

**Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. Meffert

**Biomechanische Evaluation polyaxialer winkelstabiler Plattensysteme bei der
Versorgung von intraartikulären Kalkaneusfrakturen**

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät**

**der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von
Konrad Fabio Fuchs**

aus Wiesbaden

Würzburg, April 2020



Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Martin Jordan

Korreferent: Univ. Prof. Dr. med. Boris Holzapfel

Dekan: Univ. Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 18.12.2020

Der Promovend ist Arzt

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	4
Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	1
1.1 Anatomie des Kalkaneus.....	1
1.2 Gelenke.....	2
1.3 Funktionelle Anatomie des Fußes.....	4
1.4 Mikroarchitektur.....	5
1.5 Durchblutung.....	6
1.6 Epidemiologie der Kalkaneusfrakturen.....	7
1.7 Frakturmechanismus und Klassifikation.....	8
Frakturmechanismus und die Klassifikation nach Essex-Lopresti.....	8
Klassifikation nach Sanders	10
Die AO-Klassifikation.....	12
1.8 Klinische Diagnostik und Bildgebung	13
1.9 Behandlung	15
Die konservative Therapie.....	15
Die minimalinvasiv-operative Therapie	16
Die offen-operative Therapie.....	18
Nachbehandlung	22
Offene Kalkaneusfrakturen.....	23
1.10 Komplikationen	24
Frühkomplikationen.....	24
Spätkomplikationen.....	25
1.11 Zielsetzung der Forschungsarbeit.....	27
2. Material und Methoden.....	29

2.1	Kalkaneus Modelle	29
2.2	Implantate	29
2.3	Maschinen und Werkzeuge	31
2.4	Erstellung der Fraktur und Versorgung des Knochens.....	31
2.5	Aufbau der Testvorrichtung	36
2.6	Biomechanische Testung	37
	Vortestungen.....	37
	Zyklische Testungen	38
	Maximalkrafttestungen	40
	Gissane-Winkel.....	40
	Steifigkeit.....	40
2.7	Statistische Auswertung	41
	Testung auf Normalverteilung und signifikante Unterschiede	43
3.	Ergebnisse	44
3.1	Peak to Peak Displacement bei 200N	44
3.2	Peak to Peak Displacement bei 600N	45
3.3	Peak to Peak Displacement bei 1000N	46
3.4	Total Displacement bei 1000N	50
3.5	Veränderungen im Gissane-Winkel.....	52
3.6	Plattenversagen bei Maximalkraft von 2000N und Art des Plattenversagens	54
3.7	Steifigkeit.....	57
3.8	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	59
4.	Diskussion.....	60
4.1	Knochenmodell	60
4.2	Frakturmodell	60

4.3	Fraktur-Versorgung	61
4.4	Biomechanische Testung	62
4.5	Statistische Auswertung	63
4.6	Diskussion der Ergebnisse	64
4.7	Ausblick.....	65
5.	Zusammenfassung.....	67
6.	Anhang.....	69
6.1	Statistische Auswertung	69
7.	Literatur	83
8.	Danksagung	88
9.	Curriculum Vitae.....	89

Abkürzungsverzeichnis

A.P.	anterior posterior
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen
Bzw.	Beziehungsweise
Ca.	Zirka
CT	Computertomographie
Ggf.	Gegebenenfalls
K-Draht	Kirschner-Draht
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomographie
ORIF	Offene Reposition, interne Fixation
OSG	Oberes Sprunggelenk
PMMA	Polymethylmethacrylat
USG	Unteres Sprunggelenk
Vgl.	Vergleiche
Vs.	Versus

1. Einleitung

1.1 Anatomie des Kalkaneus

Der knöchernen Fuß kann in drei Abschnitte unterteilt werden: Die Fußwurzel (Tarsus), den Mittelfuß (Metatarsus) und den Vorfuß (Antetarsus). Insgesamt gibt es im Fuß 28 Knochen, die über 35 Gelenke miteinander verbunden sind. Der Kalkaneus ist der größte dieser Knochen und dient als Kraftüberträger des Körpergewichts sowohl auf den Boden als auch auf den Fuß^{1,2}. Es kann zwischen einer anatomischen und funktionellen Einteilung unterschieden werden. Anatomisch zählt zum Tarsus der Talus, Kalkaneus, das Os cuboideum, das Os naviculare und die Ossa cuneiforme mediale, intermedium und laterale. Die fünf Ossa metatarsi zählen dabei zum Metatarsus und die fünf Phalanx proximales, die vier Phalanx mediales und die fünf Phalanx distales zum Antetarsus^{3,4}.

Funktionell erfolgt eine Unterteilung in den Rückfuß (Talus und Kalkaneus), Mittelfuß (Os cuboideum, Os naviculare, Ossa cuneiforme mediale, intermedium und laterale und die fünf Ossa metatarsi) und Vorfuß (die 14 Phalangen)³⁻⁵.

Über drei Gelenkflächen artikuliert der Kalkaneus mit dem Talus und bildet damit das untere Sprunggelenk. Es handelt sich hierbei, wie aus Abb. 1 zu entnehmen ist, um die Facies articularis talaris posterior, Facies articularis talaris medialis und die Facies articularis talaris anterior^{4,5}.

Ein weiteres Gelenk bildet der Kalkaneus mit dem Os cuboideum über die Facies articularis cuboidea^{3,4}.

Der dorsale Abschnitt des Kalkaneus besteht aus dem Tuber calcanei, während der dorsoplantare Abschnitt aus dem Processus medialis tuberi calcanei und Processus lateralis tuberi calcanei besteht. Über sie wird der Kontakt zum Boden hergestellt^{3,4}.

Medial ist der Kalkaneus konkav geformt. Am kranialen Pol ragt das Sustentaculum tali hervor unter welchem der Sulcus tendinis musculi flexoris hallucis longi verläuft, der für die entsprechende Sehne als Gleitlager dient ^{4,5}.

Lateral ist der Kalkaneus konvex geformt und bildet die Trochlea peronealis. Unter dieser Knochenstruktur verlaufen die Sehnen der Musculi peronei brevis et longus ⁴.

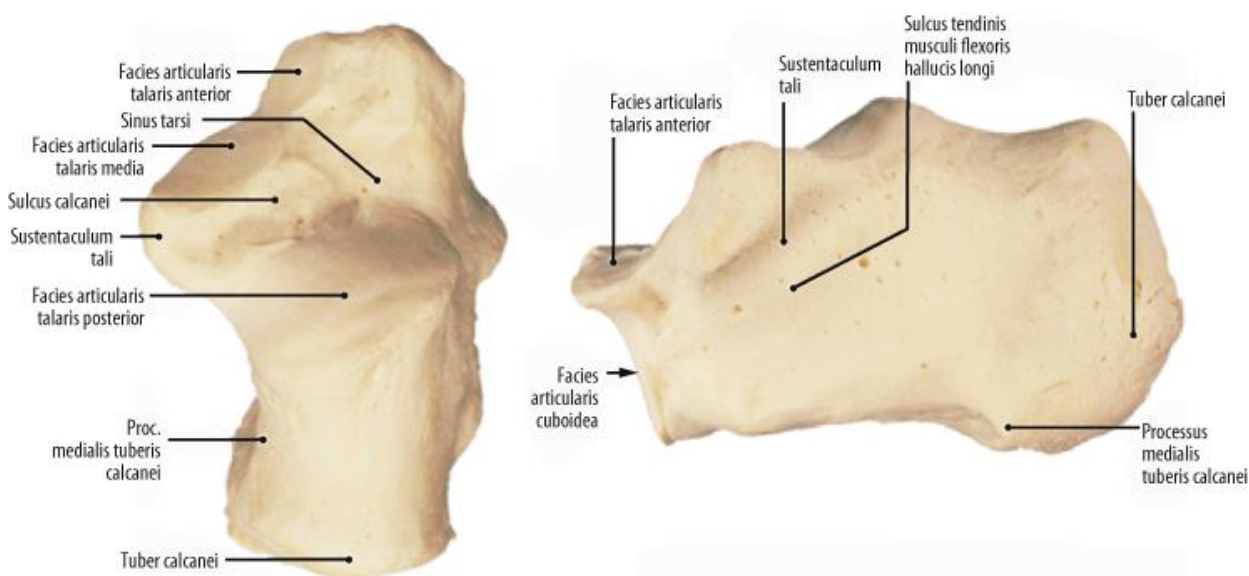


Abbildung 1. Makroskopische Anatomie des Kalkaneus. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

1.2 Gelenke

Bei dem unteren Sprunggelenk, welches von Talus, Os naviculare und Kalkaneus gebildet wird, handelt es sich funktionell um ein Scharniergelenk ³. Morphologisch wird es jedoch als Zapfen-Kugelgelenk bezeichnet. Bei den Gelenkflächen handelt es sich um die Articulatio subtalaris, die morphologisch das Zapfengelenk bildet, im dorsalen, und um das Articulatio talocalcaneonavicularis, die morphologisch das Kugelgelenk bildet (vergleiche hierzu Abb. 2), im ventralen Abschnitt ^{4,5}.

Die Articulatio subtalaris wird von der konkaven Facies articularis calcanea posterior des Talus und der Facies articularis talaris posterior des Kalkaneus gebildet. Die Articulatio talocalcaneonavicularis wird von der Facies articularis

calcanea media et anterior und der Facies articularis navicularis des Talus, der Facies articularis talaris media et anterior des Kalkaneus und der Gelenkpfanne des Os navicularis gebildet ^{3,4}.

Ventral der Facies articularis talaris posterior des Kalkaneus verläuft der Sulcus calcanei. An der entsprechenden Höhe des Talus verläuft der Sulcus tali. Zusammen bilden sie den Sinus tarsi in dem das Ligamentum talocalaneum intersosseum verläuft und somit die posteriore und die zwei ventralen Facetten voneinander getrennt werden ³⁻⁵.

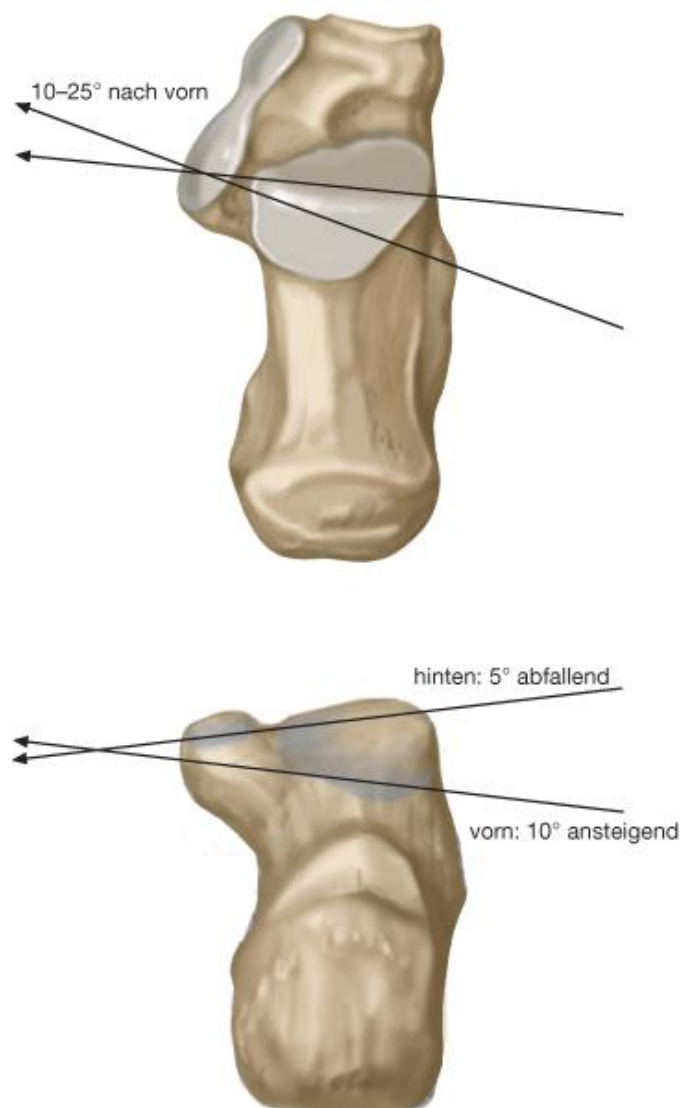


Abbildung 2. Lage des Sustentaculum tali und Darstellung der Gelenkflächen des Kalkaneus. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

Os naviculare und Kalkaneus werden durch das Ligamentum calcaneonaviculare plantare (=Pfannenband) als überknorpelte Faserplatte getrennt und lateral durch das Ligamentum calcaneonaviculare, einem Teil des Ligamentum bifurcatum, verbunden³⁻⁵.

Das untere Sprunggelenk wird zum Teil durch die Bänder des oberen Sprunggelenks mit stabilisiert. Die Pronation wird durch die Pars tibio calcanea und Pars tibionavicularis des Ligamentum deltoideum und die Supination durch das Ligamentum calcaneofibulare gebremst. Das Ligamentum talocalcaneum beschränkt sich auf das untere Sprunggelenk und verhindert die Supination. Das im Sinus tarsi gelegene Ligamentum talocalcaneum interosseum ist ebenfalls nur auf das untere Sprunggelenk, welches es in seine zwei Kammern trennt, begrenzt und verhindert mit seinen medialen Fasern die Pronation und mit seinen lateralen die Supination⁴.

Die Beweglichkeit des unteren Sprunggelenkes, sprich die Beweglichkeit zwischen Talus und Kalkaneus, beschränkt sich auf eine Inversion und Eversion. Sie beträgt nach der Neutral-Null-Methode im Schnitt eine Eversion/Inversion von 10°/0°/20°. Pronation und Supination beschreiben hingegen die Bewegung des Vorfußes zu Talus und zum Unterschenkel. Physiologische Werte nach der Neutral-Null-Methode wären hier eine Pronation/Supination von 25°/0°/50°³⁻⁵.

Die Bewegungsachse des unteren Sprunggelenkes verläuft von dorsolateral nach ventromedial. Dabei weicht die Achse um zirka 40° von der Horizontalebene und 20° von der Sagittalebene ab^{4,5}.

1.3 Funktionelle Anatomie des Fußes

Die Funktion des Fußes ist die Übertragung des Körpergewichts auf den Boden. Im oberen Sprunggelenk wird die meiste Kraft von der distalen Tibia auf die Trochlea tali und ein kleiner Teil von der distalen Fibula auf den Processus lateralis tali übertragen. Der Talus trägt dabei das gesamte Körpergewicht²⁻⁴.

Vom unteren Sprunggelenk wird die Kraft auf drei Säulen verteilt. Die mediale Säule verläuft über den Taluskopf durch Ossa naviculare, cuneiforme mediale

und metatarsale I. Die laterale Säule verläuft durch den Talus in den Kalkaneus und von dort durch die Ossa cuboideum und metatarsi V. Letztlich wird die dorsale Säule durch die Kraftübertragung von Talus auf Kalkaneus in den Tuber calcanei gebildet ^{3,4}.

1.4 Mikroarchitektur

Der makroskopische Aufbau des Kalkaneus ist entscheidend für seine Stabilität und für das Verständnis der typischen Frakturformen. Wie die meisten Knochen des menschlichen Körpers besteht der Aufbau von außen nach innen aus der Knochenhaut, dem Periost, der Kortikalis (Substantia compacta) und der Spongiosa (Substantia spongiosa) ⁶. Die Kortikalis ist besonders stabil und an Stellen mit erhöhter Belastung verstärkt: an allen Gelenkfacetten, besonders an der posterioren Facette, der medialen Knochenwand, der Fläche inferior des Sustentaculum, dem Ansatz der Achillessehne, dem tuberculum mediale et laterale und der Fläche zwischen den drei plantaren Tuberkeln ⁷. An der lateralen Wand ist die Kompakta hingegen wesentlich dünner. Durch die Spongiosa verlaufen Trabekel entsprechend der Belastung durch Sehnen und Körpergewicht ^{2,7}.

Athavale et al. unterteilten die Trabekel des Kalkaneus in sechs Gruppen ⁷. Eine Gruppe von dichten, eng aneinander liegenden und parallel verlaufenden Trabekeln zieht vom oberen Anteil der Facies articularis talaris posterior zum oberen Drittel der posterioren Fläche des Kalkaneus, eine weitere zieht von der Facies articularis talaris posterior zum medialen und lateralen Tuberkel, eine Gruppe zieht pyramidenförmig von der Facies articularis cuboidalis zur verdickten Kompakta anterior der Facies articularis talaris posterior, die vierte Gruppe zieht nah entlang der plantaren Fläche beginnend von der posterioren Oberfläche des Kalkaneus nach plantar konvex gebogen zur Facies articularis cuboidalis, die fünfte Gruppe zieht vom Ansatz der Achillessehne zu den beiden plantaren Tuberkeln und die sechste Gruppe zieht vom Sustentaculum tali herab zur dicken Kompakta der medialen Wand des Kalkaneus ⁷.

