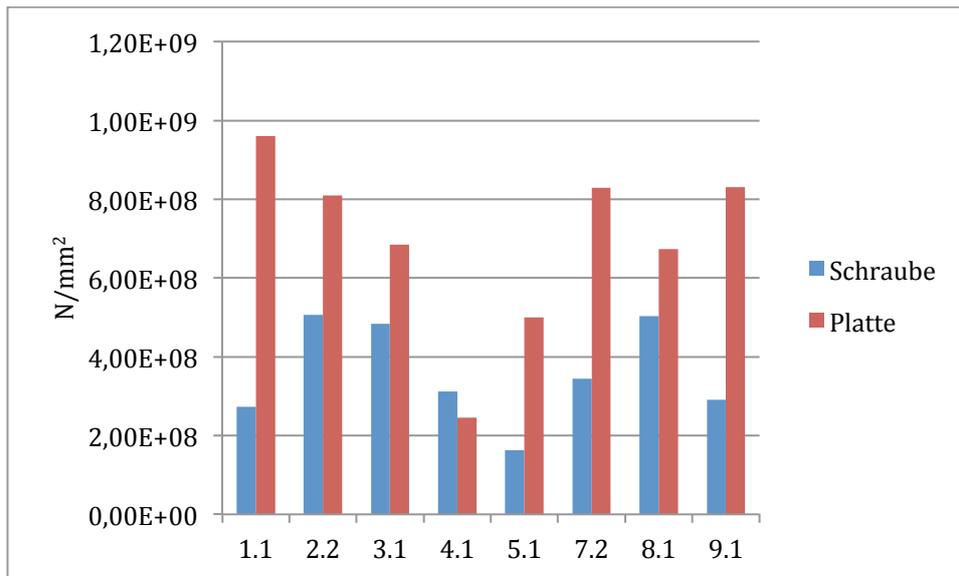
Die Auswertung der Daten der Steifigkeit im Bereich der Tibia (C1/C2) in Dorsal-/Plantarflexion zeigt erwartungsgemäß eine signifikant höhere Steifigkeit der Plattenarthrodesis (Abb. 39).

**Abbildung 39:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung im Bereich der Tibia (C1/C2) der humanen Präparate in Dorsal-/Plantarflexion



Die Auswertung der Daten der Steifigkeit im Bereich der Tibia (C1/C2) in Varus/Valgus Richtung zeigt vergleichbar zu den Ergebnissen in Dorsal-/Plantarflexion eine signifikant höhere Steifigkeit der Plattenarthrodese (Abb. 40).

**Abbildung 40:** Grafische Darstellung der Steifigkeitsberechnung im Bereich der Tibia (C1/C2) der humanen Präparate in Varus/Valgus

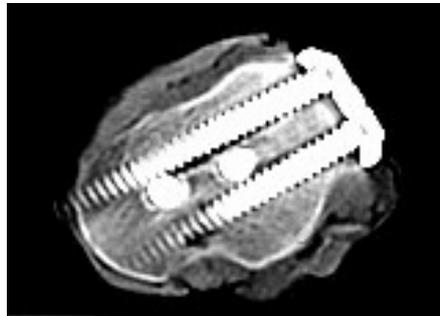


#### 4.7 Ergebnisse der computertomografischen Analyse der Implantatlage

Mittels der Computertomografie wurde die Implantatlage beider Arthrodesen untersucht. Bei keinem der Präparate mit der Schrauben- bzw. Plattenarthrodese bestand eine Implantatfehlage.

Die Analyse der Implantatlage bei den Präparaten mit der Plattenarthrodese zeigte, dass die Verankerung der distalen winkelstabilen Schrauben und der beiden Zugschrauben über den Taluskorpus und Talushals im Taluskopf in fünf Präparaten realisiert wurde (Abb. 41).

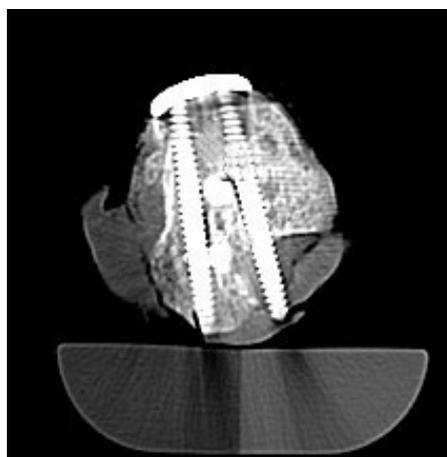
**Abbildung 41:** Koronares CT-Schnittbild durch den Talus eines humanen Präparats mit der Plattenarthrodese



In den Präparaten 1.2, 3.2, 5.2 lagen die laterale distale winkelstabile Schraube im Bereich des Talushalses und Taluskopfes teilweise extraossär (Abb. 42). Ähnliches Ergebnis bestand bei dem Präparat 9.2. Allerdings wurde hier gleich eine kürzere Schraube verwendet, sodass auch hier die Verankerung der lateralen winkelstabilen Schraube im Taluskorpus bestand. Diesbezüglich bestand kein statistischer Unterschied hinsichtlich der Steifigkeit zwischen den Präparaten.

In allen Präparaten wurden die beiden Zugschrauben zwischen den beiden talaren winkelstabilen Schrauben im Taluskopf positioniert.

**Abbildung 42:** Koronares CT-Schnittbild durch den Talus mit am Taluskopf extraossär liegenden lateralen winkelstabilen Schraube



#### 4.8 Klinische Ergebnisse

Im Rahmen einer prospektiven Studie wurden 19 Patienten an der Orthopädischen Klinik des Departments für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des UKH mit der posterolateralen Plattenarthrodese versorgt. Davon waren sechs posttraumatische OSG-Arthrosen, zwei sekundäre Arthrosen bei rheumatoider Arthritis, zwei sekundäre OSG-Arthrosen nach abgelaufener Osteochondrosis dissecans und neun Patienten mit einer neuromuskulären Erkrankung (fünf Patienten mit HSMN, ein Patient mit critical illness Syndrom nach Schweinegrippeinfektion, ein Patient mit Morbus Recklinghausen, zwei Patienten mit Polyneuropathie) (Tab. 8). Zwei Patienten waren Raucher. Vier Patienten hatten einen insulinpflichtigen Diabetes mellitus Typ 2. Bei fünf Patienten bestand eine Osteoporose und sechs Patienten wiesen ein postthrombotisches Syndrom auf. Die einzelnen Risikofaktoren, die zum Teil in Kombination auftraten, können der Tab. 9 entnommen werden.

**Tabelle 8:** Indikationen für OSG-Arthrodese

<b>Indikation</b>	<b>Patientenzahl</b>	<b>Prozent</b>
Posttraumatische Arthrose	6	31,6
Rheumatoide Arthritis	2	10,5
Sekundäre Arthrose nach osteochondralem Defekt	2	10,5
Sekundäre Arthrose bei neuromuskulärer Erkrankung	9	47,4
Insgesamt	19	100

**Tabelle 9:** Risikofaktoren bei den untersuchten 19 Patienten

<b>Risikofaktoren</b>	<b>Patientenzahl</b>	<b>Prozent</b>
Vorherige Operationen am OSG	11	57,9
Diabetes mellitus	4	21
Raucher	2	10,5
Neuromuskuläre Erkrankung, diabetische Neuropathie	13	68,4
Postthrombotisches Syndrom	6	31,6
Osteoporose	5	26,3

Es waren acht Frauen und zehn Männer mit einem Durchschnittsalter von 60,5 Jahren. Der durchschnittliche Body Mass Index betrug 31,4 kg/m<sup>2</sup>. Ein Patient mit Morbus Recklinghausen und eingeschränkter Compliance erlitt 2 Wochen postoperativ einen Treppensturz. Dabei kam es zum Ausriss der Plattenosteosynthese. Die Revision wurde mit einer Calcaneocruralenarthrodese durchgeführt. Dieser Patient wurde aus der Untersuchungsreihe ausgeschlossen.

Alle Patienten (18) konnten sechs Wochen und drei Monate postoperativ klinisch und radiologisch untersucht werden. Davon wurden insgesamt 12 Patienten ein Jahr postoperativ untersucht. Bei weiteren sechs Patienten wurde eine Computertomografie zur Beurteilung der Durchbauung drei Monate postoperativ durchgeführt.

Bei insgesamt sechs Patienten war eine Spongiosaplastik erforderlich. Siebzehn Patienten wurden im Arthrodesestiefel mit Vollbelastung für sechs Wochen postoperativ nachbehandelt. Ein Patient mit HSMN und unsicherer Compliance wurde im Unterschenkelgipsverband mit 20 kg Teilbelastung für sechs Wochen mobilisiert. Der AOFAS-Score verbesserte sich von durchschnittlich 35 (32-42) auf 83,2 (72-92) Punkte drei Monate postoperativ und auf 87,4 Punkte ein Jahr postoperativ.

Es traten zwei revisionsbedürftige Komplikationen auf. Dabei handelte es sich jeweils um eine oberflächliche Wundheilungsstörung im Zugangsbereich bei einem Diabetiker mit bestehender Polyneuropathie und einem mehrfach am Sprunggelenk voroperierten Patienten mit posttraumatischer OSG-Arthrose. Hier erfolgte eine Mesh-Graft Deckung bzw. sekundärer Wundverschluss mit jeweils problemloser Heilung.

#### **4.9 Radiologische Ergebnisse**

Die einzelnen Werte der Rückfußachse und der tibiotalaren bzw. tibioalcanearen Winkel können der Tabelle 10 entnommen werden.

Im statistischen Vergleich bestand ein signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen und postoperativen Werten der Rückfußachse (p 0,0003), des tibiotalaren (p 0,000003) und des tibioalcanearen Winkels (p 0,005). In allen Fällen konnte eine orthograde Rückfußachse hergestellt werden. Eine postoperative Spitzfußfehlstellung bestand in keinem der Fälle. In allen Fällen kam es klinisch und radiologisch 12 Wochen postoperativ zu einer Durchbauung der Arthrodesese.