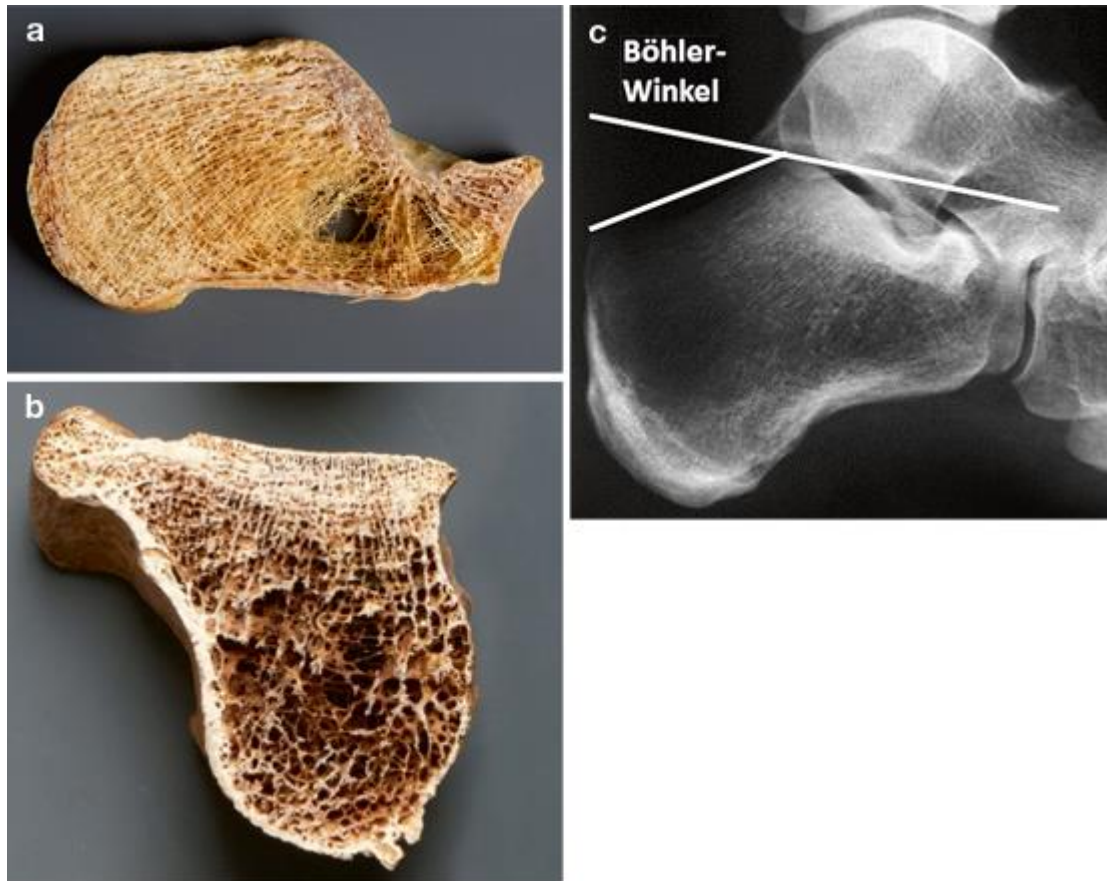


Abbildung 3. Mikroarchitektur des Kalkaneus. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

1.5 Durchblutung

Nach einer Studie von Andermahr et al., in der 13 untere Extremitäten von menschlichen Kadavern ein Polymer injiziert bekamen, werden je 45% des Kalkaneus über mediale als auch laterale Arterien versorgt ⁸. Lediglich 10% der Blutversorgung erfolgt über die A. sinus tarsi ⁸.

Die medialen und lateralen Äste werden in den meisten Fällen aus der A. tibialis posterior gespeist. Andermahr et al. konnten lediglich in zwei Proben eine Versorgung der lateralen Äste über die A. fibularis nachweisen. Es ist demnach zu vermuten, dass eine relevante Unterbrechung der Blutversorgung durch einen operativen, lateralen Zugang zu einer Knochennekrose führen kann ⁸.

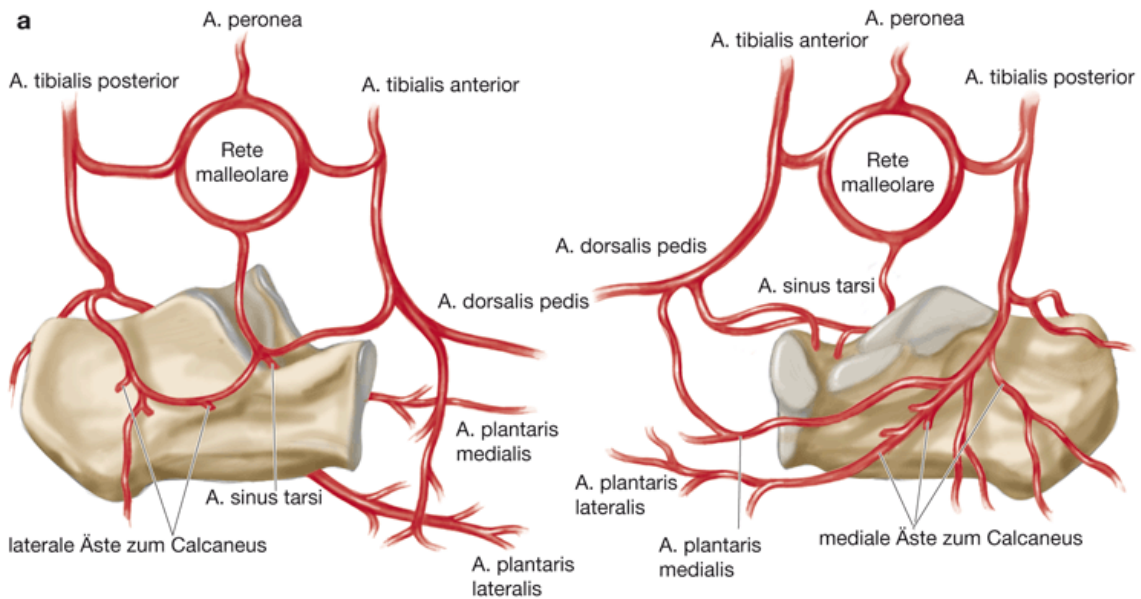


Abbildung 4. Blutversorgung des Kalkaneus. In der Regel erfolgen 90% der Blutversorgung durch die A. tibialis posterior und nur 10% durch die A. sinus tarsi. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ^{2,8}

1.6 Epidemiologie der Kalkaneusfrakturen

Mit 1-2% machen Kalkaneusfrakturen nur einen kleinen Anteil aller Frakturen aus, jedoch stellen sie meistens eine große Herausforderung an den Chirurgen und Patienten dar ⁹. Die Umstände, wie die hohe Wahrscheinlichkeit einer intraartikulären Fraktur, der dünne mediale und laterale Weichteilmantel sowie die funktionelle Bedeutung des Kalkaneus zum Laufen implizieren, dass es häufig zu primären und sekundären Komplikationen, sowie Einschränkungen in der Lebensqualität des Patienten kommt ^{2,10}.

Die häufigste Ursache für eine Kalkaneusfraktur ist das Dezelerationstrauma, bzw. das Hochrasanztrauma ⁹. An erster Stelle liegt dabei der Sturz aus großer Höhe, gefolgt vom Verkehrsunfall, wobei es sich häufig um Arbeitsfälle handelt ¹¹. Historisch wurde diese Fraktur nicht ohne Grund als „Lovers fracture“ bezeichnet; um einer Entdeckung zu entkommen wählten Geliebte häufig den Weg vom Balkon ihrer Geliebten herunter. Durch Pech oder Ungeschick kam es gehäuft zu

Stürzen mit Kalkaneusfrakturen¹². Diese und weitere Gründe führen dazu, dass Männer etwas häufiger betroffen sind als Frauen.

Die hohe Energie des Traumas führt dazu, dass Patienten häufig polytraumatisiert sind und bei fast 90% intraartikuläre Frakturen auftreten¹³. Zudem kommt es bei knapp einem Fünftel der Fälle zu beidseitigen Kalkaneusfrakturen, bei einem Zehntel zu offenen Frakturen und bei fast jeder Fraktur zu einem I° bis II° Weichteilschaden¹¹.

1.7 Frakturmechanismus und Klassifikation

Viele Autoren haben in der Vergangenheit den Versuch gewagt, das komplexe Thema der Kalkaneusfrakturen zu erläutern und eine Klassifikation zu entwickeln, die es erlaubt sowohl den Frakturmechanismus als auch auf die Morphologie und die notwendige Therapie zu schließen. Mit dem Artikel „Diagnosis, Pathology, and treatment of fractures of the os calcis“ hat Böhler im Jahre 1931 wahrscheinlich als erster eine genaue Beschreibung des Frakturmechanismus und eine Einteilung vorgenommen¹⁴. Essex-Lopresti prägte das genauere Verständnis des Frakturmechanismus mit seiner Einteilung in die „Tongue-Type“- und die „Joint-Depression-Type“-Fraktur¹⁵. Die Klassifikation von Sanders aus dem Jahre 1992 hat heute wohl die größte klinische Bedeutung, da sie eine genaue radiologische Einteilung mittels Auswertung der CT-Schnittbilder ermöglicht¹⁴. Das folgende Kapitel soll die geschichtliche Entwicklung der Vorstellung des Frakturmechanismus und der Klassifikation von Kalkaneusfrakturen näherbringen.

Frakturmechanismus und die Klassifikation nach Essex-Lopresti

Essex-Lopresti stellte 1952 zwei sich wesentlich unterscheidende Frakturverläufe vor:

- I. Der laterale Frakturverlauf: Durch eine meist relativ geringe Krafteinwirkung wird das hintere Subtalargelenk rasch in Eversion geführt.

Mit seiner lateralen Spitze wird der Talus in den kritischen Winkel nach Gissane gedrückt und führt somit zu einer Fraktur, die von dort vertikal nach plantar verläuft ¹⁵.

- II. Der mediale Weg: Ist die Kraft, die auf den Kalkaneus wirkt, groß genug, wird sie anschließend medial weitergeleitet. Durch das Articulatio subtalaris anterior verlaufend, geht sie in das Sustentaculum tali über. Es kann hierbei zum Abbrechen des Sustentaculum kommen und im weiteren Verlauf sogar der medialen Seite der posterioren subtalaren Gelenkfläche. Laut Essex-Lopresti ist dieser Frakturverlauf, bis auf wenige Ausnahmen, sehr konstant. Der Frakturverlauf kann an dieser Stelle enden, wenn die einwirkende Kraft ein bestimmtes Maß nicht überschreitet oder sie endet ¹⁵.

Wenn die Kraft weiterwirkt, hängt der weitere Frakturverlauf vom Winkel der Kraft in der Sagittalebene ab. Es kann nach Essex-Lopresti demnach entweder zu einer Tongue-Type oder einer Joint-Depression Fraktur kommen.

- I. Tongue-Type: Bei dieser Frakturform kommt die einwirkende Kraft von vertikal. Die Spitze des lateralen Talus wird in den Gissane-Winkel getrieben und führt, wie zuvor erwähnt, zu einer Frakturlinie auf der lateralen Seite des Kalkaneus nach plantar. Die Keilwirkung des Talus führt dann zu einer weiteren Frakturlinie vom Gissane-Winkel nach posterior durch das Tuber calcanei hindurch. Hört die einwirkende Kraft an dieser Stelle nicht auf, kommt es durch folgenden Vorgang zur Dislokation der Fragmente: Das untere Fragment der „Zunge“ wird durch den steigenden Druck von kranial und fortbestehenden Kontakt zum Boden nach dorsal und kranial verschoben. Es gleiten bei diesem Vorgang alle Frakturfragmente auseinander ¹⁵.

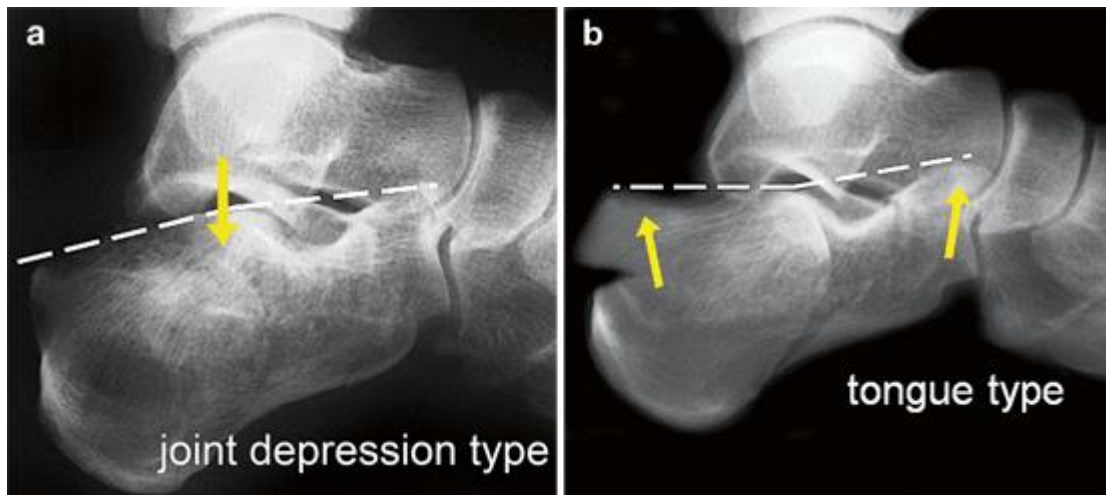


Abbildung 5. Joint depression und Tongue-Type fracture nach Essex-Lopresti. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

- II. Joint-Depression Type: Diese häufigere Frakturform tritt auf, wenn die einwirkende Kraft etwas horizontaler als beim Tongue-Type-Fracture auf den Kalkaneus wirkt. Die Fraktur ähnelt der des Tongue-Type-Fractures. Der Unterschied besteht hauptsächlich darin, dass beim Joint-Depression-Type der lange Hebel durch den Tuber calcanei fehlt und die Frakturlinie dorsal der posterioren Gelenkfacette nach kranial wandert. Wie der Name vermuten lässt, kommt es bei exzessiver Krafteinwirkung dieser Frakturform zum Eindrücken der postero-lateralen Gelenkfläche in die laterale Wand hinein. Es kippt dabei nach dorsal und dreht sich um seine eigene Achse in der Sagittalebene. Ähnlich der Tongue-Type-Fracture kommt es bei stärker einwirkender Kraft zu einer Anhebung des dorsalen Abschnitts des Tuber-Fragments und damit zur Öffnung der primären Frakturlinie ¹⁵.

Klassifikation nach Sanders

Die Einteilung der Kalkaneusfrakturen nach Sanders aus dem Jahr 1992 richtet sich nach dem coronaren und axialen CT Bild. Es wird hierbei der Bereich gesucht, der die größte posteriore Gelenkfläche des Talocalcanealen-Gelenkes abbildet ¹⁴.

Nicht dislozierte Frakturen werden, unabhängig der Frakturlinien, als Typ I Frakturen klassifiziert. Diese Frakturen besitzen keine Gelenkbeteiligung und können, soweit kein großes disloziertes, extraartikuläres Fragment vorhanden ist, konservativ versorgt werden ¹⁴.

Um Frakturen mit Beteiligung der posterioren Gelenkfacette korrekt einordnen zu können, entwickelte Sanders drei gedachte Frakturlinien im coronaren CT-Schnittbild. Es ist besonders wichtig, dass das Sustentaculum tali auf diesem Schnitt sichtbar ist. Die Frakturlinien werden von lateral nach medial als A, B und C bezeichnet. So entstehen vier potenzielle Säulen: eine laterale, eine zentrale, eine mediale und eine sustentaculäre ¹⁴.

Bei Typ II Frakturen handelt es sich nach Sanders um Frakturen mit zwei Fragmenten, die die posteriore Gelenkfacette betreffen. Entsprechend der Frakturlinie werden sie als Typ IIa, IIb oder IIc bezeichnet. Typ III Frakturen besitzen drei Fragmente, welche die posteriore Gelenkfacette betreffen. Diese Frakturen besitzen typischer Weise ein zentrales, impaktiertes Fragment und es können Typ IIIAB, IIIAC und IIIBC unterschieden werden. Bei Typ IV Frakturen kommt es zu drei Frakturlinien in der posterioren Gelenkfacette mit folglich vier Fragmenten ¹⁴.