**Tabelle 10:** Prä- und postoperativen Werte der Rückfußachse, des tibiotalaren Winkels und des tibiocalcarearen Winkels

Pat.	RFA prä (°)	RFA post (°)	TCW prä (°)	TCW post (°)	TTW prä (°)	TTW post (°)
1	26 varus	0	87	70	53	79
2	1 valgus	2 valgus	79	70	45	62
3	7 varus	0	72	69	62	70
4	4 valgus	3 valgus	70	70	60	70
5	6,9 valgus	4 valgus	58	68	68	76
6	15 varus	0	75	61	66	75
7	17 varus	1 varus	82	51	48	82
8	18 varus	3 varus	73	69	64	70
9	12 varus	0	81	67	50	70
10	33 varus	2 varus	80	69	55	71
11	13 varus	0	76	70	46	60
12	5 varus	1 valgus	80	65	58	76
13	7 valgus	4 valgus	58	68	68	76
14	38 varus	3 varus	52	52	77	85
15	28 varus	3 varus	72	62	62	78
16	22 varus	0	81	71	55	70
17	14 varus	0	75	66	56	78
18	1 valgus	1 valgus	51	51	73	74
19	17 varus	0	74	65	64	77
<b>Mittel</b>	<b>12,8 varus</b>	<b>0,06 valgus</b>	<b>72,42</b>	<b>64,93</b>	<b>59,47</b>	<b>73,63</b>
<b>p</b>		<b>0,0003</b>		<b>0,005</b>		<b>0,0000003</b>

## 5 Diskussion

Das obere Sprunggelenk ist durch seinen komplexen anatomischen Aufbau in einem hohen Maß für Verletzungen anfällig [1]. Dabei sind Bandverletzungen, gefolgt von distalen Fibulafrakturen, Pilon tibiale Frakturen und Talusfrakturen, mit Abstand die häufigsten Verletzungsformen des OSG [3]. Die verbleibenden Gelenkinkongruenzen und Achsdeformitäten können nach einer stattgehabten Fraktur zu einer posttraumatischen Arthrose führen. Nicht zu vernachlässigen ist aber auch die Tatsache, dass akute Bandverletzungen in 10-40% der Fälle in eine chronische Instabilität des OSG übergehen und damit zur Entwicklung der Arthrose beitragen [4].

Der endoprothetische Ersatz des OSG ist trotz seiner zunehmenden Anwendung und der ermutigenden Ergebnisse nicht universell einsetzbar. Bei ausgedehnten knöchernen Defekten kann die Verankerung der OSG-Endoprothese häufig schwierig bis unmöglich sein [47]. Werden die Kontraindikationen zur OSG-Endoprothese berücksichtigt, so bleiben die erheblichen, operativ nicht wiederherstellbaren ligamentären Instabilitäten sowie die neurogenen Deformitäten der Arthroese vorbehalten [5, 7, 47, 51, 52, 54-57].

Die Vielfalt der angewendeten Arthrodesetechniken mit unterschiedlichen Ergebnissen unterstreicht, dass die OSG-Arthroese immer noch eine operationstechnische Herausforderung darstellt und dass keine Universalmethode etabliert ist [6]. Einigkeit besteht in Hinsicht auf die Forderung von vitalen, spongiösen Arthrodeseflächen, Kompression der Arthrodeseflächen und stabiler Osteosynthese [7, 72, 77, 78].

Die tibiototalcanare Arthroese mit einem retrograden Nagel wird in Situationen mit ausgeprägten ossären Defekten zur Steigerung der Primärstabilität eingesetzt [122-124]. Allerdings erfordert diese Technik die Fusion des häufig intakten Subtalargelenks, welches die Beweglichkeit des unteren Sprunggelenks beeinträchtigt und zur Steigerung der Belastung des Tarsus führt [65, 125]. Eine isolierte tibiotolare Arthroese mit einem Kompressionsnagel wurde von Mückley beschrieben [66]. Ein Vorteil dieser Methode besteht in der isolierten Versorgung des OSG ohne das Subtalargelenk zu versteifen. Allerdings konnte sich diese technisch anspruchsvolle Methode nicht durchsetzen [67]. Oft wird die isolierte Arthroese des

OSG mittels Schrauben und/oder Platten favorisiert [126].

Somit ist die am häufigsten angewendete Technik zur OSG-Arthrodeese nach wie vor die Schraubenarthrodeese [7, 72]. Sie wird in zahlreichen Variationen mit zwei bis fünf Schrauben beschrieben [7, 72, 84, 85]. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die biomechanischen, radiologischen und klinischen Ergebnisse nach einer posterolateralen OSG-Plattenarthrodeese mit dem aktuellen Standard-Verfahren - der Schraubenarthrodeese - verglichen.

Der in dieser Arbeit angewendete Versuchsaufbau ist mit denen anderer biomechanischer Studien zur OSG Arthrodeese vergleichbar [67, 85, 106]. Im Gegensatz zu der biomechanischen Arbeit von Richter et al. 2014 wurde bei der Prüfvorrichtung der Schlitten, der zur Vermeidung von Schubbelastungen vorgesehen war, wegen regelmäßig aufgetretenen Tibiabrüchen entfernt. Damit kann nicht ausgeschlossen werden, dass zusätzliche Schubkräfte, trotz der genauen Ausrichtung der Präparate und der Prüfvorrichtung in der Prüfmaschine, aufgetreten sind. Da alle Präparate mit derselben Testvorrichtung getestet wurden, kann von vergleichbaren Ergebnissen ausgegangen werden.

Die Kunstknochenversuche wurden den Versuchen mit humanen Präparaten vorgeschaltet und dienten der Etablierung des Testprogramms. Bei Vorversuchen mit den Kunstknochen bestand kein Anspruch auf Vergleichbarkeit zu den humanen Präparaten. Aus diesem Grund wurden keine Composite-Kunstknochenmodelle gewählt, sondern die Polyurethanschaummodelle eingesetzt. Diese Knochenmodelle werden auch von anderen Autoren verwendet [67, 128] und als osteoporotisches Knochenmodell bezeichnet [129].

Bei den humanen Präparaten standen jeweils beide Unterschenkel eines Körperspenders zu Verfügung. Damit waren für beide Arthrodeeseverfahren Präparate mit vergleichbarer Knochenqualität vorhanden. Die humanen Präparate waren bezüglich der ermittelten Werte für die Knochendichte mit anderen biomechanischen Studien am Rückfuß vergleichbar [108, 127, 130]. Unter Berücksichtigung der ermittelten Knochendichtewerte, des Alters der Knochenspender (61-95) und dem hohen Anteil an weiblichen Körperspendern (6 Frauen, 3 Männer) sind die Präparate von reduzierter Knochenqualität und können als osteoporotisch bezeichnet werden. Um die intraindividuellen Schwankungen der Knochenqualität auszugleichen, wurde die Zuordnung des jeweiligen Arthrodeese-

Verfahrens zum rechten oder linken OSG entsprechend einer Randomisierungsliste getroffen.

Bei der Testung der Kunstknochen- und humanen Präparaten zeigte die Plattenarthrodese signifikant höhere Steifigkeit als die Schraubenarthrodese. Es bestand ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Plattenarthrodese in Richtung der Plantar-, Dorsalflexion, Valgus- und Varus-Richtung. Um eine Vergleichbarkeit zwischen den Arthrodesetechniken zu wahren, wurde auf die Verschraubung der Fibula bei beiden Arthrodesen verzichtet. Die Schraubenarthrodese kann grundsätzlich durch die Ausräumung der Syndesmose und Verschraubung der Fibula in Valgus-Richtung stabilisiert werden [7]. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen aber, dass bei der Plattenarthrodese auf diesen Schritt verzichtet werden kann.

Als Versagensmechanismus zeigte sich bei der Schraubenarthrodese regelhaft eine Lockerungen der Schrauben mit konsekutiver Erweiterung des Arthrodesespalts. Die Insuffizienz der Osteosynthese konnte bei Zunahme des Wegs und dem Nicht-Erreichen der Soll-Laststufe nachvollzogen werden. Bei der Plattenarthrodese versagte nur ein Präparat. Hierbei konnte eine Lockerung der beiden Zugschrauben und Erweiterung des Arthrodesespalts im ventralen Aspekt des OSG beobachtet werden. Nach Lockerung der beiden Zugschrauben besteht grundsätzlich zwischen den festen winkelstabilen Verankerungen talar und tibial eine Schwingstrecke (55 mm), die durch die Elastizität des Implantats und Festigkeit des Knochens limitiert ist. Während der biomechanischen Testung kam es bei keinem der Implantate zu einer sichtbaren plastischen Verformung, Implantatbruch oder Implantatausriss. Das bei 350 Zyklen (Dauertest mit 500N) versagte Präparat mit der Plattenarthrodese (Präparat Nr. 3.2) wies einen der schlechtesten Knochendichtewerte ( $0,5 \text{ g/cm}^3$ ) auf. Das paarige Präparat mit der Schraubenarthrodese versagte ebenfalls frühzeitig bei 300 Zyklen des Versagenstests mit 500N.

Die Stabilität der Plattenarthrodese wird auch durch die ermittelte Versagensrate unterstrichen. Bei den Kunstknochenversuchen lag die Versagensrate der Plattenarthrodese bei 0%, dagegen bei der Schraubenarthrodese bei 75%. Bei den humanen Präparaten betrug die Versagensrate während des Testprogramms bis 400N bei der Plattenarthrodese 0% und bei der Schraubenarthrodese 62,5%. Bei dem Test mit 500N über 3500 Zyklen versagten 100% der Schraubenarthrodesen

gegen 12,5% (eins von acht Präparaten) der Plattenarthrodesen.