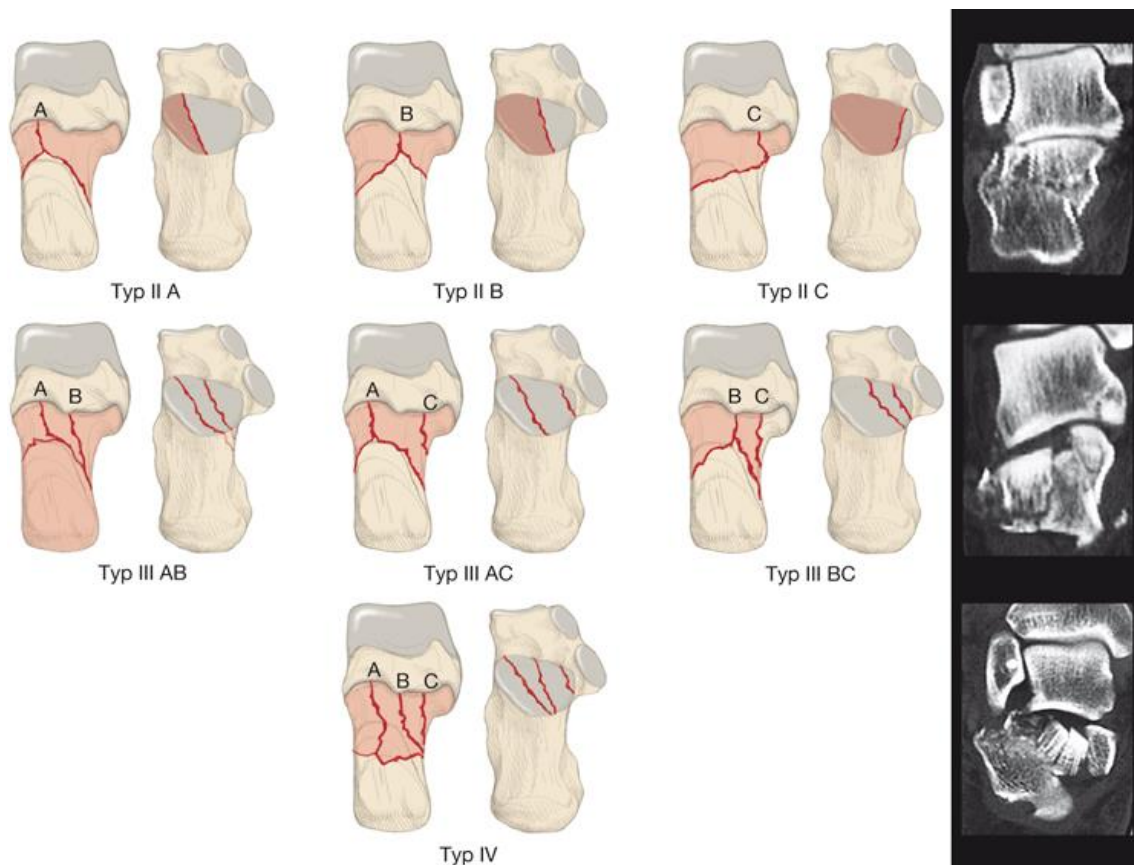


Abbildung 6. CT-Klassifikation von Kalkaneusfrakturen nach Sanders. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

Die AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation unterscheidet zwischen den Fraktur-Gruppen A, B und C. Bei der Gruppe A handelt es sich um extraartikuläre Frakturen. Die Gruppe B beschreibt Frakturen mit Beteiligung der Gelenkflächen. Frakturen der Gruppe C sind immer mit einer Luxation verbunden. Die einzelnen Gruppen können ferner unterteilt werden, um die Frakturmorphologie genauer beschreiben zu können. Heutzutage findet die AO-Klassifikation für Kalkaneusfrakturen ihre Bedeutung in der Wissenschaft und weniger im klinischen Alltag ².

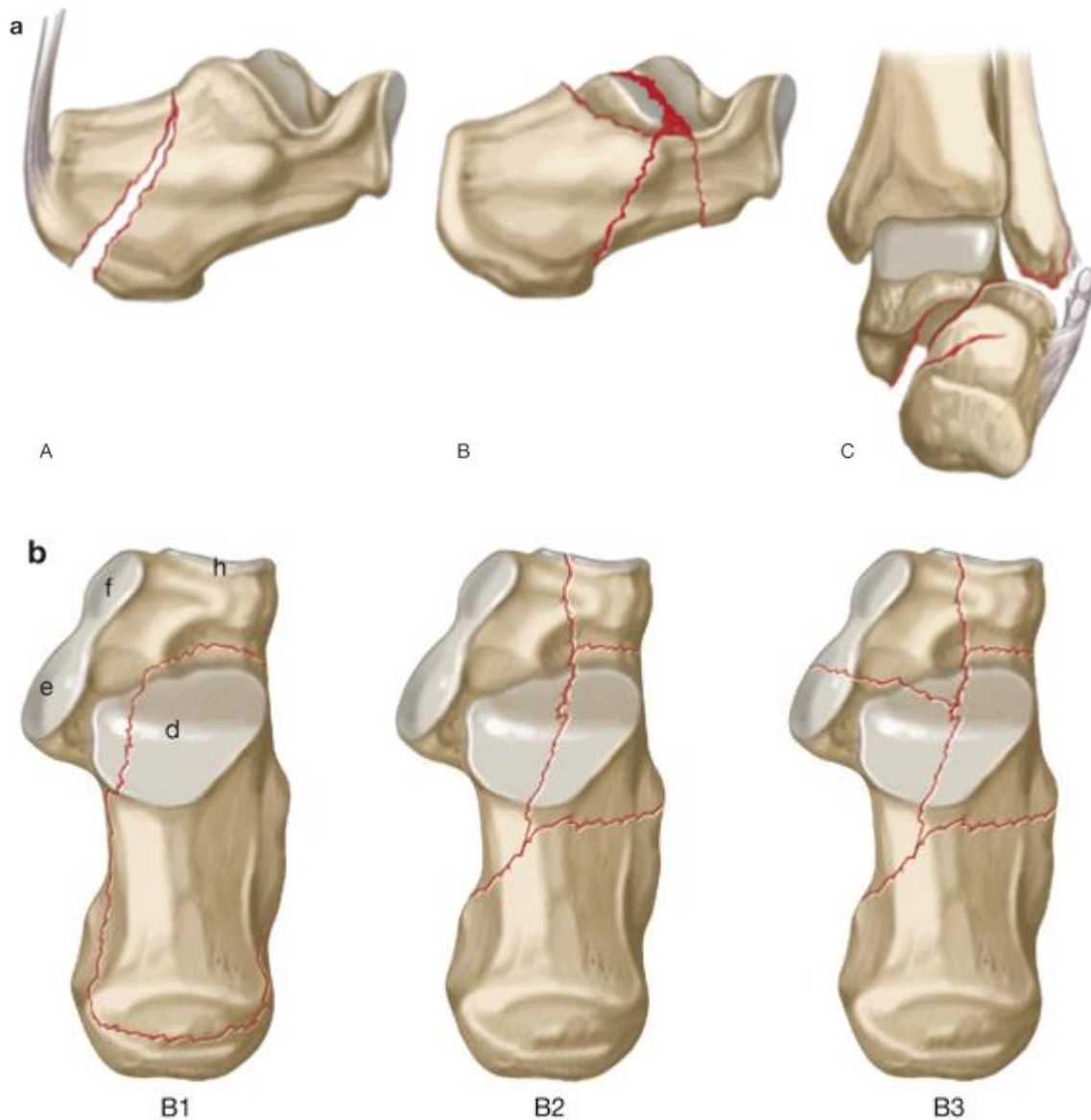


Abbildung 7. AO-Klassifikation nach Zwipp et al. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer. ²

1.8 Klinische Diagnostik und Bildgebung

Bei Vorstellung eines Patienten mit Verdacht auf eine Kalkaneusfraktur sollte zunächst eine genaue Anamnese erfolgen. Aufgrund der Schwere der meisten Unfälle mit Kalkaneusfrakturen sind weitere Verletzungen auszuschließen ^{16,17}. Nach der Anamnese erfolgt die Inspektion des Fußes. Mögliche offene Verletzungen sind schnell zu erkennen. Eine erhebliche Weichteilschwellung, ein

Bluterguss unterhalb der Knöchel, eine eingeschränkte Pro- und Supination bei normaler Extension und Flexion sowie eine Fehlstellung des Rückfußes weisen auf eine geschlossene Fraktur hin². Eine Gefahr der Weichteilschwellung stellt das, für die Vitalität des Fußes bedrohliche, Kompartmentsyndrom dar¹⁷. Bei Verdacht auf ein Kompartmentsyndrom kann eine Druckmessung erfolgen⁹. Anschließend erfolgt die körperliche Untersuchung. In jedem Fall sollten die Fußpulse getastet werden, um eine Minder- oder gar fehlende Perfusion des Fußes auszuschließen, sowie, bei ansprechbaren Patienten, eine neurologische Untersuchung des Fußes mit Testung der Sensorik und Motorik erfolgen.

Darauffolgend wird der Fuß palpiert. Schmerzen, Krepitationen und eine eingeschränkte Beweglichkeit stellen ebenfalls einen Hinweis für eine Fraktur dar. Falls die Schmerzen des Patienten es zulassen sollte die Beweglichkeit des Fußes geprüft werden. Dies wird zunächst aktiv durch den Patienten durchgeführt und dann passiv durch den Untersucher getestet.

Eine anschließende Bildgebung kann den klinischen Verdacht einer Kalkaneusfraktur verifizieren. Zunächst sollten konventionelle Röntgenaufnahmen des betroffenen Fußes in drei Ebenen erfolgen⁹. Es handelt sich bei den Standardebenen um eine axiale, sowie laterale Aufnahme des Kalkaneus und eine dorsoplantare Aufnahme des Fußes. Liegt eine Luxationsfraktur vor sollte zudem eine a.p.-Aufnahme des oberen Sprunggelenkes durchgeführt werden, mit der eine Varuskippung ausgeschlossen werden kann⁹.

Im Röntgenbild werden bei Kalkaneusfrakturen im Wesentlichen zwei Winkel bestimmt: der Gissane- und Böhler-Winkel. Der Gissane Winkel wird von einer Verdickung der Kortikalis im Bereich der Facies articularis talaris posterior gebildet und besitzt einen physiologischen Winkel von 125-140°. Um die Verhältnisse im Rückfuß zu beurteilen, ist der Böhler-Winkel hilfreich. Er besitzt physiologischer Weise einen Winkel von 20-40°².

Essenziell für die Validation, die Klassifikation und präoperative Planung einer Kalkaneusfraktur ist die Computertomographie. Es ist wichtig sowohl die

coronaren, als auch die axialen Schnittbilder auszuwerten. Wie zuvor erwähnt, kann anhand des koronaren Schnittbildes im Bereich der posterioren Gelenkfacette die Fraktur nach Sanders klassifiziert werden¹⁴. Keine zusätzlichen Informationen bringt hingegen die Magnetresonanztomographie und sollte daher nicht bei jeder Kalkaneusfraktur Anwendung finden⁹.

1.9 Behandlung

Die Therapie der Kalkaneusfraktur besteht aus zwei Grundpfeilern: einerseits die konservative, zum anderen die operative Therapie. Die operative kann weiter in eine minimalinvasive und eine offen-operative Therapie unterteilt werden². In den meisten Fällen muss die Wahl nicht notfallmäßig getroffen, sondern kann anhand unterschiedlicher Kriterien gestellt werden. Entscheidend für die Wahl des Therapiekonzeptes sind insbesondere die individuellen Ansprüche des Patienten².

Die konservative Therapie

Generell gilt, dass Kalkaneusfrakturen konservativ behandelt werden können, insbesondere wenn sie entweder nicht oder nur geringgradig extraartikulär disloziert sind. Zudem können intraartikuläre Frakturen mit einer Gelenkstufe von weniger als 2mm in der posterioren, medialen oder kuboidalen Facette sowie Frakturen mit nur einer geringen Rückfußfehlstellung von weniger als 5° Varus oder weniger als 10° Valgus konservativ behandelt werden. Gelenkstufen, besonders in der posterioren Gelenkfacette, führen zu ungünstigeren Kräfteverhältnissen im Gelenk und die Indikation zur konservativen Therapie sollte daher streng kontrolliert werden^{2,9,18}.

Unter den einfachen Frakturen gelten isolierte Sustentaculum Frakturen und zwei Teile-Scherfrakturen als instabil und sollten somit operativ versorgt werden⁹.

Unter gewissen Umständen kann trotz verletzungsmorphologischer Indikation zur primär-offenen Therapie diese nicht ohne drohende Komplikationen durchgeführt werden. In diesen Fällen muss häufig ein minimalinvasives Verfahren oder sogar ein konservatives Verfahren gewählt werden. Es handelt

sich hierbei meist um Vorerkrankungen oder Lebensgewohnheiten, wie zum Beispiel eine relevante Immundefizienz, eine relevante periphere Verschlusskrankheit, schwere Allgemeinerkrankungen, ein schlecht eingestellter Diabetes mellitus sowie chronisch schwerer Nikotinabusus oder Drogenabusus. Weiterhin ist bei extremer Weichteilzerstörung, superinfizierten Weichteilen und starker Zerstörung aller Gelenkanteile bei Trümmerfrakturen die konservative Therapie indiziert ^{2,16,19}.

Eine Altersbeschränkung für eine operative Therapie gibt es nicht. Der individuelle Anspruch der Patientin oder des Patienten an das Sprunggelenk Beachtung finden ¹⁹.

Die funktionell-konservative Therapie besteht zunächst aus konsequenter Hochlagerung und Kühlung der betroffenen Extremität sowie einer adäquaten Analgesie. Ferner kann die Weichteilschwellung mit Lymphdrainagen und aktiver Krankengymnastik weiter reduziert werden ⁹.

Eine geschlossene Reposition ist durch einen longitudinalen Zug und eine Kompression der Fersen durchaus möglich. Eine anschließende Gipsschiene, die bis unter das Kniegelenk reicht und den Fuß in 45° Equinus fixiert ist danach anzulegen. Omoto und Nakamura konnten mit diesem Verfahren gute bis sehr gute Ergebnisse erzielen ²⁰. In unserer Klinik ist diese Methode sehr unüblich und bei einer notwendigen Reposition wird diese eher durch eine OP erreicht.

Eine Ruhigstellung des betroffenen Beines kann anhand eines immobilisierenden Unterschenkelgehgipsverbandes, eines Sarmiento-Gehgipsverbandes oder einem Tibiakopffentlastungsstiefels für sechs bis zwölf Wochen mit einer Teilbelastung von 20 kg erfolgen. Nach diesem Zeitraum kann in der Regel eine Vollbelastung erfolgen ⁹.

Die minimalinvasiv-operative Therapie

Die minimalinvasiv-operative Therapie besitzt zum jetzigen Zeitpunkt eine besondere Relevanz bei polytraumatisierten Patienten, die nicht primär-offen ausversorgt werden können, um eine temporäre Stabilisierung der

Kalkaneusfraktur zu ermöglichen. In solchen Fällen wird meist nach einer geschlossenen Reposition ein Fixateur externe angebracht².