Bei der Interpretation der Ergebnisse der biomechanischen Tests muss zwischen der Steifigkeit nahe dem Arthrodesespalt und der Steifigkeit des gesamten Knochenimplantatkonstrukts differenziert werden. Dabei hat die Größe des Implantats einen Einfluss auf die Ergebnisse. Die Prüfmaschinendaten spiegeln ausschließlich die Steifigkeit des Gesamtkonstrukts wieder [85]. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Arbeit eine optische Messung angewendet. Damit war eine unabhängige Messung der Relativbewegungen in der unmittelbaren Umgebung des Arthrodesenspalts möglich.

Einige Autoren verwenden ein 3D-Ultraschall-Bewegungsanalyse-System im Rahmen ihrer biomechanischen Untersuchungen [105, 131-133]. Das entsprechende 3D-Ultraschall-Bewegungsanalyse-System stand für die Versuche dieser Arbeit nicht zur Verfügung. Das Prinzip der Messung basiert auf der Laufzeitmessung von Ultraschallimpulsen, die von Sendern zu einem mit Mikrofonen ausgestattetem Gerät übertragen werden. Um eine Messung durchführen zu können sind pro Messpunkt drei Sender erforderlich. Während der Messung muss darauf geachtet werden, dass die Reichweite der Sender nicht überschritten wird, die Sender einander nicht überlappen und die Emission der Ultraschallwellen nicht gestört wird. Des Weiteren ist auf eine sichere Verankerung der Sender im Knochen zu achten. Bei diesem Messsystem erschienen die Verankerungsmöglichkeiten in der Nähe des Arthrodesenspalts der Plattenarthrodesen problematisch. Die früheren Erfahrungen mit dem System haben gezeigt, dass der Informationszugewinn durch die 3-D-Messung im Vergleich zu 2-D-Messung gering war.

In der vorliegenden Arbeit kam das am Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik IWM in Halle(Saale) von Dipl.-Ing. Thomas Hanke entwickelte optische Messsystem zur Anwendung. Die mit einer speziell ausgestatteten Kamera aufgenommenen Bilder wurden in Echtzeit durch die Software OpenVidTens2D verarbeitet, die eine Verfolgung und Vermessung von kreisförmigen Markierungen in Bildern ermöglicht. Die aufgezeichneten Ellipsenkoordinaten sind dabei sub-pixel-genau. Ein großer Vorteil des Messsystems ist die Unempfindlichkeit auf Störeinflüsse, wie wechselnde Beleuchtung, geringer Kontrast oder Bildrauschen sowie seine schnelle Verfügbarkeit. Als Marker dienen punktförmige Markierungen z.B. auf Reißzwecken oder aus Tonpapier. Nach dem einmaligen sicheren Anbringen der Marker waren

keine weiteren Arbeitsschritte erforderlich. Die Berechnung der Steifigkeit erfolgte mit Hilfe der Balkentheorie erster Ordnung. Die Balkentheorie ist ein verbreitetes Verfahren zur Berechnung von linear-elastischen Deformations- und Spannungszuständen. Bei der Balkentheorie erster Ordnung wird davon ausgegangen, dass die Balkenverformung sehr klein ist [112, 113]. Es kann angenommen werden, dass der sich dadurch resultierender Fehler vernachlässigbar klein ist, sodass die Vergleichbarkeit der Ergebnisse gegeben ist.

Nach einer intensiven Literaturrecherche gibt es wenige biomechanische Studien, die eine Plattenarthrodese im Bereich des OSG untersucht haben. Betz et al. verglichen in ihrer biomechanischen Arbeit eine Drei-Schraubenarthrodese mit einer ventralen Zwei-Plattenarthrodese und demonstrierten eine signifikant höhere Steifigkeit der Plattenarthrodese [104]. Kestner et al. führten eine biomechanische Analyse von OSG-Arthrodese mittels zwei vs. einer ventralen Platten durch. Es konnte eine signifikant höhere Steifigkeit der Zwei-Plattenarthrodese gezeigt werden [130]. O'Neill et al. haben in einer vergleichenden biomechanischen Analyse eine Überlegenheit einer lateral angebrachten winkelstabilen Plattenosteosynthese in Kombination mit einer Zugschraube gegenüber einer Nagelosteosynthese mit einer Zugschraube zur tibiototalcalcanearen Arthrodese demonstriert [91]. Tarkin et al. zeigten ebenfalls eine signifikant höhere Steifigkeit der Drei-Schraubenarthrodese in Kombination mit einer ventralen LCP (low contact plate)-Platte im Vergleich zu der isolierten Schraubenarthrodese [89]. Clifford et al. demonstrierten in ihrer biomechanischen Analyse von fünf verschiedenen Arthrodesetechniken eine Überlegenheit jeweils der ventralen und lateralen Plattenarthrodese in Kombination mit einer Zugschraube [134]. Sie schlussfolgerten, dass die zusätzliche Verwendung von einer Zugschraube zu einer winkelstabilen Platte in ventraler oder lateraler Position die Steifigkeit der Arthrodese signifikant erhöht.

Den meisten biomechanischen Arbeiten ist die Verwendung einer winkelstabilen Platte mit einer oder mehreren Zugschrauben gemeinsam. Die präsentierten biomechanischen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit zeigen dazu vergleichbare Ergebnisse mit einer deutlichen Überlegenheit der Talarlock®-Plattenarthrodese gegenüber der Schraubenarthrodese. Das innovative Talarlock®-Implantat vereint im Gegensatz zu den anderen Arthrodesetechniken die Kompressionswirkung durch das Zugschraubenprinzip mit der winkelstabilen Verankerung.

Die vorgestellten biomechanischen Ergebnisse sind nicht ohne weiteres auf den klinischen Bereich übertragbar. Abgesehen von den Testbedingungen ist die fehlende Prüfung der Präparate auf Rotation hervorzuheben. Rotationskräfte entstehen in vivo durch den muskulären und ligamentären Zug und treten während des Stehens, Laufens und Treppensteigens auf. Nichtsdestoweniger zeigte die posterolaterale Plattenarthrodese gegenüber der Schraubenarthrodese deutliche biomechanische Vorteile im osteoporotischen Knochenmodell.

Eine Reihe von Autoren beschreibt eine ungenügende Rigidität und Primärstabilität der Schraubenarthrodese des OSG bei ausgeprägten Fehlstellungen des OSG, einer schlechten Knochenqualität und Osteoporose [70, 87, 88, 135]. Die Plattenarthrodese im Bereich des OSG wurde bereits von Mittelmeier et al. 1975 beschrieben. Er zeigte eine Überlegenheit der Kompressionsplatte gegenüber externen Fixationsverfahren in biomechanischer Untersuchung [68]. Mears et al. beschrieben 1991 die anteriore OSG – Plattenarthrodese mit einer Fusionsrate von 82% und empfehlen in Fällen mit einer ausgeprägten Deformität bzw. einem ausgedehnten Knochendefekt eine zusätzliche posteriore Platte [6]. Rowan et al. beschrieben 1999 eine ventrale Plattenarthrodese mit einer AO T-Platte. Es konnte eine Fusionsrate von 94% erreicht werden. Wobei in 33,3% der Fälle Komplikationen aufgetreten sind, der größter Anteil davon in Assoziation mit der Wundheilung. Bei zwei ihrer Patienten beobachteten sie drei und neun Monate nach der Plattenarthrodese des OSG eine Stressfraktur der Tibia jeweils am proximalen Ende der Osteosynthese [124]. Bei den in der vorliegenden Arbeit vorgestellten Ergebnissen kam es bei keinem der Patienten zu einer Tibiastressfraktur oder Implanatbruch.

Weitere Autoren wenden eine ventrale Plattenostesynthese in Kombination mit Zugschrauben oder einer zweiten Platte zur Arthrodese des OSG an [78, 88-90, 92]. Diese Technik erfordert einen ausgedehnten ventralen Zugang sowie gelegentlich eine Arthrotomie des Talonaviculargelenks zur besseren Einsicht. Durch die Position der Osteosynthese auf der Beugeseite des OSG ergeben sich Einschränkungen für die Nachbehandlung. Analog zu der Schraubenarthrodese, wird die Nachbehandlung im Unterschenkelcast mit Entlastung für mindestens acht Wochen empfohlen [92]. Plaass et al. beschreiben in ihrer Arbeit Ergebnisse nach einer ventralen Plattenarthrodese mit zwei winkelstabilen Platten [88]. Hierbei wird eine 100%-ige

Fusionsrate nach 13,2 Wochen angegeben. Im Durchschnitt wurden die Patienten nach der Arthrodesese für 10,2 Wochen im Unterschelcastverband oder Arthrodesestiefel immobilisiert. In 26 von 29 Patienten wurden Knochenwachstumstimulierende Mittel wie DBX (demineralized bone matrix, Synthes, Oberdorf, Schweiz) und Plättchenkonzentrat (Symphony II, Johnson & Johnson Medical AG, Speitenbach, Schweiz) sowie eine zusätzliche Kompressionschraube von der distalen Fibula in den Talus angewendet. Bei den Patienten handelte es sich in den meisten Fällen um posttraumatische Zustände. Patienten mit einer neuromuskulären Grunderkrankung wurden nicht eingeschlossen. Trotz der hervorragenden Fusionsrate, sind nicht alle Patienten anschließend schmerzfrei gewesen. Die Autoren schlussfolgern, dass die Persistenz der Beschwerden auf die Narbenbildung im Zugangsbereich zurück zu führen ist. Andere Arbeiten, die diese Technik untersuchten erreichten eine Fusionsrate von 82-95% [6, 136].

Die posterolaterale Plattenarthrodesese wurde an der Orthopädischen Klinik des Departments für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des UKH von 2011 bis 2014 bei 19 Patienten durchgeführt. Hervorzuheben ist dabei ein relativ hoher Anteil an Patienten mit einer neuromuskulären Grunderkrankung (47,4%) bzw. Neuropathie (68,4%) und vorbestehender Osteoporose (26%). In allen Fällen konnte eine präoperativ bestehende Rückfußdeformität korrigiert werden. Unter Berücksichtigung der zwei revisionspflichtigen Wundheilungsstörungen ergibt sich eine operationsassoziierte Komplikationsrate von 11,1%. Ähnlich zu der Arbeit von Plaass et al. wurde eine 100%ige Fusionsrate erreicht [88]. Allerdings wurde nur ein Implantat ohne zusätzliche Kompressionschrauben und Knochenwachstumstimulierende Mittel verwendet. Der hohe Anteil an Patienten mit einer neuromuskulären Erkrankung bzw. Neuropathie führte zu keiner Steigerung der Komplikationsrate.