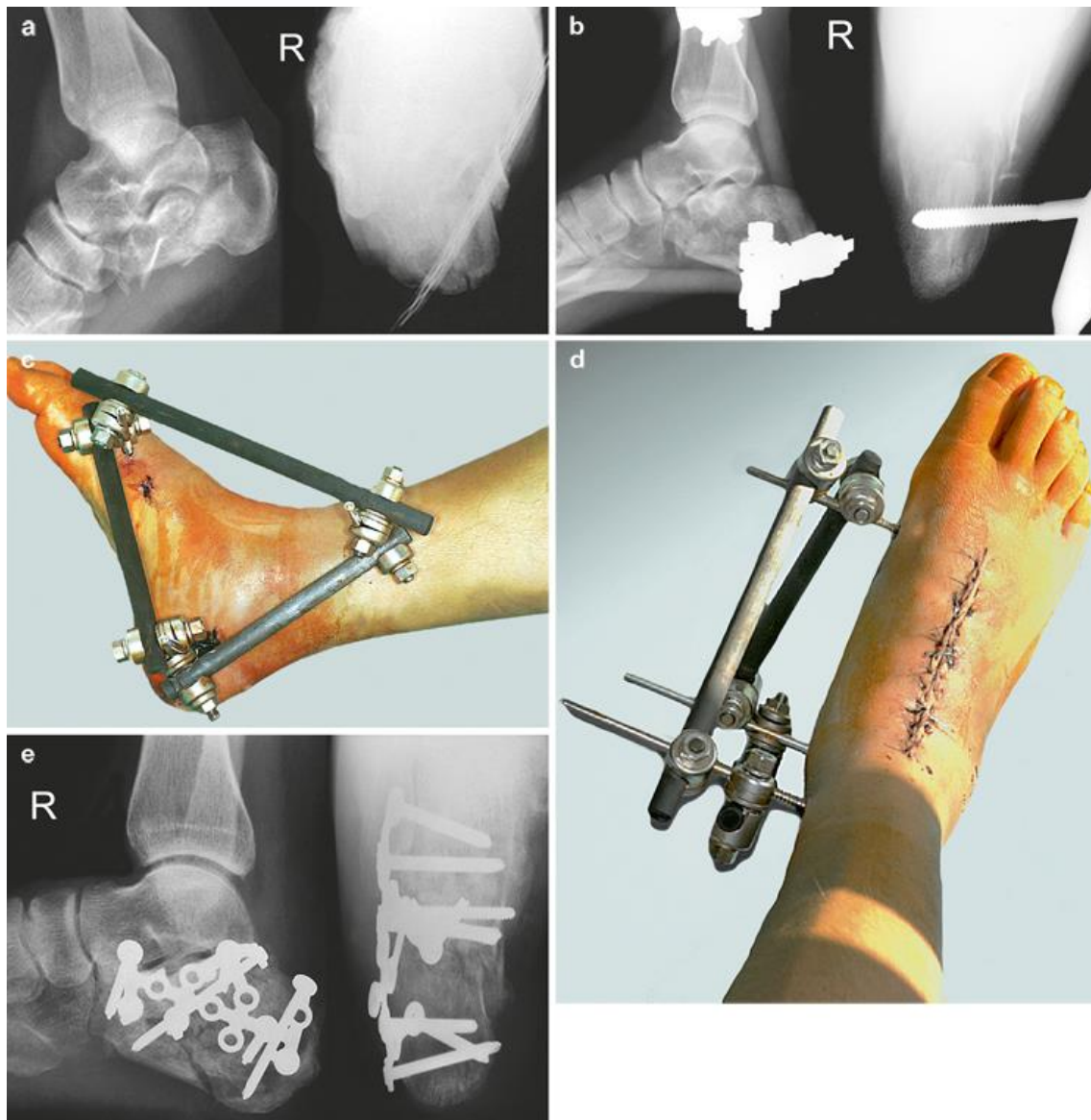


Abbildung 8. In den oben gezeigten Röntgen- und klinischen Bildern zeigt sich eine stark dislozierte Kalkaneusfraktur, die aufgrund der Schwellung zunächst mit einem Dreipunkt-Fixateur und anschließend, nach Abschwellung der Weichteile, mit einer Plattenosteosynthese von lateral versorgt wurde. Mit freundlicher Erlaubnis von Springer.²

Des Weiteren kann die minimal-invasive Therapie bei einfachen intraartikulären und dislozierten extraartikulären Frakturen Anwendung finden. Schwere

intraartikuläre dislozierte Frakturen können unter bestimmten Voraussetzungen zudem minimalinvasiv-operativ versorgt werden, wenn Kontraindikationen zum offenen Vorgehen vorliegen sollten ^{2,9,19}.

Die geschlossene Reposition mit perkutaner Schraubenosteosynthese wurde bereits im Jahr 1934 von Westhues beschrieben. Es erfolgte eine Weiterentwicklung dieser Methode durch Gissane und Essex-Lopresti. Diese minimalinvasive Versorgung sollte idealerweise innerhalb der ersten Woche nach Trauma erfolgen, um die dann stärker werdende Weichteilretraktion zu umgehen. Eine Reposition erfolgt mittels einer in das Tuber calcanei eingebrachte Schanz-Schraube mit T-Griff und wird häufig radiologisch und arthroskopisch überprüft. Nach einer erfolgreichen Reposition werden die Fragmente mit Schrauben fixiert. Die Nachbehandlung erfolgt früh funktionell, idealerweise am ersten postoperativen Tag. Eine Teilbelastung mit 20 kg sollte für sechs bis acht Wochen erfolgen ^{15,21,22}.

Vorteile dieser Therapie sind in erster Linie eine Schonung der Weichteile. Rammelt konnte in einer klinischen Studie von 33 minimalinvasiv versorgten Kalkaneusfrakturen zeigen, dass es zu keiner einzigen Wundheilungsstörung oder Infektion kam. Nachteil dieser Methode ist zum jetzigen Zeitpunkt im Wesentlichen die häufig ungenügende perkutane Reposition ^{22,23}.

Die offen-operative Therapie

Die offen-operative Therapie wird bei intraartikulären Frakturen mit einer Gelenkstufe von über 2mm oder bei einer relevanten Rückfußfehlstellung mit einem Varus $>5^\circ$ oder einem Valgus $> 10^\circ$ empfohlen ^{2,9}.

Die Wahl des Zeitpunktes einer operativen Therapie hängt wiederum von mehreren Faktoren ab. Falls eine operative Therapie gewählt wird, sollte die Versorgung möglichst innerhalb von 14 Tagen erfolgen. Ein späterer Zeitpunkt ist nicht empfehlenswert es sei denn das Tuber-Fragment ist nicht disloziert oder wurde zuvor perkutan gesichert, da die Rate an Wundheilungsstörungen und Infektionen durch die Verzögerung erheblich erhöht wird ^{11,19,24}.

Das Vorgehen der Wahl ist bei dieser Therapie der laterale Zugang. Die Operation wird in Rücken- oder Seitenlage mit einem Tisch, der Durchleuchtung zulässt und in der Regel mit anliegender Oberschenkelblutdruckmanschette, die für Blutleere sorgt, durchgeführt. Der Patient wird auf der gesunden Seite gelagert, während der frakturierte Fuß mit einem Polsterkeil unterfüttert wird. Anschließend wird der Fuß ausgewickelt und eine Blutsperre von 100-150 mmHg über dem systolischen Blutdruck angelegt ^{25,26}.



Abbildung 9. Es wird der ausgedehnte laterale Zugang dargestellt. Besondere Beachtung sollte dem N. suralis gezeigt werden.

Nach sterilem Abwaschen und Abdecken erfolgt die Planung der Schnitfführung. Die anatomischen Landmarken sind beim lateralen Zugang der Malleolus lateralis, Achillessehne sowie der Processus styloideus der Basis des Metatarsale V. Es wird ein geschwungener Schnitt zwischen dem lateralen Anteil der Achillessehne und des Malleolus lateralis bis zu Basis des Os metatarsale V

durchgeführt. Nach vorsichtiger Durchtrennung des Subkutangewebes unter Schonung des proximal gelegenen N. suralis, der V. saphena parva und der distal liegenden Peronealsehnen, wird das Periost eröffnet. Der subperiostal abgelöst Lappen wird nach dorsal weggeklappt. Von besonderer Bedeutung ist, dass der Lappen geschont wird und nur stumpfe Haken mit wenig Zug oder gebogene K-Drähte verwendet werden. Letztlich wird das Lig. calcaneofibulare durchtrennt, um somit die Visualisierung, Reposition des Subtalargelenkes und anschließende osteosynthetische Versorgung zu ermöglichen ^{25,27}.

Zur leichteren Reposition kann eine 6,5mm Schanzschraube mit Handgriff durch eine kleine Inzision in das Tuber calcanei eingebracht werden. Zuerst wird das sustentaculäre „Schlüsselfragment“ identifiziert und in Kongruenz zur Gelenkfläche mittels eines plantar eingebrachten K-Drahtes fixiert. Anschließend erfolgt die Gelenkrekonstruktion Schritt für Schritt von medial nach lateral mit vorübergehender Fixation mittels K-Drähten ^{26,27}.

Zur Kontrolle einer exakten Reposition im USG sollte intraoperativ eine offene Arthroskopie oder eine Iso-C-3D Bildgebung erfolgen. Bei fehlender Kongruenz mit Gelenkstufe oder überstehenden Schrauben sollte eine Reposition erneut durchgeführt werden. Letztlich erfolgt die Reposition und kurzfristige Transfixation des Tuberfragments sowie des Proc. anterior Fragments mittels zwei K-Drähten ²⁷.

Nach erfolgreicher Reposition kann schließlich die winkelstabile Platte von lateral eingebracht werden. Es werden in der Regel sechs bis acht winkelstabile Schrauben verwendet. Mindestens je zwei Schrauben werden in die Fragmente des Tubers, Sustentaculum und Proc. anterior eingebracht. Bei der Platzierung der Schrauben ist es von zentraler Bedeutung, dass das Sustentaculum tali mit mindestens zwei Schrauben fixiert wird, um die subtalare Gelenkfacette zu sichern. Radiologische Lagekontrollen werden in verschiedenen Ebenen intraoperativ durchgeführt. Die zur vorübergehenden Transfixation benötigten K-Drähte können anschließend entfernt werden ^{26,27}.

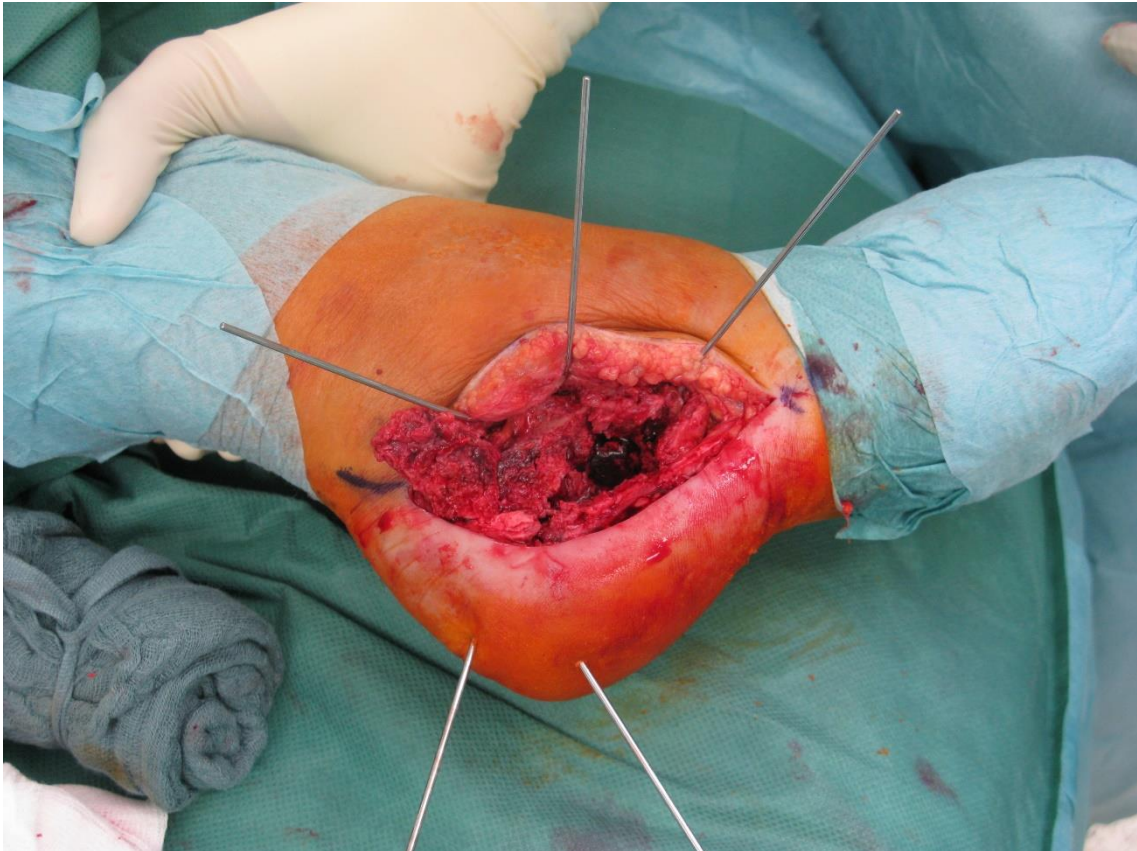


Abbildung 10. Gezeigt wird der laterale Zugang. Der proximale Hautlappen wird unter äußerster Schonung mit K-Drähten angehoben.

Schließlich erfolgt eine subtile Blutstillung, Einlage einer Redon-Drainage sowie eine Subkutan- und Hautnaht. Die Redon-Drainage kann bei komplikationslosem Verlauf nach zwei bis drei Tagen entfernt werden. Bei stärkerer Blutung aus der Spongiosa sollte zur Minimierung einer Hämatombildung ein Kollagenvlies eingelegt werden ^{26,27}.



Abbildung 11. Intraoperatives Bild. Die Kalkaneusfraktur wurde zunächst reponiert, dann die Stellung mit K-Drähten gesichert, um letztlich die Plattenosteosynthese zu implantieren und die K-Drähte zu entfernen.

Nachbehandlung

Nach offen operativer Therapie wird intraoperativ eine Unterschenkelgipsschiene angelegt. Diese fördert die Abschwellung, Wundheilung und sichert die Stellung des O- und USG in 90°. Unmittelbar postoperativ sollte die Patientin oder der Patient mit aktivem Drücken mit der Fußsohle gegen den Gips beginnen. Lymphdrainage und Hochlagerung fördern zusätzlich die für die Wundheilung wichtige Abschwellung. Ab dem zweiten postoperativen Tag sollte mit einer passiv-funktionellen Therapie begonnen werden. Im OSG sollte hierbei ein Extensions/Flexions-Bewegungsausmaß von 0/0/30° und eine Pronation/Supination im USG von 10/0/10° durchgeführt werden. Bei

Fortschreiten der Wundheilung sollte im Verlauf ein physiologisches Bewegungsausmaß erreicht werden ^{2,27}.

Bei schweren Frakturen sollte eine Entlastung für sechs bis acht Wochen mit anschließender, sich steigernder Teilbelastung für sechs weitere Wochen erfolgen. Hier ist der Rückfußentlastungsschuh zu empfehlen. In manchen Fällen wird die Teilbelastung auf 12 Wochen verlängert. Nach röntgenologisch kontrollierter Konsolidierung der Fraktur kann anschließend eine Auf- zur Vollbelastung erfolgen. Die Sport- und schwere körperliche Arbeitsfähigkeit ist in der Regel nach vier bis sechs Monaten wiederhergestellt ²⁷⁻²⁹.

Offene Kalkaneusfrakturen

Die offene Kalkaneusfraktur stellt aus verschiedenen Gründen eine besondere Herausforderung an den Operierenden dar. Zum einen ist der Weichteilmantel, besonders am Innen- und Außenknöchel, sehr dünn und entsprechend schlecht durchblutet, zum anderen sind die Infekt- und Amputationsraten deutlich erhöht. Selbst bei einer optimalen Versorgung kommt es häufig zu schwerwiegenden Infektionen sowie Fibrosierungen der Sehnen und des Gelenkes selbst ^{4,9,27,30}.

Initial sollte eine offene Kalkaneusfraktur immer operativ versorgt werden. Dazu gehören ein Wunddébridement, eine Reposition, eine temporäre osteosynthetische Versorgung und künstliche Deckung der Wunde. Die osteosynthetische Versorgung erfolgt in der Regel mit perkutan eingebrachten K-Drähten oder alternativ mit drei Schanz-Schrauben in der distalen Tibia, im Tuber calcanei und im Os cunfeiforme I oder Os metatarsale I, die miteinander durch Karbonlängsträgern triangulär zueinander transifixiert werden. Innerhalb von 72 Stunden sollte daraufhin eine Second-look Operation und, falls möglich, die definitive osteosynthetische Versorgung erfolgen ^{2,9,27}.

1.9.1.1 Kompartmentsyndrom des Fußes

Falls bei einer Kalkaneusfraktur ein Kompartment-Syndrom des Fußes droht oder bereits besteht, sollte eine manuelle Reposition, gegebenenfalls mit einem medialen, triangulären Fixateur externe, eine perkutane Hämatomabsaugung

sowie eine Drainageeinlage erfolgen. Ist dies nicht ausreichend, sollte zusätzlich eine Dermatofasziotomie durchgeführt werden ⁹.

1.10 Komplikationen

Frühkomplikationen

Zu den Frühkomplikationen zählen Weichteilschwellung bis zur Hautnekrose und Kompartmentsyndrom, Schäden von Gefäßen und Nerven und bei offenen bzw. bei operativer Versorgung die Wundinfektion.