Auf Grund der guten und einfachen Exposition des OSG wird der ventrale Zugang zum OSG von vielen Autoren favorisiert [6, 7, 72, 75, 78, 88, 136]. Allerdings ist der ventrale Zugang durch den dünnen Weichteilmantel und durch den Druck der Sehne des M. tibialis anterior in 7-12% der Fälle mit Wundheilungsstörungen assoziiert [65, 66, 72, 95]. Insbesondere bei vorbestehenden Narben im ventralen Bereich des OSG z. B. nach Frakturversorgung kann das Risiko der Wundheilungsstörung potenziert werden. Dagegen ist der posterolaterale Zugang zum OSG mit einem deutlich geringeren Risiko für Wundheilungsstörungen assoziiert [96-98]. Dabei wird die

Darstellung des N. suralis auf Grund seiner hohen Lagevariabilität empfohlen [75, 98]. In der vorliegenden Studie wurden keine postoperativen Sensibilitätsstörungen im Versorgungsbereich des N. suralis beobachtet. Durch die ausgezeichnete muskuläre Bedeckung und gute Durchblutungssituation ist bei korrekter Implantation mit Implantat-assoziierten Irritationen nicht zu rechnen [96]. Grundsätzlich muss bei der Implantation der Talarlock®-Platte auf die korrekte Positionierung geachtet und mit Hilfe des Bildwandlers kontrolliert werden. Bei einer zu weit distalen Position der Platte kann es zu einem Blockieren des Subtalargelenks bzw. einem calcanearen Impingement kommen. Durch die intraoperative Position des Patienten in der Bauchlage besteht eine ausgezeichnete visuelle Kontrolle über die Rückfußachse. In allen Fällen dieser Arbeit wurde die präoperativ bestehende Rückfußdeformität korrigiert. Bei zwei der neun computertomografisch untersuchten Patienten bestand - analog zu den Präparaten aus der biomechanischen Testung - eine teilweise extraossäre Lage der lateralen talaren Schraube. In keinem der Fälle traten ein damit zusammenhängender Materialkonflikt oder Beschwerden auf. Die computertomografische Analyse der Lage der Plattenosteosynthese in den humanen Präparaten zeigte, dass in vier von neun Präparaten die laterale tibiale winkelstabile Schraube nur im Taluskorpus verankerte. Es bestand kein statistischer Unterschied bezüglich der Steifigkeit im Vergleich zu den Präparaten, bei denen beide tibialen Schrauben vollständig im Taluskopf lagen. Insbesondere bei kleinen Sprunggelenken ist von vornerein zu empfehlen die laterale talare winkelstabile Schraube im Taluskorpus zu verankern.

Den meisten klinischen Studien zu der OSG-Arthrodesese ist unabhängig vom gewählten Arthrodeseverfahren und Implantat die Nachbehandlung mit einer mehrwöchigen postoperativen Entlastung gemeinsam [7, 69, 72, 75, 76]. Für die meist älteren Patienten und insbesondere Patienten mit einer neuromuskulären Grunderkrankung oder Neuropathie bei Diabetes mellitus ist eine postoperative Entlastung an Gehhilfen schwer umzusetzen. Daraus resultiert häufig eine Immobilisation der Patienten im Rollstuhl mit steigendem Risiko für thrombembolische Ereignisse. In der vorliegenden Arbeit haben alle Patienten nach ungestörter Wundheilung im Arthrodesestiefel das operierte Bein voll belastet. Dies führte zu keiner Steigerung der Komplikationsrate.

Als Einschränkung der Arbeit muss die kleine Patientenzahl und das Fehlen einer

Vergleichsgruppe hervorgehoben werden. Weitere vergleichende Untersuchungen an einer größeren Patientenzahl sind erforderlich um die vorliegenden Ergebnisse zu untermauern.

Zusammenfassend zeigten die biomechanische und die klinische Untersuchung hervorragende Ergebnisse. Die posterolaterale Plattenarthrodese des OSG mittels der Talarlock®-Platte weist im Vergleich zu der Schraubenarthrodese im osteoporotischen Knochen eine signifikant höhere Steifigkeit und führt auch bei manifester Osteoporose, neurogenen Deformitäten und Polyneuropathie zu einer sicheren Durchbauung der Arthrodese.

## 6 Zusammenfassung

Das obere Sprunggelenk (OSG) spielt bei dem Gang des Menschen als Bindeglied zwischen Unterschenkel und Fuß eine zentrale Rolle. Das OSG hat einen komplexen anatomischen Aufbau, wodurch das Gelenk in einem hohen Maß für Verletzungen anfällig ist.

Neben knöchernen Verletzungen zählen Bandverletzungen zu den typischen Verletzungsformen. Dabei sind die Bandverletzungen mit bis zu 40% aller Traumata die häufigste Verletzung des OSG. Verbleibende Achsdeformitäten, Gelenkinkongruenzen, Gelenkinstabilitäten führen oft zu einer posttraumatischen Arthrose des OSG, die sich mit einer in Fehlstellung voranschreitender Einsteifung, mit Schwellzuständen, Synovialitiden, Begleitergüssen und Schmerzen bemerkbar macht. Dadurch wird die Lebensqualität des betroffenen Patienten stark eingeschränkt.

Die OSG-Endoprothetik hat eine vielversprechende Entwicklung durchlaufen und ist ein fester Bestandteil der operativen Therapie einer endgradigen OSG Arthrose. Trotz der guten mittel- bis langfristigen Ergebnisse der OSG-Endoprothetik, ist die Arthrodese des OSG nach wie vor ein etabliertes Verfahren. Ihren hohen Stellenwert hat sie insbesondere bei neurogenen Deformitäten, Polyneuropathie, ausgedehnten knöchernen Defekten nach Trauma oder Infektion, Osteonekrosen, bei kritischer Weichteildeckung und nach Lockerung der OSG-Endoprothese. Die Vielfalt der beschriebenen und angewendeten Arthrodesetechniken spiegelt die Aktualität der Problematik der Arthrodese des OSG wieder. Ein weit verbreitetes Verfahren für die isolierte OSG-Arthrodese ist die Schraubenarthrodese. Allerdings werden auf Grund der fehlenden Belastungsstabilität dieses Verfahrens eine postoperative Gipsbehandlung und eine längere Phase der Entlastung und Teilbelastung empfohlen. Damit ist die Versorgung besonders neuropathisch bedingter OSG-Arthrosen mit erhöhter Komplikationsrate verbunden.

Nicht unproblematisch ist auch der ventrale Zugang zum OSG, der mit Abstand am häufigsten angewendet wird. Die Wundheilungsstörungen nach dem ventralen Zugang werden in der Literatur mit 7-12% angegeben. Hierfür sind der dünne Weichteilmantel und der innere Druck der Sehne des M. tibialis anterior hauptsächlich verantwortlich. Insbesondere bei den posttraumatischen Arthrosen nach vorangegangenen Operationen bestehen im ventralen Aspekt des OSG häufig

multiple Narben, die das ohnehin vorhandene Risiko der Wundheilungsstörungen potenzieren.

Der posterolaterale Zugang zum OSG hat durch die ausgezeichnete muskuläre Bedeckung des Gelenks eine deutlich geringere Wundheilungsstörungswahrscheinlichkeit.

Weitere Vorteile des posterolateralen Zugangs ergeben sich im Gegensatz zu dem ventralen Zugang durch die Möglichkeit simultan das OSG, das Subtalargelenk, die Achillessehne, die distale Fibula zu erreichen. Außerdem bietet dieser Zugang eine ausgezeichnete visuelle Kontrolle über die Rückfußachse.

Das primäre Ziel dieser Arbeit bestand in der vergleichenden Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften der Drei-Schraubenarthrodese mit der posterolateralen Talarlock®-Plattenarthrodese des OSG am Kunstknochen- und humanen Präparaten. Ein besonderes Augenmerk lag bei der Erfassung der Unterschiede der mechanischen Stabilität des Knochen-Implantat-Verbunds. Eine weitere Fragestellung bezog sich auf den Einfluss der Knochenqualität auf das jeweilige Konstrukt. Die computertomografische Untersuchung der humanen Präparate erlaubte die Analyse der Implantatlage. Zuletzt wurden die klinischen Ergebnisse der Versorgung mit der Talarlock®-Plattenarthrodese evaluiert.

Zunächst wurden Vorversuche an 14 Kunstknochen durchgeführt. Es wurde abwechselnd in dorsoplantarer und Varus-/Valgus Richtung mit nach jedem 250 Zyklen um 50N steigender Kraft von 200-500N mit 1 Hz getestet. Alle Präparate wurden kraftkontrolliert geprüft. Die humanen Präparate wurden anschließend stets mit 100N über 200 Zyklen präkonditioniert. Anschließend wurde in dorsoplantarer und Varus-/Valgus-Richtung mit nach jedem 250 Zyklen um 50N steigender Kraft von 150-400N mit 1 Hz getestet. Dem folgte eine zyklische Belastung in dorsoplantarer Richtung mit 500N für 3000 Zyklen.

Bei der biomechanischen Testung der Kunstknochen- und humanen Präparaten zeigte die Plattenarthrodese signifikant höhere Steifigkeit als die Schraubenarthrodese. Es bestand ein signifikanter Unterschied zu Gunsten der Plattenarthrodese in Richtung der Plantar-, Dorsalflexion, Valgus- und Varus-Richtung. Die Ergebnisse der biomechanischen Testung wurden durch die Ergebnisse der optischen Messung bestätigt. Die Untersuchung der Korrelation der ermittelten Steifigkeit des Konstrukts erbrachte einen linearen Zusammenhang bei der

Plattenarthrodese. Dagegen bestand bei der Schraubenarthrodese keine lineare Korrelation mit den Knochendichtewerten.