1.10.1.1 Weichteilschaden

Die gegen eine sofortige Operation sprechende Weichteilschwellung korreliert direkt mit der Stärke der auf den Kalkaneus wirkenden Kraft im Moment des Unfalls. Im fortgeschrittenen Stadium kommt es hierbei häufig zur Entwicklung von Spannungsblasen ¹⁶. Die Blasen können mit Blut oder klarer Flüssigkeit gefüllt sein. Blut gefüllte Spannungsblasen führen hier häufiger zu Komplikationen, wie zum Beispiel Wundheilungsstörungen ³¹. Der Inhalt der Blasen ist, solange sie noch intakt sind, steril ³². Sobald sich die Blasen jedoch eröffnen, kommt es schnell zu einer bakteriellen Besiedelung. Varela et al. konnten zeigen, dass eine Inzision im Rahmen einer operativen Versorgung durch eine Spannungsblase hindurch den Heilungsprozess deutlich prolongiert. Daher sollte eine Anpassung der Schnittführung durchgeführt werden, um nicht durch die Spannungsblasen zu schneiden ¹⁶. Einige Autoren empfehlen bei der Bildung von Spannungsblasen erst nach dessen Rückbildung zu operieren ¹⁶. Andere hingegen empfehlen nach Möglichkeit frühzeitig zu operieren, noch vor der Bildung von Spannungsblasen ³¹.

1.10.1.2 Kompartmentsyndrom

Eine für den betroffenen Fuß vital bedrohliche Komplikation stellt das Kompartmentsyndrom dar. Es entsteht, wenn der Druck innerhalb eines geschlossenen Weichteilraumes ansteigt und somit den kapillären Blutstrom kompromittiert ¹⁶. Die Literatur zeigt, dass das Risiko eines Kompartmentsyndroms bei Kalkaneusfrakturen zwischen 1-10% rangiert ^{10,33}.

Zur Früherkennung dieser schwerwiegenden Komplikation dient die klinische Untersuchung der Motorik, Sensibilität, Durchblutung und Schwellung im Bereich des Vorfußes, sowie Schmerzen bei passiver Zehenbewegung¹⁰. Zusätzlich kann, wenn es die Zeit erlaubt, eine Druckmessung in situ durchgeführt werden. Eine hohe Gefahr der Entwicklung eines Kompartmentsyndroms besteht bei Drücken ab 25-30 mmHg. In diesen Fällen kann eine Fasziotomie durchgeführt werden, um drohende schwerwiegende Komplikationen, wie neurovaskuläre Schäden, Kontrakturen, chronische Schmerzen und Versteifung, zu vermeiden³⁴.

1.10.1.3 Wundinfektion

Eine sehr gefürchtete, da folgenreiche Komplikation stellt die Weichteilinfektion dar. Die Literatur bietet ein weites Spektrum an Infektionsraten von 3,1% bis zu 60% an^{11,27,30}. Ein besonders großes Risiko für Infektionen besteht nach offenen Frakturen². Die Wahrscheinlichkeit einer Infektion kann hier bis auf das fünffache ansteigen^{35,36}. Im Falle einer postoperativen, chronischen Osteomyelitis müssen alle Implantate entfernt, ausgiebig debridiert und antibiotisch behandelt werden. In vielen Fällen kann eine Arthrodese und in manchen Fällen eine Amputation nicht mehr umgangen werden¹⁰.

Spätkomplikationen

Zu den Spätkomplikationen der Kalkaneusfraktur zählen zusätzlich zu den bereits zuvor genannten Weichteilkomplikationen und Infektionen im Wesentlichen folgende Punkte: Arthrose, Fersenschmerz sowie Entzündungen und Dislokation der Peronealsehnen^{2,10}.

Die posttraumatische Arthrose im Subtalargelenk entsteht durch die Verletzung der Gelenkflächen mit Stufenbildung, sowie einer Höhenminderung des Kalkaneus und daraus folgender, ungünstiger biomechanischer Stellung zum Talus. In vielen Fällen kann dann nur eine Arthrodese des unteren Sprunggelenkes die Beschwerden lindern².

Lim et al. konnten zeigen, dass in bis zu 38% der Fälle eine posttraumatische Arthrose nach Kalkaneusfraktur auftritt. Eine Korrelation zwischen radiologisch festgestellter Arthrose und der klinischen Symptome konnten jedoch nicht sicher festgestellt werden ³⁷.

Es ist von besonders großer Bedeutung, dass eine möglichst anatomische Reposition von intraartikulären Frakturen erfolgt. In einer Vielzahl von Studien konnte gezeigt werden, dass eine operative Versorgung mit exakter Reposition signifikant weniger Arthrosen zur Folge und ein besseres Langzeitergebnis hat, als die konservative Therapie ³⁸⁻⁴².

Um eine Arthrose zu verhindern ist es essenziell, dass die posteriore Gelenkfacette exakt reponiert wird ². Eine kleine Stufe von ein bis zwei Millimetern führt bereits zu einem signifikant schlechteren Ergebnis ^{11,43,44}. Die damit verbundenen Arthroseschmerzen treten besonders unter Belastung auf ⁴⁵.

In einer Studie von Kitaoka et al., in der 27 Patienten mit intraartikulärer Kalkaneusfraktur konservativ behandelt wurden, benötigten 15% der Patienten anschließend eine Arthrodesse des unteren Sprunggelenkes bei einer vorliegenden Arthrose. Die Hälfte der Patienten litt auch noch sechs Jahre nach dem Trauma unter starken Schmerzen beim Laufen. Auch hier zeigt sich die Relevanz einer Reposition der subtalaren Gelenkfläche ⁴⁵.

Durch die Fehlstellung des Kalkaneus kann es sekundär zum Impingement der Peronealsehnen oder einer Peronealtendinitis mit daraus folgenden Schmerzen kommen. Auch durch den lateralen Zugang bei der operativen Versorgung kann es zu Verletzungen der Peronealsehnen kommen ^{2,10}.

1.11 Zielsetzung der Forschungsarbeit

Wie in dieser Einleitung deutlich beschrieben, handelt es sich bei der Kalkaneusfraktur um eine schwerwiegende Verletzung, die häufig zu bleibenden Einschränkungen bei der oder dem Verletzten führt.²⁷ Von zentraler Bedeutung für ein gutes postoperatives Ergebnis ist die exakte Reposition der posterioren Gelenkfacette^{11,43,44}.

Um eine optimale Sicherung und Fixierung dieser Gelenkfläche zu ermöglichen ist eine exakte Positionierung von Schrauben, vor allem in das Sustentaculum tali, wichtig. Winkelstabile Plattensysteme haben sich in der Vergangenheit als Fixateur interne bewährt und auch zur Versorgung von Kalkaneusfrakturen etabliert^{2,46-48}.

Ein Nachteil der herkömmlichen, winkelstabilen Systeme ist, dass die Plattenosteosynthese die Ausrichtung der Schraube vorgibt. Durch Verformung der Platte ist nur ein sehr geringes Maß an Variabilität der Schraubenplatzierung möglich. Hierdurch kann es vorkommen, dass Schrauben innerhalb des Frakturspaltes zum Liegen kommen, die Gelenkfacette perforieren würden, was eine bikortikale und somit stabilere Platzierung unmöglich macht oder schlicht einen ungenügenden Halt im Sustentaculum tali finden^{48,49}.

Konventionelle, winkelstabile Plattensysteme erlauben lediglich eine Angulation der Schrauben von weniger als 6°⁵⁰. Neuartige, polyaxiale und winkelstabile Plattensysteme ermöglichen die Platzierung der Schrauben in einem variablen Winkel in einem 30° Konus.

Anhand dieser Arbeit soll geprüft werden, ob die variable Einbringung von Schrauben in einem 30°-Konus biomechanische Vorteile und somit eine höhere Stabilität aufweist als konventionelle winkelstabile Systeme mit fixem Winkel.

Die Nullhypothese dieser Arbeit ist, dass polyaxiale-winkelstabile Plattensysteme die gleiche biomechanische Stabilität besitzen, wie konventionelle winkelstabile Plattenosteosynthesen.

Die Gegenhypothese dieser Arbeit ist, dass polyaxiale-winkelstabile Plattensysteme eine souveräne biomechanische Stabilität besitzen, verglichen mit konventionellen winkelstabilen Plattenosteosynthesen.

Wir vermuten, dass neuere, polyaxiale, winkelstabile Plattensysteme aufgrund ihrer erhöhten Variabilität der Schraubenplatzierung eine größere biomechanische Stabilität besitzen als konventionelle, winkelstabile Systeme.

2. Material und Methoden

2.1 Kalkaneus Modelle

Bei den in dieser Arbeit verwendeten Knochen handelt es sich um aus Kunststoff bestehende Kalkaneus-Modelle der Firma Synbone (LD 9118; Synbone, Malans, Schweiz). Sie haben eine Größe von 80 x 40 x 42mm. Es handelt sich jeweils um rechte Kalkaneus-Modelle. Der Aufbau des Modells ähnelt dabei dem eines humanen Knochens, da er eine Kortikalis sowie Spongiosa aufweist, wie Hoelscher-Doht et al. in ihrer Studie mit Tibia-Knochen nachweisen konnten ⁵¹. Es wurden insgesamt 27 Kalkaneus-Modelle für diese Arbeit verwendet.

2.2 Implantate

In dieser Arbeit wurden drei verschiedene Implantate zur Frakturversorgung verwendet.

Bei dem Implantat „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes (Oberdorf, Schweiz) aus Titan Grade 2 handelt es sich um eine Verriegelungsplatte, die lateral am Kalkaneus zur Versorgung von intra- und extraartikulären Kalkaneus-Frakturen angebracht wird. In unserem Versuchsaufbau wurden neun rechte Platten mit der Größe M verwendet. Sie besitzen eine Länge von 56mm, eine Höhe von 60mm und eine Dicke von 2mm. Bei diesem Implantat handelt es sich um den in der Universitätsklinik Würzburg zurzeit eingesetzten Standard. Es besitzt 15 Löcher in die sowohl winkelstabile Schrauben mit 2,7mm Durchmesser, als auch winkelstabile Schrauben mit 3,5mm Durchmesser eingebracht werden können. Dabei ist bei Schrauben mit 2,7mm Durchmesser eine Neigung von 15° und bei Schrauben mit 3,5mm Durchmesser eine Neigung von 5° möglich. Die Plattenosteosynthese ist im Werkzustand plan und muss mit Hilfe von zwei Zangen anatomisch korrekt an den jeweiligen Kalkaneus nach Reposition der Fraktur angepasst werden. Die in unserem Versuchsaufbau verwendeten Schrauben besitzen alle einen Durchmesser von 3,5mm, einen Kopf mit Gewinde für ein winkelstabiles Einbringen, sowie einen 2,5mm Sechskant-Antrieb. In dieser Arbeit wird das

Implantat „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes von hier an als Gruppe A bezeichnet.

Bei dem Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma DePuy Synthes handelt es sich ebenfalls um eine Verriegelungsplatte aus Titan, die lateral zur Versorgung von intra- und extraartikulären Kalkaneus-Frakturen angebracht wird. Es wurden neun rechte Platten mit der Größe M verwendet, mit einer Länge von 64mm, einer Höhe von 36mm und einer Dicke von 1,5mm. Das Implantat besitzt 18 Löcher, in die winkelstabile Schrauben mit einem Durchmesser von 2,7mm eingebracht werden können. Wie bei dem Implantat „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ können bei dem Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ die Schrauben in einem variablen Winkel eingebracht werden. Die mögliche Angulation beträgt 15° in jede Richtung gleichbedeutend mit einem Kegel von 30°. Dies soll eine optimale Platzierung der Schrauben zur Frakturversorgung ermöglichen.

Im Gegensatz zum „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ ist das „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ bereits konturiert, muss aber dennoch mit Hilfe von zwei Zangen genauer den jeweiligen anatomischen Gegebenheiten angepasst werden.

Es wurden bei dem „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ durchgehend winkelstabile Schrauben mit 2,7mm und einem Stardrive-Antrieb verwendet. Die Schrauben können in einem Konus von 30° eingebracht werden. DePuy Synthes bezeichnet dies als „VA-Verriegelungslöcher“. Auf den kommenden Seiten wird das Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma DePuy Synthes als Gruppe B bezeichnet.

Bei der „3.5 TriLock Kalkaneusplatte“ der Firma Medartis handelt es sich ebenfalls um eine winkelstabile Plattenosteosynthese aus Titan Grade 4 zur Versorgung von intra- und extraartikulären Kalkaneus-Frakturen. Neun rechte Modelle der Größe M mit einer Länge von 66mm, einer Höhe von 49mm und einer Dicke von 2mm wurden verwendet. Die Platte besitzt 12 Löcher für Schrauben und zwei für K-Drähte. Bei diesem Implantat ist der Einbringungswinkel der Schrauben mit 15° variabel, welches ebenfalls eine

optimale Einbringung der Schrauben zur Frakturversorgung ermöglichen soll. Die Platte ist im Werkzustand plan und muss mit Hilfe von zwei Zangen an den Kalkaneus angepasst werden. Es wurden bei dieser Platte winkelstabile Schrauben mit 3,5mm Durchmesser und einem Hexadrive-Antrieb verwendet. Die Schrauben können polyaxial in einem Konus von 30° eingebracht werden. Medartis nennt sein polyaxiales System „TriLock“. Das Implantat „3.5 TriLock Kalkaneusplatte“ der Firma Medartis wird auf den kommenden Seiten als Gruppe C bezeichnet.

2.3 Maschinen und Werkzeuge

Die Testungen fanden im Labor des Zentrums für operative Medizin der Universitätsklinik Würzburg statt. Die biomechanischen Testungen wurden mit der Materialtestmaschine der Firma Zwick Roell (Z020, Zwick GmbH & Co., Ulm, Germany) durchgeführt. Mittels der Test-Xpert-Software (Zwick Roell) konnten die Materialtestmaschine für die Testungen programmiert und die Ergebnisse ausgewertet werden. Zur optischen Kontrolle wurde eine Kamera der Firma DNT (DigiMicro Profi EAN: 4011942521443) mit dem Computer und der Testsoftware verbunden.

Zur Osteotomie wurde eine oszillierende Säge (310B1, Parkside PMFW) verwendet.

2.4 Erstellung der Fraktur und Versorgung des Knochens

In dieser Arbeit wurde bei allen Kalkaneus-Modellen eine Sanders Typ 2b Fraktur simuliert. Das Frakturmodell lässt sich unter Laborbedingungen reproduzieren und wurde bereits in anderen biomechanischen Studien erfolgreich getestet ⁵². Die Frakturlinien wurden zunächst mit einem permanent-haftenden Filzstift aufgetragen. Anschließend wurde mit einer oszillierenden Säge eine Fraktur mit vier Fragmenten erzeugt.

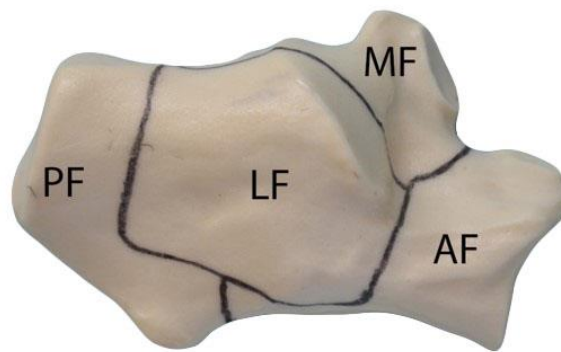


Abbildung 12. Frakturmodell: Sanders Typ 2b. PF: Posteriores Fragment; LF: Laterales Fragment; MF: Mediales Fragment; AF: Anteriore Fragment.

Die vier Einzelfragmente des Kalkaneus wurden zunächst mit K-Drähten transfixiert, um die anatomische Form und insbesondere die subtalare Gelenkfläche zu rekonstruieren. Danach erfolgte die Anbringung der jeweiligen Plattenosteosynthesen.

Das Implantat „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes wird, wie im vorherigen Kapitel beschrieben, plan geliefert. Die Plattenosteosynthese musste dementsprechend an das Osteotomiemodell konturiert werden. Hierfür wurden zwei universelle Biegezangen (DePuy Synthes, Länge, 167,5 mm) verwendet.

Nachdem die Plattenosteosynthese anatomisch korrekt für den Kalkaneus konturiert wurde, erfolgte dessen Fixierung am Kalkaneus mittels K-Drähten. Um eine korrekte 90° Bohrausrichtung zum Plattenloch und somit ein Greifen des Schraubenkopfes innerhalb der Plattenosteosynthese zu ermöglichen, wurde eine Steckbohrhülse verwendet. Anschließend konnte die Bohrung des ersten Schraubenloches mit einem 2,5mm-Bohraufsatz erfolgen. Nach Bestimmung der Schraubenlänge mittels Tiefenmessgerät wurde zunächst die subtalare Gelenkfläche mittels drei Schrauben gesichert. Die Schrauben wurden mit einem Drehmomentbegrenzer mit Handstück eingebracht (DePuy Synthes; 511.770, 1.5 Nm, für Compact Air Drive und für Power Drive). Für einen maximalen Halt wurden zwei Schrauben bis in das Sustentaculum tali gebohrt. Insgesamt

konnten acht der 14 Schraubenlöcher mit 3,5mm winkelstabilen Schrauben besetzt werden.