In der klinischen Untersuchungsreihe der Arbeit wurde eine 100%ige Fusionsrate 12 Wochen postoperativ erreicht. Besonders hervorzuheben ist der mit 47 % hoher Anteil der Patienten, die eine neurologische Grunderkrankung aufwiesen. Sechszwanzig Prozent der Patienten hatten eine manifeste Osteoporose.

Den meisten klinischen Arbeiten zu der OSG-Arthrodese ist unabhängig vom gewählten Arthrodeseverfahren und Implantat die Nachbehandlung mit einer mehrwöchigen postoperativen Entlastung gemeinsam. Für die meist älteren Patienten und insbesondere Patienten mit einer neurogenen Grunderkrankung oder Polyneuropathie bei Diabetes mellitus ist eine postoperative Entlastung an Gehhilfen schwer umzusetzen. Daraus resultiert häufig eine Immobilisation der Patienten im Rollstuhl mit steigendem Risiko für tromboembolische Ereignisse und einer anschließend mühsamen Mobilisation. In der vorliegenden Arbeit führte die postoperative Vollbelastung zu keiner Steigerung der Komplikationsrate.

Die kleine Patientenzahl und das Fehlen einer Vergleichsgruppe sind Einschränkungen dieser Arbeit. Weitere vergleichende Untersuchungen an einer größeren Patientenzahl sind erforderlich um die vorliegenden Ergebnisse zu untermauern.

Zusammenfassend zeigten die biomechanische und die klinische Untersuchung hervorragende Ergebnisse. In der vorliegenden Arbeit wurde gezeigt, dass die posterolaterale Plattenarthrodese des OSG mittels der Talarlock®-Platte im Vergleich zu der Schraubenarthrodese im osteoporotischen Knochen eine signifikant höhere Steifigkeit aufweist. Ergänzend wurde eine sichere Durchbauung der Arthrodese bei manifester Osteoporose, neurogenen Deformitäten und diabetischer Polyneuropathie demonstriert werden.

## Literaturverzeichnis

1. van Rijn RM, van Os AG, Bernsen RMD, Luijsterburg PA, Koes BW, Bierma-Zeinstra SMA (2008) What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med* 121(4):324-326.
2. Zwipp H: *Chirurgie des Fußes*. 1. Aufl. Springer Verlag, Wien New Yor, 1994, S. 21-22.
3. Holmer AK, Hard S, Helgason G, Tonjum A (1994) Design, calibration, and testing of a laser flare meter. *Applied optics* 33(13):2611-2619.
4. Valderrabano V, Horisberger M, Russell I, Dougall H, Hintermann B (2009) Etiology of ankle osteoarthritis. *Clinical orthopaedics and related research*. 467(7):1800-1806.
5. Jerosch J, Heisel J, Greitemann B: *Operative Therapie von Fuß und Sprunggelenk Fußchirurgie in Klinik und Praxis ; mit 12 Tabellen*. Dt. Ärzte-Verl., Köln, 2009, S. 432.
6. Mears DC, Gordon RG, Kann SE, Kann JN (1991) Ankle arthrodesis with an anterior tension plate. *Clinical orthopaedics and related research* 268:70-77.
7. Thermann H, Hufner T, Roehler A, Tscherne H (1996) Screw arthrodesis of the ankle joint. Technique and outcome. *Der Orthopade* 25(2):166-176.
8. Zwipp H: *Chirurgie des Fußes*. 1. Aufl. Springer Verlag, Wien New York, 1994, S. 35-37.
9. Sasse M, Nigg BM, Stefanyshyn DJ (1999) Tibiotalar motion--effect of fibular displacement and deltoid ligament transection: in vitro study. *Foot & ankle international* 20(11):733-737.
10. Inman VT: *The joints of the ankle*. Williams & Wilkins, Baltimore, 1976, p. 117.
11. Stiehl JB, Inman VT: *Inman's joints of the ankle*, Williams & Wilkins, 2. ed edn. Baltimore, 1991, p. 155.
12. Rammelt S, Grass R, Biewener A, Zwipp H: *Trauma und Berufskrankheit*. Springer Verlag, Berlin, 2003, S. 170-178.
13. Zwipp H: *Chirurgie des Fußes*. 1. Aufl. Springer Verlag, Wien New York, 1994, S. 21-22, 67-99, 258-269.
14. Peter RE, Harrington RM, Henley MB, Tencer AF (1994) Biomechanical effects of internal fixation of the distal tibiofibular syndesmotic joint: comparison of two fixation techniques. *Journal of orthopaedic trauma* 8(3):215-219.
15. Grass R, Rammelt S, Biewener A, Zwipp H (2003) Peroneus longus ligamentoplasty for chronic instability of the distal tibiofibular syndesmosis. *Foot & ankle international* 24(5):392-397.

16. Rasmussen O, Kromann-Andersen C, Boe S (1983) Deltoid ligament. Functional analysis of the medial collateral ligamentous apparatus of the ankle joint. *Acta orthopaedica Scandinavica* 54(1):36-44.
17. Harper MC (1987) Deltoid ligament: an anatomical evaluation of function. *Foot & ankle* 8(1):19-22.
18. Neumann HW: AE-Manual der Endoprothetik Sprunggelenk und Fuß. Springer Verlag, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012: S. 4.
19. Neumann HW: AE-Manual der Endoprothetik Sprunggelenk und Fuß. Springer Verlag, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012: S. 6.
20. Neumann HW: AE-Manual der Endoprothetik Sprunggelenk und Fuß. Springer Verlag, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012: S. 9-21.
21. Demetriades L, Strauss E, Gallina J (1998) Osteoarthritis of the ankle. *Clinical orthopaedics and related research* 349:28-42.
22. Wyss C, Zollinger H (1991) The causes of subsequent arthrodesis of the ankle joint. *Acta orthopaedica Belgica* 57(1):22-27.
23. Taga I, Shino K, Inoue M, Nakata K, Maeda A (1993) Articular cartilage lesions in ankles with lateral ligament injury. An arthroscopic study. *The American journal of sports medicine* 21(1):120-126.
24. Koeppe H, Eger W, Muehleman C, Valdellon A, Buckwalter JA, Kuettner KE, Cole AA (1999) Prevalence of articular cartilage degeneration in the ankle and knee joints of human organ donors. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 4(6):407-412.
25. Muehleman C, Bareither D, Huch K, Cole AA, Kuettner KE (1997) Prevalence of degenerative morphological changes in the joints of the lower extremity. *Osteoarthritis and cartilage / OARS, Osteoarthritis Research Society* 5(1):23-37.
26. Saltzman CL, Salamon ML, Blanchard GM, Huff T, Hayes A, Buckwalter JA, Amendola A (2005) Epidemiology of ankle arthritis: report of a consecutive series of 639 patients from a tertiary orthopaedic center. *The Iowa orthopaedic journal* 25:44-46.
27. Strecker W, Eisele R, Fritz M, Kinzl L, Hehl G (2005) Value of arthroscopy in the treatment of upper ankle arthritis. *Der Unfallchirurg* 108(6):461-469.
28. Swann AC, Seedhom BB (1993) The stiffness of normal articular cartilage and the predominant acting stress levels: implications for the aetiology of osteoarthrosis. *British journal of rheumatology* 32(1):16-25.
29. Yao JQ, Seedhom BB (1993) Mechanical conditioning of articular cartilage to prevalent stresses. *British journal of rheumatology* 32(11):956-965.

30. Athanasiou KA, Niederauer GG, Schenck RC, Jr. (1995) Biomechanical topography of human ankle cartilage. *Annals of biomedical engineering* 23(5):697-704.
31. Simon WH, Friedenbergs S, Richardson S (1973) Joint congruence. A correlation of joint congruence and thickness of articular cartilage in dogs. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 55(8):1614-1620.
32. Chubinskaya S, Huch K, Mikecz K, Cs-Szabo G, Hasty KA, Kuettner KE, Cole AA (1996) Chondrocyte matrix metalloproteinase-8: up-regulation of neutrophil collagenase by interleukin-1 beta in human cartilage from knee and ankle joints. *Laboratory investigation; a journal of technical methods and pathology* 74(1):232-240.
33. Chubinskaya S, Kuettner KE, Cole AA (1999) Expression of matrix metalloproteinases in normal and damaged articular cartilage from human knee and ankle joints. *Laboratory investigation; a journal of technical methods and pathology* 79(12):1669-1677.
34. Eger W, Schumacher BL, Mollenhauer J, Kuettner KE, Cole AA (2002) Human knee and ankle cartilage explants: catabolic differences. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 20(3):526-534.
35. Treppo S, Koepp H, Quan EC, Cole AA, Kuettner KE, Grodzinsky AJ (2000) Comparison of biomechanical and biochemical properties of cartilage from human knee and ankle pairs. *Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 18(5):739-748.
36. Kellgren JH, Lawrence JS (1957) Radiological assessment of osteo-arthritis. *Annals of the rheumatic diseases* 16(4):494-502.
37. Dumont C, Fuchs M, Burchhardt H, Tezval M, Wachowski MM, Sturmer KM (2007) What are the clinical results of operated fractures of the talus?. *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie* 145(2):212-220.
38. Pforringer W, Stolz P (1991) Treatment of fresh fibular capsular ligament lesion. *Sportverletzung Sportschaden : Organ der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin* 5(3):142-148.
39. Knupp M, Hintermann B (2012) Treatment of asymmetric arthritis of the ankle joint with supramalleolar osteotomies. *Foot & ankle international* 33(3):250-252.
40. Hintermann B, Knupp M, Barg A (2013) Joint-preserving surgery of asymmetric ankle osteoarthritis with peritalar instability. *Foot and ankle clinics* 18(3):503-516.
41. Valderrabano V, Miska M, Leumann A, Wiewiorski M (2013) Reconstruction of osteochondral lesions of the talus with autologous spongiosa grafts and autologous matrix-induced chondrogenesis. *The American journal of sports medicine* 41(3):519-527.