Abbildung 13. „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes, besetzt mit acht winkelstabilen 3,5mm Schrauben.

Das Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma DePuy Synthes wird, wie bereits erwähnt, in einer annähernden anatomischen Form geliefert. Auch hier wurde die Platte feiner an unser Modell mittels zwei Biegezangen (DePuy Synthes, Länge, 167,5 mm) angepasst. Bei korrekter Konturierung der Platte wurde diese mittels K-Drähten am Kalkaneus fixiert. Es konnte dann mit einem 2,0mm-Bohrausatz und einer Steckbohrhülse (Synthes, VA LCP Bohrbüchse 2.7, konisch, für Spiralbohrer Durchmesser 2.0 mm) in einem 30° Konus gebohrt werden. Die Länge der Schrauben wurde mit einem Tiefenmess-Gerät bestimmt. Mit einem Drehmomentbegrenzer (Synthes 1.2 Nm, mit AO/ASIF-Schnellkupplung) wurden die Schrauben eingebracht. Drei Schrauben konnten dank der variablen Schrauben-Positionierung bis in das Sustentaculum tali gesetzt werden. Insgesamt wurden zehn der 18 Schraubenlöcher mit 2,7mm winkelstabilen Schrauben besetzt.

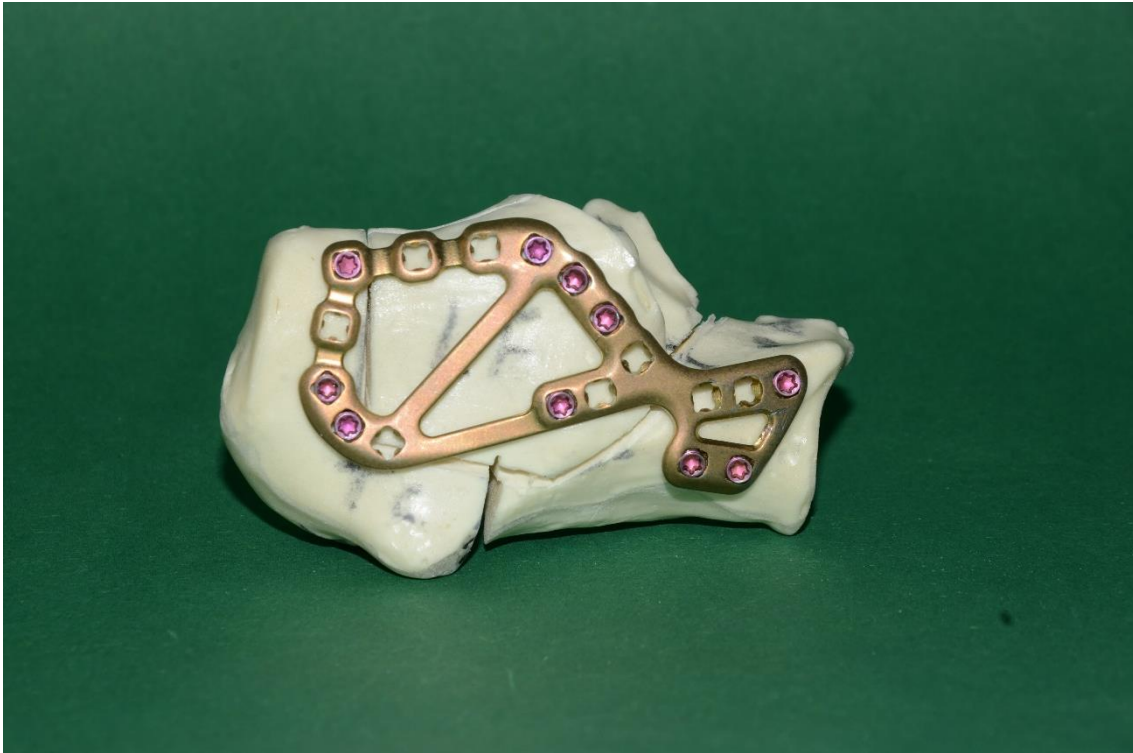


Abbildung 14. „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma DePuy Synthes, besetzt mit zehn winkelstabilen 2,7mm Schrauben in variablen Winkel.

Bei dem Implantat „3.5 TriLock Kalkaneusplatte“ der Firma Medartis musste zunächst ebenfalls eine Konturierung erfolgen. Hierfür wurden zwei Plattenbiegeezangen verwendet. Anschließend erfolgte die Fixation der Platte am Knochen mit K-Drähten. Die Schraubenlöcher konnten dann mit einem 3,0mm Bohrer und Bohrhülse in einem 30°-Konus eingebracht werden. Von den 13 verfügbaren Löchern der Platte konnten neun mit winkelstabilen 3,5 mm Schrauben besetzt werden. Bei unserem Frakturmodell konnten drei Schrauben bis in das Sustentaculum tali gesetzt werden, um die posteriore Gelenkfacette abzustützen.

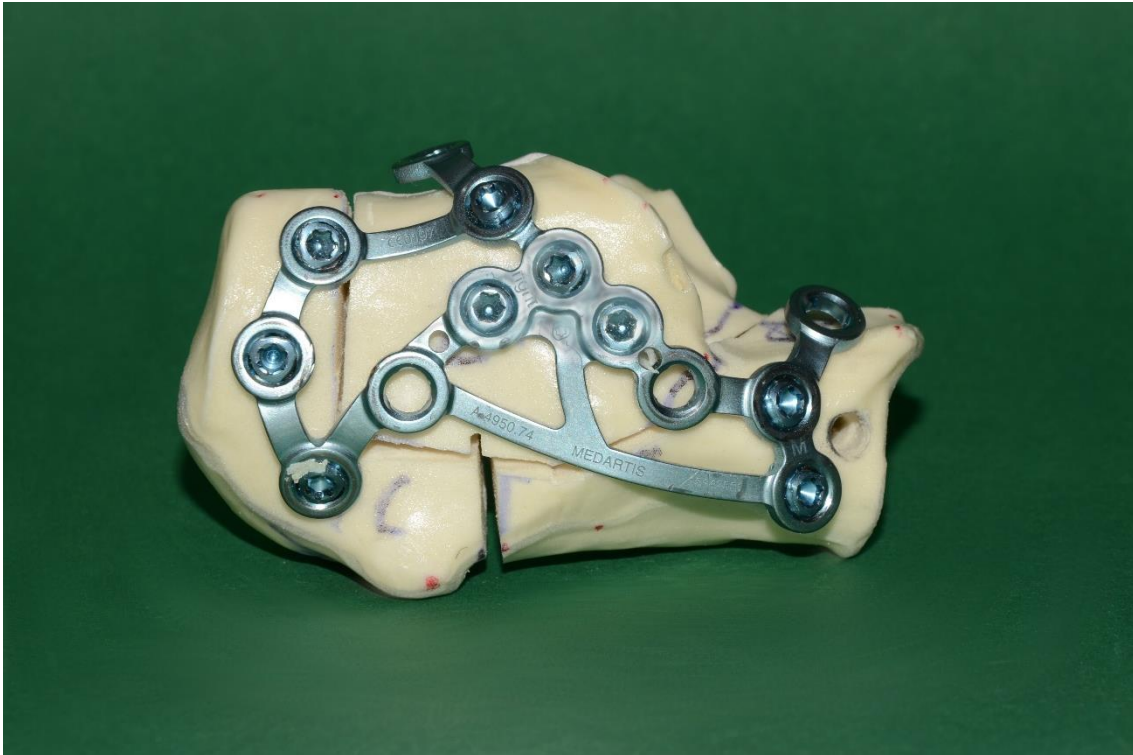


Abbildung 15. „3.5 TriLock Kalkaneusplatte“ der Firma Medartis, besetzt mit neun winkelstabilen 3,5mm Schrauben in variablen Winkel.

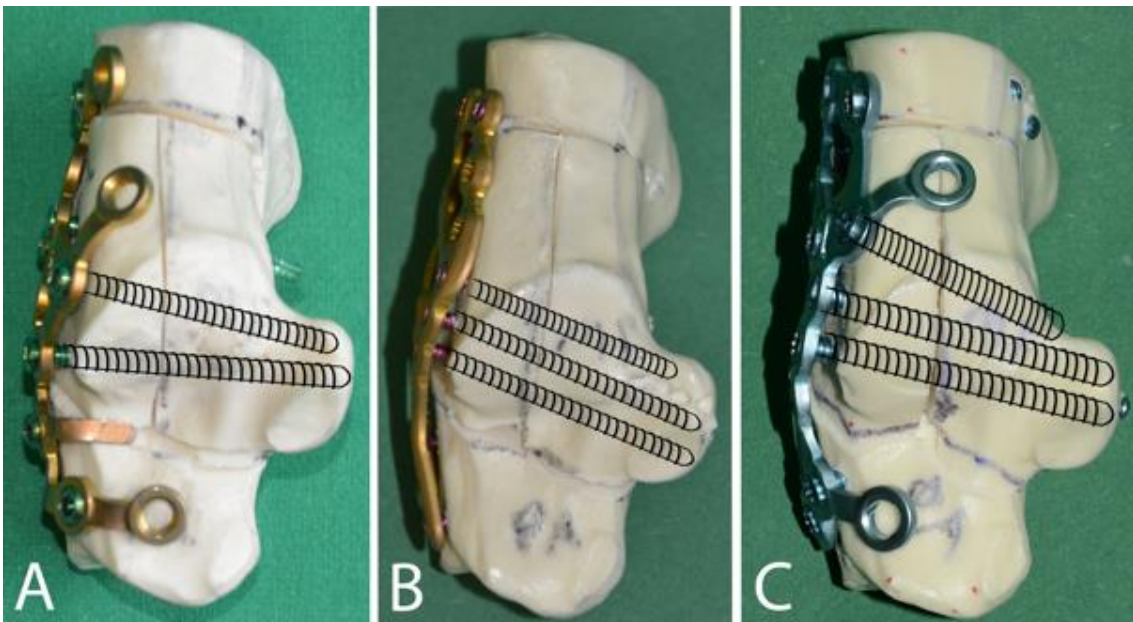


Abbildung 16. Vergleich der Schraubenlage im Bereich der subtalaren Gelenkfläche. Gruppe A: „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes, Gruppe B: Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma

DePuy Synthes, Gruppe C: „3.5 TriLock Kalkaneusplatte“ der Firma Medartis. Abbildung abgeändert.⁵³

Um vergleichbare Schraubenpositionierung in jeder Gruppe zu gewährleisten wurde eine Durchleuchtung jedes Modells nach Ausversorgung durchgeführt.

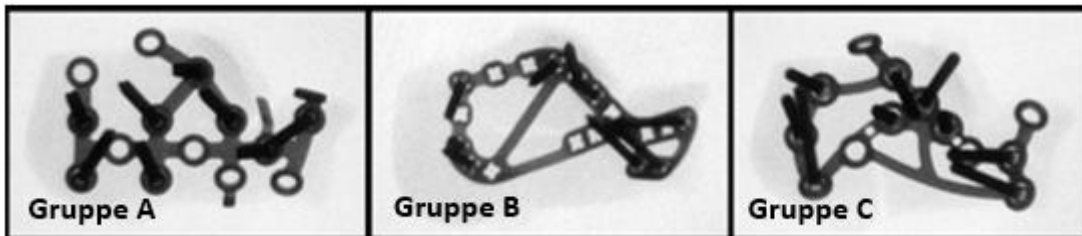


Abbildung 17. Kontrolle der Schraubenlage mittels Durchleuchtung vor jeder Testung. Abbildung abgeändert.⁵³

2.5 Aufbau der Testvorrichtung

In unserem Versuchsaufbau wurde, ähnlich wie in anderen Studien, die Kraft von kranial auf die posteriore Gelenkfacette mittels eines Druckstempels übertragen^{52,54-57}. In Zusammenarbeit mit dem Physiologischen Institut der Universität Würzburg wurden der Druckstempel sowie eine Halterung gebaut mittels derer das Modell fixiert werden konnte. Eine Bewegung in der anterior-posterioren Achse wurde dadurch ermöglicht, dass die Verankerungsblöcke des Kalkaneus sowohl dorsal als auch ventral auf zylinderförmigen Edelstahlstiften gesetzt wurden. Zudem konnte der Winkel, in welchem das Modell eingespannt wurde, durch Drehen an einer vorderen Stellschraube verändert und damit optimal eingestellt werden. Um eine rechtwinklige Belastung mittels des Druckstempels erzeugen zu können wurde der Winkel auf 40° festgesetzt.

Im Bereich des Calcaneocuboidal-Gelenkes wurde jedes Modell mit zwei lateralen Schrauben fixiert. Hierfür wurde jedes Modell zuerst in die Halterung gesetzt, um es korrekt zu platzieren. Anschließend wurden mittels eines Filzstiftes zwei Markierungen gesetzt, um die korrekte Platzierung der Schrauben der vorderen Halterung zu ermöglichen. Es wurde dann mit einem 3,5mm Bohraufsatz durch den Kalkaneus von einer zur anderen Markierung gebohrt. Die

Modelle konnten somit in der vorderen Halterung mittels der zwei Schrauben sicher fixiert werden.

Um eine möglichst stabile Fixierung der Modelle im plantaren Bereich zu ermöglichen, wurde jedes Modell in Knochenzement (PMMA, Heraeus, Deutschland) eingebettet. Hierfür wurden die beiden Komponenten unter einem Abzug ausgiebig vermischt, an das jeweilige Kalkaneusmodell und die Halterung konturiert und für 30 Minuten zum Aushärten stehen gelassen.

2.6 Biomechanische Testung

Vortestungen

Um zu ermitteln, mit welcher Kraft getestet werden kann, wurden zwei verschiedene Vortest-Reihen durchgeführt.

Ein intaktes Kalkaneus-Modell und ein Frakturmodell, welches mit einem „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes wurden getestet. Die jeweiligen Modelle wurden, wie oben beschrieben, in die Halterung eingespannt und in die Zwick/Roell Materialprüfmaschine gestellt. Nachdem der Druckstempel optimal über der posterioren Gelenkfläche eingestellt war, wurde eine „load to failure Testung“ gestartet. Hierbei fuhr die Zwick/Roell Materialprüfmaschine den Druckstempel mit einer Geschwindigkeit von 50mm/min nach unten. Die Kraft (in N) wurde auf das Displacement (in mm) aufgetragen. Die Testung wurde automatisch bei einem Kraftabfall von 80% oder einer gesamt gefahrenen Strecke von 50mm beendet. Dies sollte verhindern, dass die Zwick/Roell Maschine die Halterung oder den Druckstempel beschädigt. Es konnte gezeigt werden, dass beide Modelle Kräfte bis 3000 N Stand halten konnten. Ab 3000 N kam es zu einer erheblichen Deformation des Kunststoffes der Knochen, so dass eine Testung unter dieser Belastung als Endpunkt der Maximaltestung gesetzt wurde.