42. Valderrabano V, Barg A, Alattar A, Wiewiorski M (2014) Osteochondral Lesions of the Ankle Joint in Professional Soccer Players: Treatment With Autologous Matrix-induced Chondrogenesis. *Foot & ankle specialist* 7(6):522-528.
43. Richter M, Zech S (2013) Matrix-associated stem cell transplantation (MAST) in chondral defects of foot and ankle is effective. *Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons* 19(2):84-90.
44. Hannon CP, Smyth NA, Murawski CD, Savage-Elliott I, Deyer TW, Calder JD, Kennedy JG (2014) Osteochondral lesions of the talus: aspects of current management. *The bone & joint journal* 96-B(2):164-171.
45. Clanton TO, Johnson NS, Matheny LM (2014) Outcomes Following Microfracture in Grade 3 and 4 Articular Cartilage Lesions of the Ankle. *Foot & ankle international* 35(8):764-770.
46. Neumann HW: *AE-Manual der Endoprothetik Sprunggelenk und Fuß*. Springer Verlag, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012, S. 29-45.
47. Hintermann B: *Endoprothetik des Sprunggelenks Historischer Überblick, aktuelle Therapiekonzepte und Entwicklungen*. Springer Verlag, Wien, 2005, S. 47-64.
48. Chou LB, Coughlin MT, Hansen S, Jr., Haskell A, Lundeen G, Saltzman CL, Mann RA (2008) Osteoarthritis of the ankle: the role of arthroplasty. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* 16(5):249-259.
49. Ali MS, Higgins GA, Mohamed M (2007) Intermediate results of Buechel Pappas unconstrained uncemented total ankle replacement for osteoarthritis. *Journal of foot and ankle surgery* 46(1):16-20.
50. Hintermann B, Valderrabano V, Knupp M, Horisberger M (2006) The HINTEGRA ankle: short- and mid-term results. *Der Orthopade* 35(5):533-545.
51. Thermann H, Saltzman CL (2002) Prosthetic replacement of the upper ankle joint. *Der Unfallchirurg* 105(6):496-510.
52. Hagena F, Christ R, Kettrukat M (2003) Total ankle arthroplasty. *Fuss und Sprunggelenk* 1:48-55.
53. Hintermann B: *Endoprothetik des Sprunggelenks Historischer Überblick, aktuelle Therapiekonzepte und Entwicklungen*. Springer Verlag, Wien; 2005, S. 102-103.
54. Herscovici D, Sammarco GJ, Sammarco VJ, Scaduto JM (2011) Pantalar arthrodesis for post-traumatic arthritis and diabetic neuroarthropathy of the ankle and hindfoot. *Foot & ankle international* 32(6):581-588.

55. Ayoub MA (2008) Ankle fractures in diabetic neuropathic arthropathy: can tibiotalar arthrodesis salvage the limb? *Journal of bone and joint surgery British volume* 90(7):906-914.
56. Sailer R, Hackl W, Klestil T, Horbst W, Rangger C, Blauth M (2002) Total endoprosthesis of the upper ankle joint after post-traumatic arthrosis. *Der Unfallchirurg* 105(2):170-173.
57. Saltzman CL (1999) Total ankle arthroplasty: state of the art. *Instructional course lectures* 48:263-268.
58. Albert E (1879) Zur Resektion des Kniegelenks. *Wien Med Press*(20):705.
59. Perlman MH, Thordarson DB (1999) Ankle fusion in a high risk population: an assessment of nonunion risk factors. *Foot & ankle international* 20(8):491-496.
60. Thermann H, Hufner T, Schrott HE, Held C, Tscherne H (1999) Subtalar fusion after conservative or surgical treatment of calcaneus fracture. A comparison of long-term results. *Der Unfallchirurg* 102(1):13-22.
61. Stuhler T, Becker FT: *Arthrodesen 68 Tabellen*. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, S. 2-21.
62. Greifensteiner H (1953) Compression arthrodesis of the knee. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 83(3):406-414.
63. Charnley J (1951) Compression arthrodesis of the ankle and shoulder. *Journal of bone and joint surgery British volume* 33B(2):180-191.
64. Stuhler T, Becker FT: *Arthrodesen 68 Tabellen*. In: *Die Arthrodesen im unteren Sprunggelenk nach Fersenbeinfrakturen*. Edited by Soldner E, Börner M. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, S. 296-299.
65. Jehan S, Shakeel M, Bing AJ, Hill SO (2011) The success of tibiotalocalcaneal arthrodesis with intramedullary nailing-a systematic review of the literature. *Acta orthopaedica Belgica* 77(5):644-651.
66. Mueckley T, Hofmann G, Bühren V (2005) Tibiotalar arthrodesis with the tibial compression nail. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 17(4-5):407-425.
67. Mueckley TM, Eichorn S, von Oldenburg G, Speitling A, DiCicco JD, 3rd, Hofmann GO, Bühren V (2006) Biomechanical evaluation of primary stiffness of tibiotalar arthrodesis with an intramedullary compression nail and four other fixation devices. *Foot & ankle international* 27(10):814-820.
68. Mittelmeier H, Hort W, Diehl K (1975) Internal compression arthrodesis of the ankle joint (with examination of stability for comparison. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie* 81(1):57-64.
69. Bauer G, Kinzl L (1996) Arthrodesis of the ankle joint. *Der Orthopäde* 25(2):158-165.

70. Collman DR, Kaas MH, Schuberth JM (2006) Arthroscopic ankle arthrodesis: factors influencing union in 39 consecutive patients. *Foot & ankle international* 27(12):1079-1085.
71. Townshend D, Di Silvestro M, Krause F, Penner M, Younger A, Glazebrook M, Wing K (2013) Arthroscopic versus open ankle arthrodesis: a multicenter comparative case series. *Journal of bone and joint surgery American volume* 95(2):98-102.
72. Endres T, Grass R, Rammelt S, Zwipp H (2005) Ankle arthrodesis with four cancellous lag screws. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 17(4-5):345-360.
73. Wülker N, Flamme CH, Muller A, Wirth CJ (1997) 10 years follow-up of arthrodeses of the hindfoot joints and upper ankle joint. *Zeitschrift für Orthopädie und ihre Grenzgebiete* 135(6):509-515.
74. Grass R, Zwipp H (1998) Die Arthrodesese des oberen Sprunggelenks in Vier-Schrauben-Technik. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 10(2):134-142.
75. Klaue K, Bursic D (2005) The dorsolateral approach to the ankle for arthrodesis. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 17(4-5):380-391.
76. Rehart S, Peters A, Kerschbaumer F (1999) Arthrodesis of the talocalcaneal joint in adults. Indications, procedure, outcome. *Der Orthopäde* 28(9):770-777.
77. Mueckley T, Schutz T, Srivastava S, Goebel M, Gonschorek O, Bühren V (2003) Ankle arthrodesis with intramedullary compression nailing. *Der Unfallchirurg* 106(9):732-740.
78. Zwipp H, Grass R (2005) Ankle arthrodesis after failed joint replacement. *Operative Orthopädie und Traumatologie* 17(4-5):518-533.
79. Buck P, Morrey BF, Chao EY (1987) The optimum position of arthrodesis of the ankle. A gait study of the knee and ankle. *Journal of bone and joint surgery American volume* 69(7):1052-1062.
80. Muller EJ, Wick M, Muhr G (1999) Surgical management of posttraumatic malalignments and arthroses in the ankle. *Der Orthopäde* 28(6):529-537.
81. Blömer W, Ungethüm M, Stuhler T: Vergleichende mechanische Untersuchungen verschiedener Fixateur externe Montagen bei Sprunggelenksarthrosen. In Stuhler T, Becker FT (Hrsg): *Arthrosen* 68 Tabellen. Tieme Verlag Stuttgart, New York, 1994, S. 229-236.
82. Anderson JG, Coetzee JC, Hansen ST (1997) Revision ankle fusion using internal compression arthrodesis with screw fixation. *Foot & ankle international* 18(5):300-309.

83. Holz U: Die Arthrodesse des oberen Sprunggelenkes mit Zugschrauben. In Stuhler T, Becker FT (Hrsg): Arthrodesen 68 Tabellen. Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1994, S. 248-251.
84. El Idrissi M, Mechchat A, Elayoubi A, Shimi M, Elibrahimi A, Elmrini A (2014) Ankle arthrodesis: technic and results: about 10 cases. The Pan African medical journal 17:80.
85. Friedman RL, Glisson RR, Nunley JA, 2nd (1994) A biomechanical comparative analysis of two techniques for tibiotalar arthrodesis. Foot & ankle international 15(6):301-305.
86. Kitaoka H: Master Techniques in Orthopaedic Surgery: The Foot and Ankle. Wolters Kluwer Health, Lippincott Williams & Wilkins, 2013, pp. 533-549.
87. Cheng YM, Chen SK, Chen JC, Wu WL, Huang PJ, Chiang HC, Lin CY (2003) Revision of ankle arthrodesis. Foot & ankle international 24(4):321-325.
88. Plaass C, Knupp M, Barg A, Hintermann B (2009) Anterior double plating for rigid fixation of isolated tibiotalar arthrodesis. Foot & ankle international, 30(7):631-639.
89. Tarkin IS, Mormino MA, Clare MP, Haider H, Walling AK, Sanders RW (2007) Anterior plate supplementation increases ankle arthrodesis construct rigidity. Foot & ankle international 28(2):219-223.
90. Mohamedean A, Said HG, El-Sharkawi M, El-Adly W, Said GZ (2010) Technique and short-term results of ankle arthrodesis using anterior plating. International orthopaedics 34(6):833-837.
91. O'Neill PJ, Logel KJ, Parks BG, Schon LC (2008) Rigidity comparison of locking plate and intramedullary fixation for tibiotalocalcaneal arthrodesis. Foot & ankle international 29(6):581-586.
92. Wirth SH, Klammer G, Espinosa N (2013) Arthrodesis and endoprotheses of the ankle joint: indications, techniques and pitfalls. Der Unfallchirurg, 116(9):797-805.
93. Kerschbaumer F, Weise K, Wirth CJ: Operative Zugangswege in Orthopädie und Traumatologie. Begründet von Rudolf Bauer, Fridun Kerschbaumer und Sepp Poisel, Thieme Verlag, 2013, S. 232-258.
94. Neumann HW: AE-Manual der Endoprothetik Sprunggelenk und Fuß. Springer Verlag, Heidelberg Dordrecht London New York, 2012: S. 155-164.
95. Anderson T, Linder L, Rydholm U, Montgomery F, Besjakov J, Carlsson A (2005) Tibio-talocalcaneal arthrodesis as a primary procedure using a retrograde intramedullary nail: a retrospective study of 26 patients with rheumatoid arthritis. Acta orthopaedica 76(4):580-587.

96. Abdelgawad AA, Kadous A, Kanlic E (2011) Posterolateral approach for treatment of posterior malleolus fracture of the ankle. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons* 50(5):607-611.
97. Sheerin DV, Turen CH, Nascone JW (2006) Reconstruction of distal tibia fractures using a posterolateral approach and a blade plate. *Journal of orthopaedic trauma* 20(4):247-252.
98. Talbot M, Steenblock TR, Cole PA (2005) Posterolateral approach for open reduction and internal fixation of trimalleolar ankle fractures. *Canadian journal of surgery Journal canadien de chirurgie* 48(6):487-490.
99. Gutteck N, Lebek S, Zeh A, Gradl G, Delank KS, Wohlrab D (2013) Ankle arthrodesis with an posterolateral approach using a polyaxial angle stable Talarlock® plate. *Operative Orthopadie und Traumatologie* 25(6):615-623.
100. Ferkel RD, Hewitt M (2005) Long-term results of arthroscopic ankle arthrodesis. *Foot & ankle international* 26(4):275-280.
101. Gougoulas NE, Agathangelidis FG, Parsons SW (2007) Arthroscopic ankle arthrodesis. *Foot & ankle international* 28(6):695-706.
102. Winson IG, Robinson DE, Allen PE: Arthroscopic ankle arthrodesis. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 2005, 87(3):343-347.
103. Harnisch E, Rütt J: Unsere Erfahrungen mit der Arthrodesese des oberen Sprunggelenkes 1979-1990. In Stuhler T, Becker FT: *Arthrodesen 68 Tabellen*. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1994, S. 265-273.
104. Betz MM, Benninger EE, Favre PP, Wieser KK, Vich MM, Espinosa N (2013) Primary stability and stiffness in ankle arthrodesis-crossed screws versus anterior plating. *Foot and ankle surgery* 19(3):168-172.
105. Zech S, Goesling T, Hankemeier S, Knobloch K, Geerling J, Schultz-Brunn K, Krettek C, Richter M (2006) Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. *Foot & ankle international* 27(12):1126-1136.
106. Mueckley T, Hoffmeier K, Klos K, Petrovitch A, von Oldenburg G, Hofmann GO (2008) Angle-stable and compressed angle-stable locking for tibiototalcalcaneal arthrodesis with retrograde intramedullary nails. Biomechanical evaluation. *Journal of bone and joint surgery American volume* 90(3):620-627.
107. Lee AT, Sundberg EB, Lindsey DP, Harris AH, Chou LB (2010) Biomechanical comparison of blade plate and intramedullary nail fixation for tibio-calcaneal arthrodesis. *Foot & ankle international* 31(2):164-171.
108. Froelich J, Idusuyi OB, Clark D, Kogler GF, Paliwal M, Dyrstad B, Milbrandt JC (2010) Torsional stiffness of an intramedullary nail versus blade plate fixation

- for tibiototalcalcaneal arthrodesis: a biomechanical study. *Journal of surgical orthopaedic advances* 19(2):109-113.
109. Suzuki S, Abe K (1985) Topological structural analysis of digitized binary images by border following. *CVGIP* 30:32-46.
  110. Fitzgibbon A, Fischer R (1995) A buyer's guide to conic fitting. *Proc 5th british machine vision conference, Birmingham*, S. 513-522.
  111. Farnebäck G (2003) Image Analysis 13th Scandinavian Conference, SCIA 2003 Halmstad, Sweden, June 29 - July 2, 2003 Proceedings. In: Bigun J, Gustavsson T. (Hrsg), *Lecture Notes in Computer Science 2749*, Springer Verlag, Berlin Heidelberg.
  112. Kessler S, Fröhling D: *Technische Mechanik zweisprachiges Lehrbuch zu Grundlagen der Mechanik fester Körper*, 2. überarb. Aufl. edn. Springer Verlag, Wiesbaden, 2012, S. 62-78.
  113. Wriggers P, Nackenhorst U, Beuermann S, Spiess H, Löhnert S: *Technische Mechanik kompakt: Starrkörperstatik, Elastostatik, Kinetik*, vol. 2. Auflage, B. G. Teubner Verlag/GWV Fachverlage GnbH, Wiesbaden, 2006, S. 175-204.
  114. Bartl R: *Osteoporose Prävention, Diagnostik, Therapie*. 4. Aufl., Georg Thieme Verlag KG, 2010, S. 89-91.
  115. Hepp WR, Locher HA, Graf R: *Orthopädisches Diagnostikum*, 8. überarb. und erw. Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart, 2014, S. 257.
  116. Vogl TJ, Reith W, Rummeny EJ: *Diagnostische und interventionelle Radiologie*. Springer Verlag, Berlin, 2011, S. 1189-1190.
  117. Vanderwilde R, Staheli LT, Chew DE, Malagon V (1988) Measurements on radiographs of the foot in normal infants and children. *Journal of bone and joint surgery American volume* 70(3):407-415.
  118. Simons GW (1978) A standardized method for the radiographic evaluation of clubfeet. *Clinical orthopaedics and related research* 135:107-118.
  119. Rush SM, Hamilton GA, Ackerson LM (2009) Mesenchymal stem cell allograft in revision foot and ankle surgery: a clinical and radiographic analysis. *The Journal of foot and ankle surgery : official publication of the American College of Foot and Ankle Surgeons* 48(2):163-169.
  120. Kostuj T, Krummenauer F, Schaper K, Stief F, Zettersten K, Baums MH, Meurer A, Lieske S (2014) Analysis of agreement between the German translation of the American Foot and Ankle Society's Ankle and Hindfoot Scale (AOFAS-AHS) and the Foot Function Index in its validated German translation by Naal et al. (FFI-D). *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 134(9):1205-1210.
  121. Naal FD, Impellizzeri FM, Rippstein PF (2010) Which are the most frequently used outcome instruments in studies on total ankle arthroplasty? *Clinical orthopaedics and related research* 468(3):815-826.

122. Kile TA, Donnelly RE, Gehrke JC, Werner ME, Johnson KA (1994) Tibiotalocalcaneal arthrodesis with an intramedullary device. *Foot & ankle international* 15(12):669-673.
123. Mader K, Verheyen CC, Gausepohl T, Pennig D (2007) Minimally invasive ankle arthrodesis with a retrograde locking nail after failed fusion. *Strategies in trauma and limb reconstruction* 2(1):39-47.
124. Rowan R, Davey KJ (1999) Ankle arthrodesis using an anterior AO T plate. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 81(1):113-116.
125. Gellman H, Lenihan M, Halikis N, Botte MJ, Giordani M, Perry J (1987) Selective tarsal arthrodesis: an in vitro analysis of the effect on foot motion. *Foot & ankle* 8(3):127-133.
126. Easley ME, Montijo HE, Wilson JB, Fitch RD, Nunley JA, 2nd (2008) Revision tibiotalar arthrodesis. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 90(6):1212-1223.
127. Richter M, Evers J, Waehnert D, Deorio JK, Pinzur M, Schulze M, Zech S, Ochman S (2014) Biomechanical comparison of stability of tibiotalocalcaneal arthrodesis with two different intramedullary retrograde nails. *Foot and ankle surgery : official journal of the European Society of Foot and Ankle Surgeons* 20(1):14-19.
128. Mueckley T, Eichorn S, Hoffmeier K, von Oldenburg G, Speitling A, Hoffmann GO, Buhren V (2007) Biomechanical evaluation of primary stiffness of tibiotalocalcaneal fusion with intramedullary nails. *Foot & ankle international* 28(2):224-231.
129. Nasson S, Shuff C, Palmer D, Owen J, Wayne J, Carr J, Adelaar R, May D (2001) Biomechanical comparison of ankle arthrodesis techniques: crossed screws vs. blade plate. *Foot & ankle international* 22(7):575-580.
130. Kestner CJ, Glisson RR, DeOrio JK, Nunley JA, 2nd (2013) A biomechanical analysis of two anterior ankle arthrodesis systems. *Foot & ankle international* 34(7):1006-1011.
131. Richter M, Gosling T, Zech S, Allami M, Geerling J, Droste P, Krettek C (2005) A comparison of plates with and without locking screws in a calcaneal fracture model. *Foot & ankle international* 26(4):309-319.
132. Balabaud L, Gallard E, Skalli W, Lassau JP, Lavaste F, Steib JP (2002) Biomechanical evaluation of a bipedicular spinal fixation system: a comparative stiffness test. *Spine* 27(17):1875-1880.
133. Birnbaum K, Phoa T, Maus U, Prescher A, Weisskopf M (2009) Biomechanical analysis of lumbar spine after implantation of a disk prosthesis and supplementary spinal fusion for management of complications. *Zeitschrift fur Orthopadie und Unfallchirurgie* 147(4):493-500.