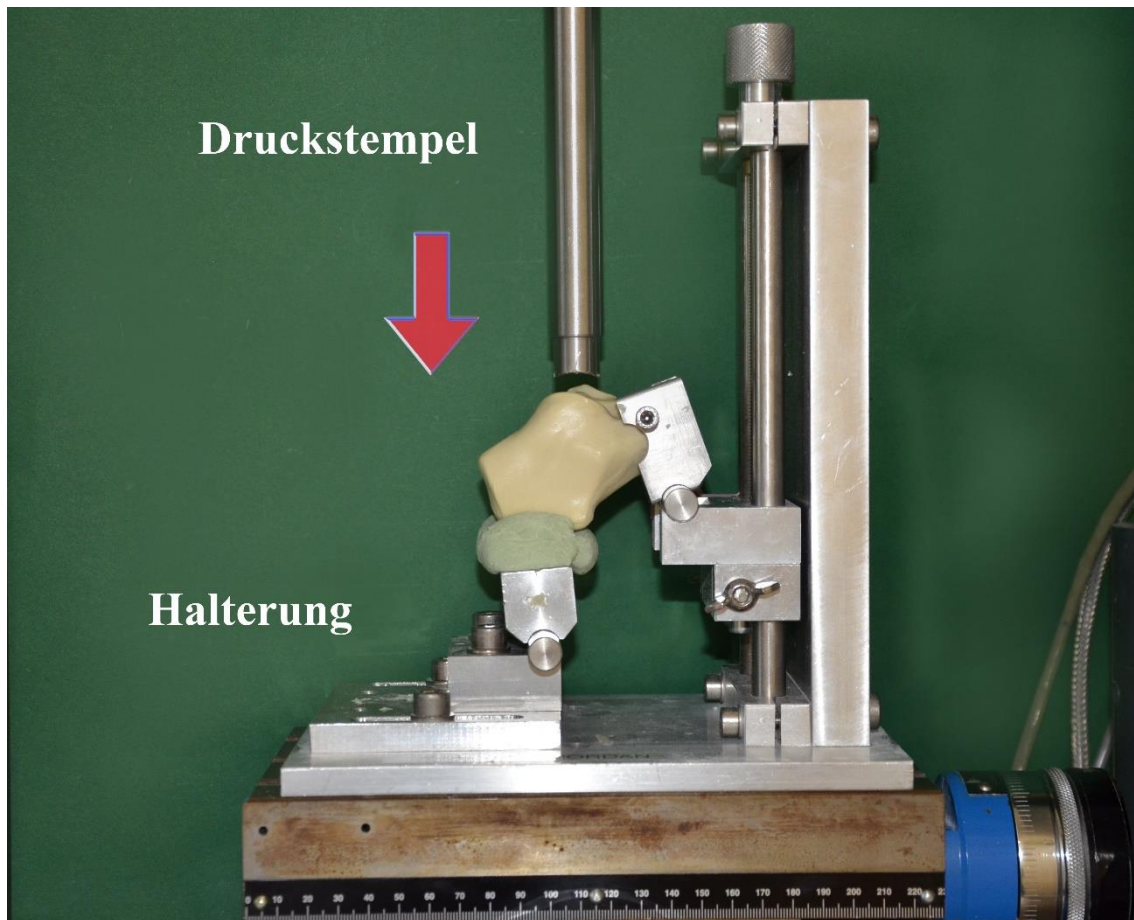


Abbildung 18. Versuchsaufbau in der Materialtestmaschine. Das Kalkaneus-Modell wurde im Calcaneocuboidal-Gelenk mit zwei Schrauben fixiert und auf einem beweglichen Stahlträger verankert. Die Tuberositas des Kalkaneus wurde in PMMA-Zement gesetzt, um einen sicheren Halt zu gewährleisten. Der Druckstempel wurde so konturiert, dass er die posteriore Gelenkfacette des subtalaren Gelenkes belastet. Die Senkgeschwindigkeit wurde auf 50mm/min festgesetzt.

Zyklische Testungen

Ein Testprotokoll zur zyklischen Testung wurde mit dem Ergebnis des Vortests und nach Literaturrecherche erstellt. Auf drei Kraftniveaus bei 200N, 600N und 1000N sollten jeweils 500 Zyklen mit einer Senkgeschwindigkeit von 50mm/min durchgeführt werden. In der Regel wird postoperativ nach einer Plattenosteosynthese bei Kalkaneusfraktur eine Teilbelastung von 20kg für sechs bis zwölf Wochen durchgeführt^{2,19}. Bei 200N konnte somit diese Teilbelastung unmittelbar postoperativ, ohne Konsolidierung der Fraktur, bestimmt werden. Zusätzlich wurden Belastungen bei 600N und 1000N zyklisch

gemessen, um eine versehentliche oder durch Noncompliance verursachte Mehrbelastung zu simulieren. In drei Untersuchungen mit menschlichen Kalkaneus-Knochen wurden ähnliche Kraftniveaus verwendet ^{49,55,58}.

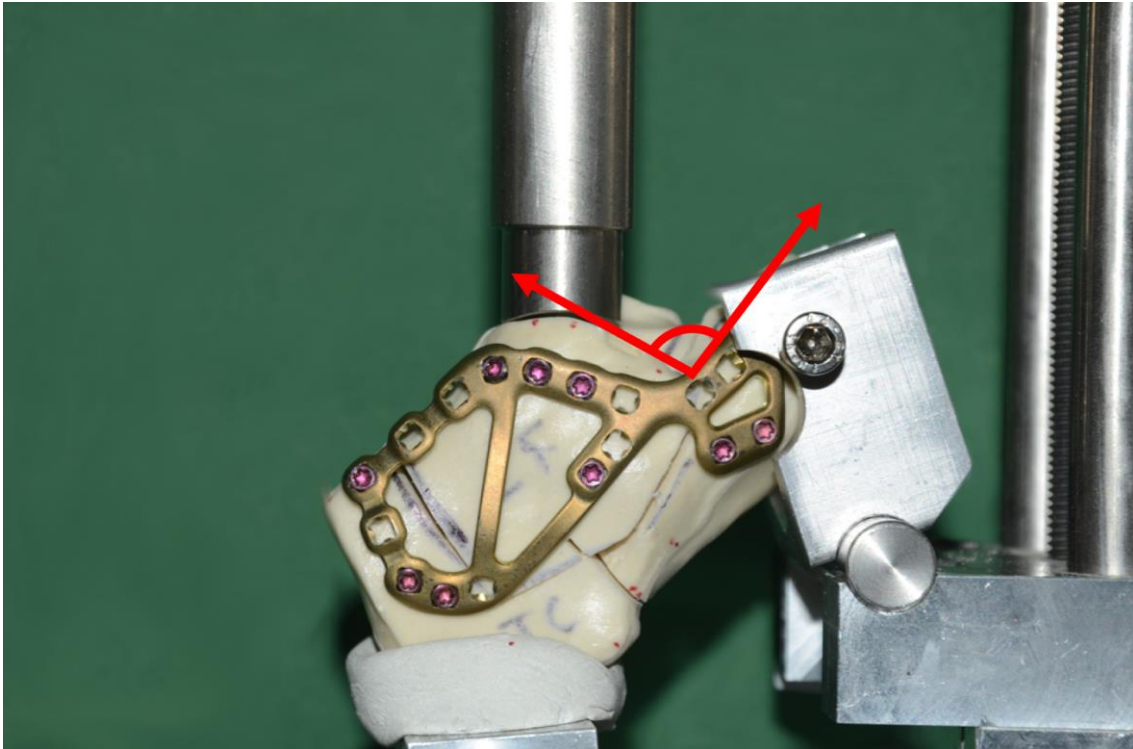


Abbildung 19. Bestimmung des Gissane-Winkels. Es wurde zu Beginn jeder Test-Reihe der Wert unter Entlastung und anschließend bei der letzten Belastung unter 1000N bestimmt. Die Differenz der Werte wurde als Messparameter „Delta Gissane-Winkel“ aufgenommen.

Die Vorkraft, die einer Setzung des Druckstempels diente, wurde mit 10N definiert. Es erfolgten fünf solcher Setzzyklen. Hiermit sollte verhindert werden, dass das Modell in einem falschen Winkel getestet wird. Danach begann das erste Belastungsniveau mit 200N á 500 Zyklen. Es folgten je 500 Zyklen mit 600N und 1000N.

Abgeleitet wurde der Weg in mm, der zwischen jeder Entlastung und Belastung lag. Anhand dessen konnte auf eine Verschiebung der Fragmente im Bereich der subtalaren Gelenkfacette geschlossen werden. Eine Verschiebung von weniger als 2mm unter einer zyklischen Belastung von 1000N wurde als suffiziente

Versorgung betrachtet. Die Prüfung wurde nach 1500 Zyklen automatisch beendet.

Maximalkrafttestungen

Nach jeder zyklischen Testung erfolgte eine Maximalkrafttestung bis 4000N. Es handelte sich hierbei aus technischen Gründen um ein separates Testprotokoll. Hierfür wurde der Druckstempel mit einer konstanten Geschwindigkeit von 50mm/min herabgefahren. Ein Abbruch des Tests erfolgte bei Erreichen von 4000N, einem Kraftabfall von 80% oder bei einem festgesetzten Endpunkt bei 50mm herabgefahrener Strecke, um eine Beschädigung des Druckstempels, der Halterung oder der Materialprüfmaschine selbst zu verhindern.

Gissane-Winkel

Zusätzlich zur Messung der Verformung wurde eine optische Messung des Gissane-Winkels vorgenommen. Hierfür wurde eine Mikroskop-Kamera vor der Testvorrichtung aufgebaut und der Gissane-Winkel zu fest definierten Zeitpunkten gemessen. Das Programm hat zu den Messzeitpunkten automatisch ein Foto gemacht. Die Zeitpunkte waren vor Beginn der Belastung bei 200N, 600N und 1000N unter Entlastung und zusätzlich beim letzten Zyklus eines jeden Kraftniveaus unter Belastung. Die Bestimmung des Gissane-Winkels konnte anschließend manuell in der Testsoftware durchgeführt werden. Letztlich wurde die Differenz zwischen beiden Winkeln bestimmt.

Steifigkeit

Wenn eine mechanische Kraft auf einen Körper einwirkt, kommt es zunächst zu einer elastischen Verformung. Der zu testende Körper ist in der Lage in seinen ursprünglichen Zustand zurückzukehren. Übersteigt die Kraft einen bestimmten Wert kommt es anschließend zu einer plastischen und somit irreversiblen Verformung⁵⁹.

Trägt man die auf den Körper wirkende Spannung gegen die Verformung in einem Diagramm auf wird deutlich, wann es zu einer plastischen Verformung kommt (siehe Abb. 20). Der lineare Anteil der Kurve stellt die elastische

Verformung dar, die Hooksche Gerade. Der Zusammenhang ist proportional und kann durch das Hooksche Gesetz ($E = \frac{\sigma}{\varepsilon}$ oder *Elastizitätsmodul* = $\frac{\text{Spannung}}{\text{Dehnung}}$) beschrieben werden. Sobald die Steigung sinkt, ist es zu einer plastischen Verformung gekommen. In unserem Versuchsaufbau entspricht dies einer Unterbrechung der Kortikalis oder einer Verschiebung der Frakturfragmente ⁵⁹.

Jeder Werkstoff besitzt ein eigenes Elastizitätsmodul. In unserem Fall entspricht das Elastizitätsmodul der Steifigkeit ⁵⁹.

2.7 Statistische Auswertung

Alle Einstellungen am Testgerät wurden durch das Programm Test-Xpert (Zwick Roell) vorgenommen. Die im selben Programm festgehaltenen Daten wurden schließlich in eine Tabelle des Datenverarbeitungsprogramms Excel 2016 (Microsoft) eingetragen und gesammelt. Es wurden hierbei folgende Daten bei jeder Probe festgehalten: die Probennummer, das Displacement (Verschiebung in mm) zu Beginn der Testung (nachdem die Setzzyklen durchgelaufen waren), das Displacement unter Belastung des ersten Zyklus bei jeweils 200N, 600N und 1000N, das Displacement des letzten Zyklus unter Belastung bei jeweils 200N, 600N und 1000N, das totale Displacement des letzten Zyklus unter Belastung bei 1000N, die Differenz im Gissane-Winkel gemessen unter Entlastung zu Beginn der Testung und unter der letzten Belastung bei 1000N, sowie das Displacement unter einer Belastung von 2000N bzw. das entsprechende Displacement bis zum Testabbruch. Aus diesen Daten wurde dann das Peak to Peak Displacement (die Strecke der ersten und letzten Belastung eines Kraftniveaus) bei 200N, 600N und 1000N einer jeder Probe errechnet.

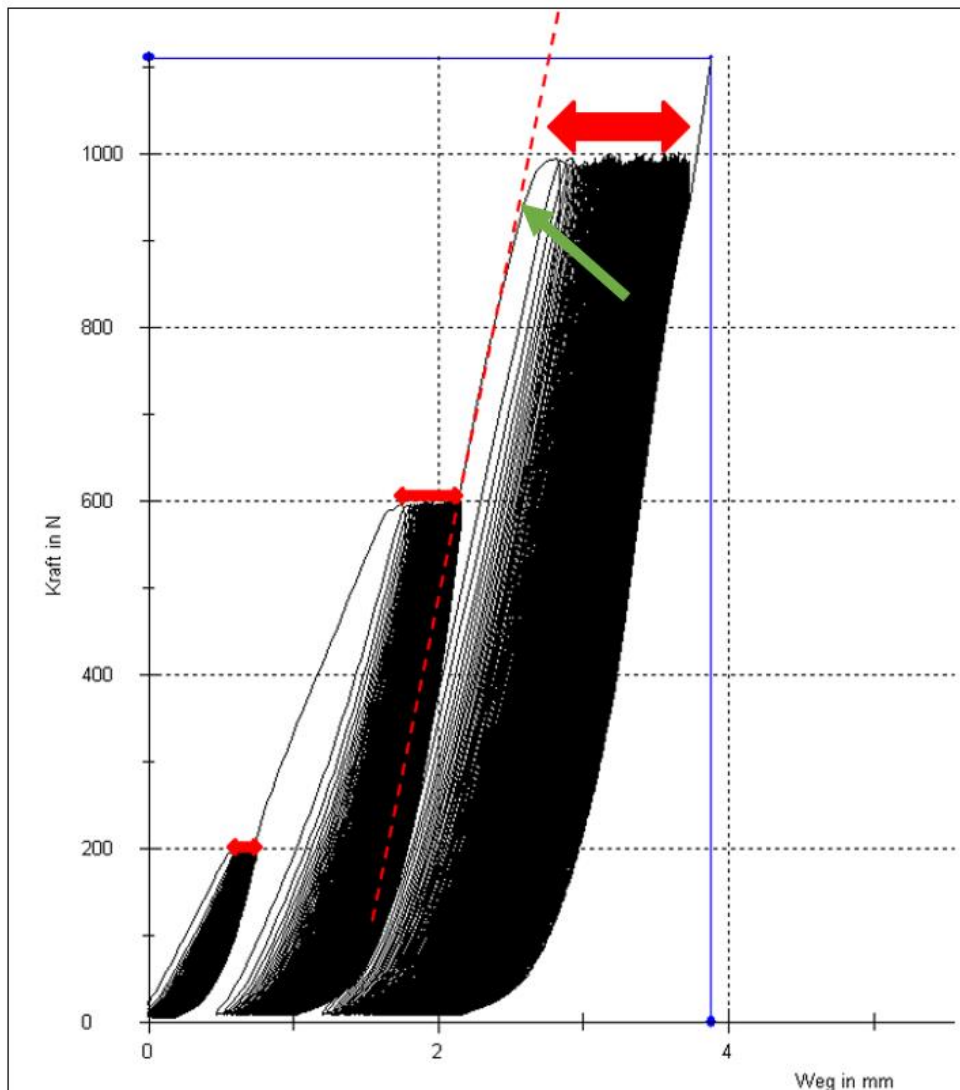


Abbildung 20. Kraft-Weg Diagramm eines zyklischen Testprotokolls mit je 500 Zyklen bei 200N, 600N und 1000N. Eingezeichnet mittels eines roten Pfeils ist das Peak to Peak Displacement bei jedem Kraftniveau. Die rote gestrichelte Linie zeigt die Tangente dessen Steigung die Steifigkeit in mm/N beschreibt. Der grüne Pfeil markiert den Zeitpunkt, an dem die elastische Verformung in eine plastische übergeht.

Aus dem Kraft-Weg-Diagramm wurde im Rahmen der zyklischen Testung im Bereich der elastischen Verformung die Steifigkeit (N/mm) errechnet. Hierfür wurde die Steigung einer Tangente der ersten Belastungskurve bei 1000N mittels einer Differentialgleichung ermittelt.

Alle gesammelten Daten wurden anschließend zur statistischen Auswertung in das Programm IBM © SPSS ® 23 übertragen. In Kooperation mit dem Institut für

Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg wurde ein Auswertungsschema erstellt.

Testung auf Normalverteilung und signifikante Unterschiede

Um signifikante Unterschiede innerhalb einer Gruppe festzustellen wurden die Daten zunächst auf Normalverteilung mittels des Shapiro-Wilk-Tests und Betrachtung des Q-Q Graphen geprüft. Das Signifikanzniveau wurde in allen Tests bei einem Wert von $< 0,05$ festgesetzt.

Im Falle einer Normalverteilung wurde zuerst ein Levene Test zur Bestimmung der Homogenität der Varianzen durchgeführt. Wenn kein signifikanter Unterschied in den Varianzen vorlag, wurde eine Oneway ANOVA und anschließend ein Bonferroni- bzw. ein Scheffé-Hoc-Test durchgeführt, um signifikante Unterschiede innerhalb der Gruppen festzustellen.

Im Falle einer fehlenden Normalverteilung wurde ein Kruskal-Wallis-Test ausgeführt, um signifikante Unterschiede festzustellen.

3. Ergebnisse

3.1 Peak to Peak Displacement bei 200N

Die Mittelwerte betragen bei der Gruppe A $0,14\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$, für die Gruppe B $0,15\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$ und für die Gruppe C $0,12\text{mm} \pm 0,05\text{mm}$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte sind, bis auf Gruppe A bezüglich des „Peak to Peak Displacements bei 200N“, alle normalverteilt.