134. Clifford C, Berg S, McCann K, Hutchinson B (2014) A Biomechanical Comparison of Internal Fixation Techniques for Ankle Arthrodesis. *Journal of foot and ankle surgery*: 1067-2516.
135. Clare MP, Sanders RW (2011) The anatomic compression arthrodesis technique with anterior plate augmentation for ankle arthrodesis. *Foot and ankle clinics* 16(1):91-101.
136. Schill S (2007) Ankle arthrodesis with interposition graft as a salvage procedure after failed total ankle replacement. *Operative Orthopadie und Traumatologie* 19(5-6):547-560.

Aus dem Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie,  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Physikalische Medizin  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
(Direktor: Prof. Dr. med. K. S. Delank)

**Klinische, radiologische und biomechanische Untersuchungen  
der OSG-Arthrodesen mit der polyaxial-winkelstabilen Plattenosteosynthese  
über den posterolateralen Zugang**

**Thesen der Habilitationsschrift**

zur Erlangung des akademischen Grades  
eines habilitierten Doktors der Medizin (Dr. med. habil.)  
für das Fachgebiet Orthopädie und Unfallchirurgie

vorgelegt  
der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dr. med. Natalia Gutteck  
geboren am 26. Dezember 1981 in Tartu (Estland)

## **Thesen**

1. Der komplexe anatomische Aufbau des OSG prädisponiert das Gelenk in einem hohen Maß zu Verletzungen.
2. Trotz der vielversprechenden Entwicklung der OSG Endoprothesen, ist die Arthrodesse des OSG nach wie vor ein etabliertes Verfahren.
3. Im Gegensatz zu der Gon- und Coxarthrose kann bei der OSG Arthrose häufig eine ursächliche Erkrankung ausfindig gemacht werden.
4. Ziele der Behandlung des arthrotischen OSG sind die Schmerzreduktion, die Wiederherstellung der Stabilität und der ausreichenden Mobilität bei möglichst geringer Gehbehinderung.
5. Zu den wichtigsten Indikationen gehört eine konservativ ausbehandelte, schmerzhafte Arthrose des OSG bei Kontraindikation für den endoprothetischen Ersatz.
6. Die OSG-Arthrodesse mit oder ohne knöchernen Defekte stellt immer noch eine operationstechnische Herausforderung dar. Die Vielfalt der beschriebenen Operationstechniken mit unterschiedlichen Ergebnissen unterstreichen, dass keine Universalmethode etabliert ist.
7. Die am häufigsten angewendete Technik ist die Schraubenarthrodese. Dabei sind Techniken mit zwei bis fünf Schrauben beschrieben.
8. Der ventrale Zugang ist der mit Abstand am häufigsten angewendete Zugang mit Zugangsassoziierter Komplikationsrate von 7-12%.
9. Der posterolaterale Zugang zum OSG weist eine deutlich geringere Wundheilungsstörungswahrscheinlichkeit auf.

10. Die OSG-Plattenarthrodese mit der Talarlock<sup>®</sup>-Platte ist signifikant steifer als die Schraubenarthrodese in dem biomechanischen Versuch mit den Kunstknochen und humanen Präparaten.
11. Die optische Messung während der biomechanischen Messung der humanen Präparate liefert Messdaten des Bewegungsausmaßes im Bereich des Arthrodesespalts.
12. Die OSG-Plattenarthrodese mit der Talarlock<sup>®</sup>-Platte ist signifikant steifer im Vergleich zu der Schraubenarthrodese in der optischen Messung.
13. Es besteht eine Korrelation zwischen den Knochendichtedaten der humanen Präparate und der Steifigkeit der Talarlock<sup>®</sup>-Plattenarthrodese
14. Die computertomografische Untersuchung der humanen Präparate bestätigt die korrekte Implantatlage beider Arthrodeseverfahren. Die Verankerung der talaren, lateralen, winkelstabilen Schraube der Talarlock<sup>®</sup>-Platte im Taluskorpus hatte keinen negativen Einfluss auf die Steifigkeit des Kontrukts.
15. Die posterolaterale OSG-Arthrodesese mittels der Talarlock<sup>®</sup>-Platte erbrachte eine 100%ige Fusionsrate in der klinischen Untersuchung.
16. Bei allen Patienten wurde die präoperative Deformität korrigiert.
17. Die Ergebnisse des AOFAS Scores verbesserten sich postoperativ signifikant nach der posterolateralen OSG-Arthrodesese mittels der Talarlock<sup>®</sup>-Platte.
18. Die posterolaterale Plattenarthrodese des OSG mittels der Talarlock<sup>®</sup>-Platte weist im Vergleich zu der Schraubenarthrodese im osteoporotischen Knochen eine signifikant höhere Steifigkeit und führt auch bei manifester Osteoporose, neurogenen Deformitäten und Polyneuropathie zu einer sicheren Durchbauung der Arthrodesese.



# Curriculum vitae

Dr. med. Natalia Gutteck

Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie

Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg

Ernst-Grube Straße 40

06120 Halle

Tel: +49 345 5571831

Fax: +49 345 5574809

Email: natalia.gutteck@uk-halle.de

## Persönliche Daten

Geboren am	26. Dezember 1981
Geburtsort	Tartu, Estland
Nationalität	Deutsch
Familienstatus	verheiratet
Sprachen	Deutsch, Englisch, Russisch, Estnisch

## Ausbildung

2002	Abitur, Reinoldus und Schiller Gymnasium Dortmund
2002-2008	Studium der Humanmedizin, Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg
2008	Promotion
2012	DAF – Zertifikat (deutsche Assoziation für Fuß und Sprunggelenkschirurgie)

## **Assistenzarzt**

2008-2013

Department für Orthopädie, Unfall- und  
Wiederherstellungschirurgie  
Martin-Luther-Universität Halle Wittenberg

## **Facharzt**

Facharztprüfung am 19.06.2014 an der  
Ärztelammer Sachsen-Anhalt

## **Mitgliedschaft**

DAF, EFAS, DGOOC, Küntscher Society

## **Auszeichnungen**

EFAS (European Foot & Ankle Society)  
Reisestipendium 2013

## **Hospitationen**

Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden  
(Prof. Zwipp, Prof. Rammelt)

Aukammklinik Wiesbaden (Dr. M. Preis)

Humboldt-Klinikum Berlin (Dr. Boack)

Kantonspital Baselland Liestal, Schweiz (Prof. B.  
Hintermann)

Halle (Saale), 28.10.2015

Dr. med. Natalia Gutteck

## **SELBSTÄNDIGKEITSERKLÄRUNG**

Hiermit erkläre ich,  
dass ich die vorliegende Habilitationsschrift selbständig angefertigt habe  
und versichere, dass ich keine anderen als die angegebenen  
Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

Halle(Saale), im Februar 2015

## **ERKLÄRUNG ÜBER FRÜHERE HABILITATIONSVERSUCHE**

Hiermit erkläre ich, dass es keine früheren Habilitationsversuche gab,  
weder mit dieser Arbeit noch mit einer anderen,  
weder an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg  
noch an einer anderen Universität.

Halle(Saale), im Februar 2015

## Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand an der Klinik für Orthopädie des Departments für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg unter der Leitung von *Herrn Prof. Dr. med. habil. K. S. Delank*, dem ich für seine volle Unterstützung sehr herzlich danke.

Mein ganz besonderer Dank gilt *Herrn Prof. Dr. med. D. Wohlrab*, der meine Arbeit und persönliche Entwicklung stets mit einem großen Interesse, Engagement und kritischer Diskussion maßgeblich gefördert hat.

Ebenso möchte ich mich bei *Herrn Dr. med. habil. A. Zeh* bedanken, der mich durch seine umfassende Kompetenz und die zahlreichen Diskussionen über die Jahre sehr unterstützt hat.

Ich bedanke mich herzlich bei *Frau Prof. Dr. med. H. Kielstein*, die durch die Zurverfügungstellung der humanen Präparate an dem Institut der Anatomie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, diese Arbeit ermöglichte. Ich bedanke mich auch bei *H.-J. Heine* für die Hilfestellung bei der Entnahme und Präparation der Präparate sowie für die Organisation des Transportes der Präparate.

In besonderem Maße bin ich *Herrn Dr.-Ing. habil. H. Martin* und seinem Mitarbeiter *J. B. Matthies* aus dem Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock für die substanzielle Unterstützung bei der Planung, Durchführung und Auswertung der experimentellen Studien zu Dank verpflichtet.

Ich danke dem *Herrn Prof. Dr. A. Heilmann* aus dem Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik IWM in Halle(Saale) für die ermöglichte Kooperation. *Herrn Dipl.-Ing. T. Hanke* aus dem Fraunhofer-Institut für Werkstoffmechanik IWM in Halle(Saale) danke ich für die Zurverfügungstellung, Betreuung und seine Hilfestellung bei der von ihm entwickelten optischen Messsysteme.

Ich bedanke mich bei *Herrn Prof. Dr.-Ing. Gerhard Scharr* und *Dr.-Ing. Martin Reichel* (Fakultät für Maschinenbau und Schiffstechnik Lehrstuhl

Konstruktionstechnik/Leichtbau, Universität Rostock) für die Bereitstellung der biomechanischen Prüfmaschine.

*Herrn Prof. Dr. med. R. P. Spielmann* aus der Klinik für diagnostische Radiologie der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg danke ich für das Ermöglichen der Durchführung der computertomografischen Untersuchungen und der Knochendichtemessungen der Präparate. An dieser Stelle danke ich *Frau Ebert (MTA)* ganz besonders.

Des Weiteren bedanke ich mich bei *Herrn Prof. Dr. med. M. Richter* aus der Klinik für Fuß- und Sprunggelenkchirurgie in Rummelsberg für die Hilfestellung bei dem Entwurf der Testvorrichtung.

Mein herzlicher Dank gilt meinem Ehemann, meinen Eltern und Schwiegereltern für ihre Geduld, ihren Zuspruch und ihre liebevolle Unterstützung.