Tabelle 1. Test auf Normalverteilung der Daten des Peak to Peak Displacements bei 200N.

Probe	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,338	8	,008	,768	8	,013
Gruppe B	,173	9	,200	,958	9	,773
Gruppe C	,154	9	,200	,950	9	,691

Im Kruskal-Wallis Test konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Tabelle 2. Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben des Peak to Peak Displacements bei 200N.

Gesamtzahl	26
Teststatistik	1,952
Freiheitsgrad	2
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,377

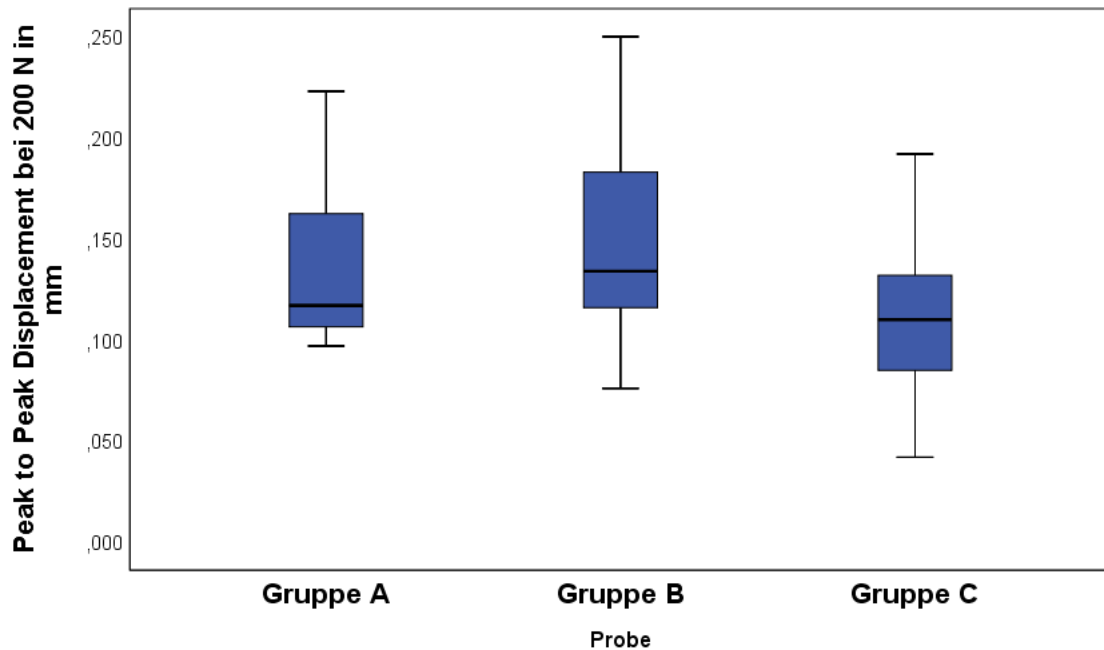


Abbildung 21. Messparameter „Peak to Peak Displacement bei 200N in mm“. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.2 Peak to Peak Displacement bei 600N

Die Mittelwerte betragen bei der Gruppe A $0,45\text{mm} \pm 0,2\text{mm}$, bei der Gruppe B $0,38\text{mm} \pm 0,08\text{mm}$ und bei der Gruppe C $0,41\text{mm} \pm 0,15\text{mm}$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte zeigten sich in Gruppe A und B als nicht normalverteilt bezüglich des „Peak to Peak Displacements bei 600N“.

Tabelle 3. Test auf Normalverteilung der Daten des Peak to Peak Displacements bei 600N.

Probe	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,229	9	,192	,830	9	,045
Gruppe B	,314	9	,011	,821	9	,035
Gruppe C	,236	9	,159	,928	9	,463

Im Kruskal-Wallis Test konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Tabelle 4. Zusammenfassung des Kruskal-Wallis-Tests bei unabhängigen Stichproben des Peak to Peak Displacements bei 600N.

Gesamtzahl	27
Teststatistik	,191
Freiheitsgrad	2
Asymptotische Sig. (zweiseitiger Test)	,909

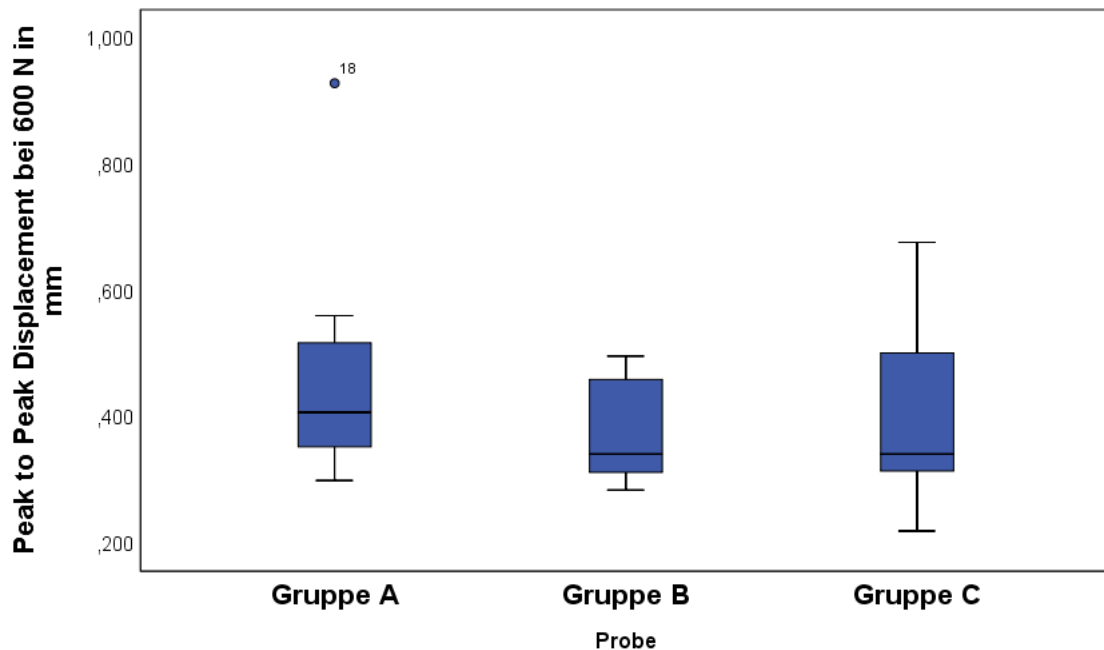


Abbildung 22. Messparameter „Peak to Peak Displacement bei 600N in mm“. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.3 Peak to Peak Displacement bei 1000N

In Gruppe A lag der Mittelwert bei $0,77\text{mm} \pm 0,24\text{mm}$, in Gruppe B bei $0,76\text{mm} \pm 0,28\text{mm}$ und in Gruppe C bei $1,07\text{mm} \pm 0,3\text{mm}$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte sind bezüglich des „Peak to Peak Displacements bei 1000N“ alle normalverteilt.

Tabelle 5. Test auf Normalverteilung der Daten des Peak to Peak Displacements bei 1000N.

Probe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,225	9	,200*	,885	9	,178
Gruppe B	,151	9	,200*	,952	9	,717
Gruppe C	,195	9	,200*	,948	9	,667

Eine Levene Test zeigte eine Homogenität, so dass eine One-Way Anova durchgeführt werden konnte.

Tabelle 6. Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene beim Peak to Peak Displacement bei 1000N.

Levene-Statistik		df1	df2	Signifikanz
Basiert auf dem Mittelwert	,114	2	24	,893
Basiert auf dem Median	,131	2	24	,878
Basierend auf dem Median und mit angepassten df	,131	2	23,706	,878
Basiert auf dem getrimmten Mittel	,117	2	24	,890

In der One-Way ANOVA konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

Tabelle 7. Einfaktorielle ANOVA beim Peak to Peak Displacement bei 1000N.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	,556	2	,278	3,669	,041
Innerhalb der Gruppen	1,819	24	,076		
Gesamt	2,376	26			

Bei signifikanten Werten wurden anschließend Mehrfachvergleiche durch die Scheffé- und Bonferroni-Tests durchgeführt. Hier zeigte sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen.

Tabelle 8. Mehrfachvergleiche durch Scheffé- und Bonferroni-Tests der Werte des Peak to Peak Displacements bei 1000N.

	(I) Probe	(J) Probe	Mittlere Differenz (I-J)	Std.- Fehler	Signifikanz
Scheffé-Prozedur	Gruppe B	Gruppe A	-,005778	,129790	,999
		Gruppe C	-,307333	,129790	,080
	Gruppe A	Gruppe B	,005778	,129790	,999
		Gruppe C	-,301556	,129790	,088
	Gruppe C	Gruppe B	,307333	,129790	,080
		Gruppe A	,301556	,129790	,088
Bonferroni	Gruppe B	Gruppe A	-,005778	,129790	1,000
		Gruppe C	-,307333	,129790	,079
	Gruppe A	Gruppe B	,005778	,129790	1,000
		Gruppe C	-,301556	,129790	,087
	Gruppe C	Gruppe B	,307333	,129790	,079
		Gruppe A	,301556	,129790	,087

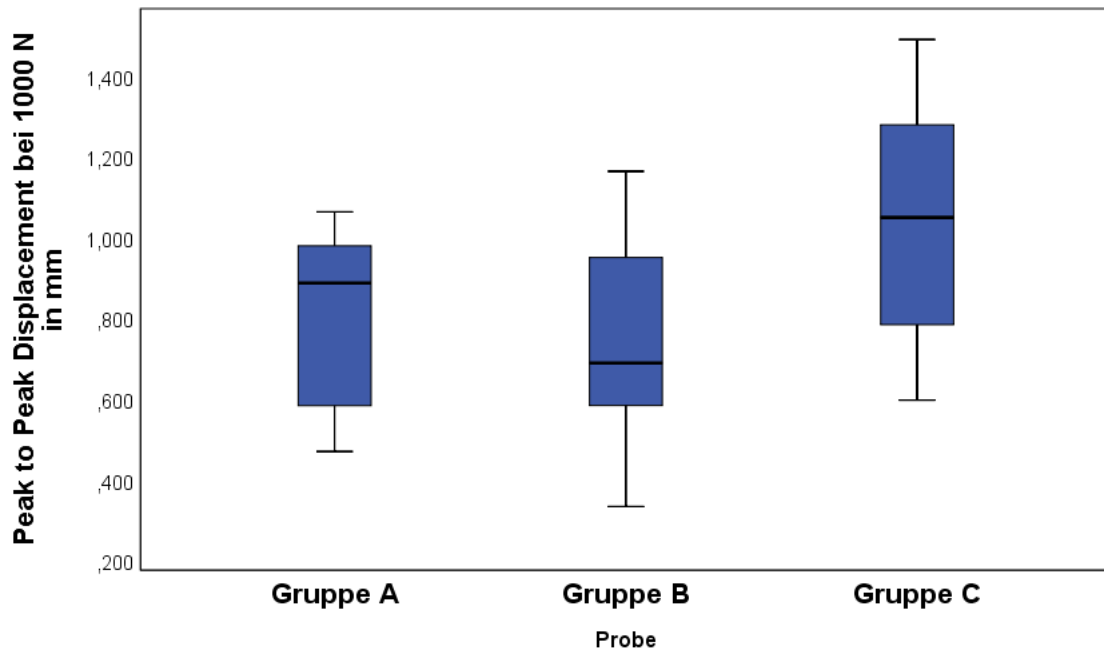


Abbildung 23. Messparameter „Peak to Peak Displacement bei 1000N in mm“. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.4 Total Displacement bei 1000N

In Gruppe A lag der Mittelwert bei $3,74\text{mm} \pm 0,64\text{mm}$, in Gruppe B bei $3,39\text{mm} \pm 0,51\text{mm}$ und in Gruppe C bei $3,29\text{mm} \pm 0,73\text{mm}$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte sind bezüglich des „Total Displacements bei 1000N“ alle normalverteilt.

Tabelle 9. Test auf Normalverteilung der Daten des Total Displacements bei 1000N.

Probe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,164	9	,200*	,932	9	,500
Gruppe B	,193	9	,200*	,925	9	,431
Gruppe C	,120	9	,200*	,957	9	,768

Ein Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene war nicht signifikant. Es konnte dementsprechend anschließend eine One-Way-ANOVA durchgeführt werden.

Tabelle 10. Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene beim Total Displacement nach 1000N.

Levene-Statistik		df1	df2	Signifikanz
Basiert auf dem Mittelwert	,211	2	24	,812
Basiert auf dem Median	,190	2	24	,828
Basierend auf dem Median und mit angepassten df	,190	2	22,117	,828
Basiert auf dem getrimmten Mittel	,202	2	24	,819

In der One-Way ANOVA konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

Tabelle 11. Einfaktorielle ANOVA beim Total Displacement bei 1000N.

	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	1,004	2	,502	1,253	,304
Innerhalb der Gruppen	9,615	24	,401		
Gesamt	10,619	26			

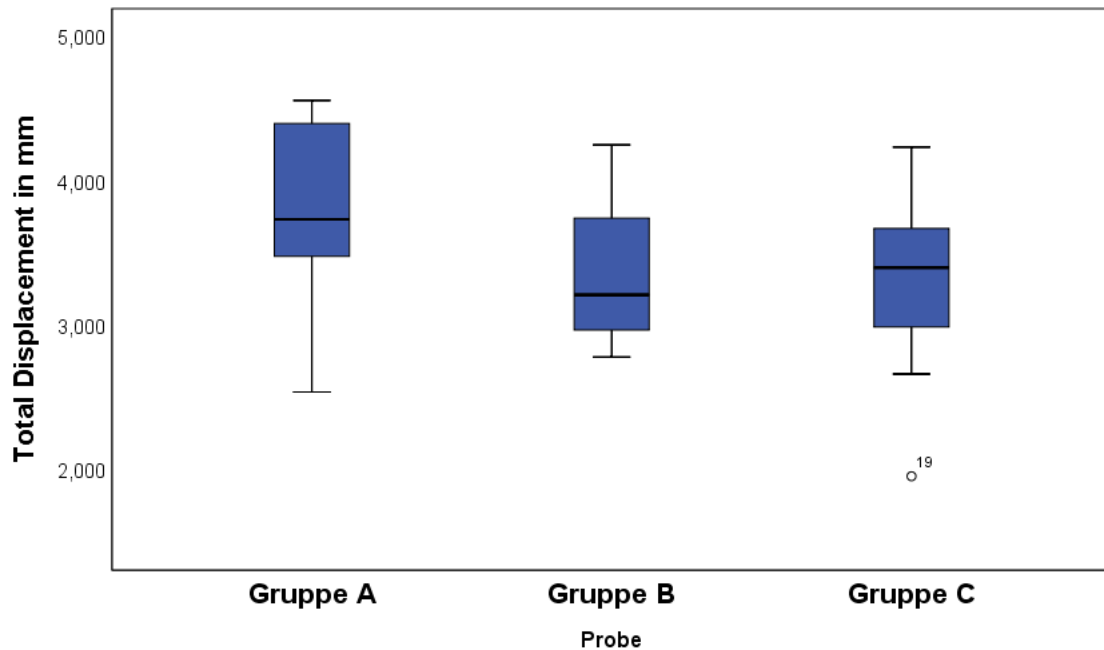


Abbildung 24. Messparameter „Total Displacement bei 1000N in mm“. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.5 Veränderungen im Gissane-Winkel

In Gruppe A lag der Mittelwert bei $2,8^\circ \pm 0,73^\circ$, in Gruppe B bei $3,3^\circ \pm 1,18^\circ$ und in Gruppe C bei $4^\circ \pm 2,1^\circ$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte sind bezüglich des „Delta Gissane-Winkel“ normalverteilt.

Tabelle 12. Test auf Normalverteilung der Daten des Delta-Gissane-Winkels.

Probe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe B	,175	7	,200*	,968	7	,880
Gruppe A	,178	8	,200*	,938	8	,591
Gruppe C	,243	8	,184	,921	8	,439

Ein Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene war signifikant. Es konnte dementsprechend keine One-Way-ANOVA durchgeführt werden.

Tabelle 13. Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene beim Delta-Gissane-Winkel.

Levene-Statistik	df1	df2		Signifikanz
Basiert auf dem Mittelwert	10,053	2	20	,001
Basiert auf dem Median	8,219	2	20	,002
Basierend auf dem Median und mit angepassten df	8,219	2	17,038	,003
Basiert auf dem getrimmten Mittel	10,050	2	20	,001

In dem anschließend durchgeführten Kruskal-Wallis-Test zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p=0,783$).

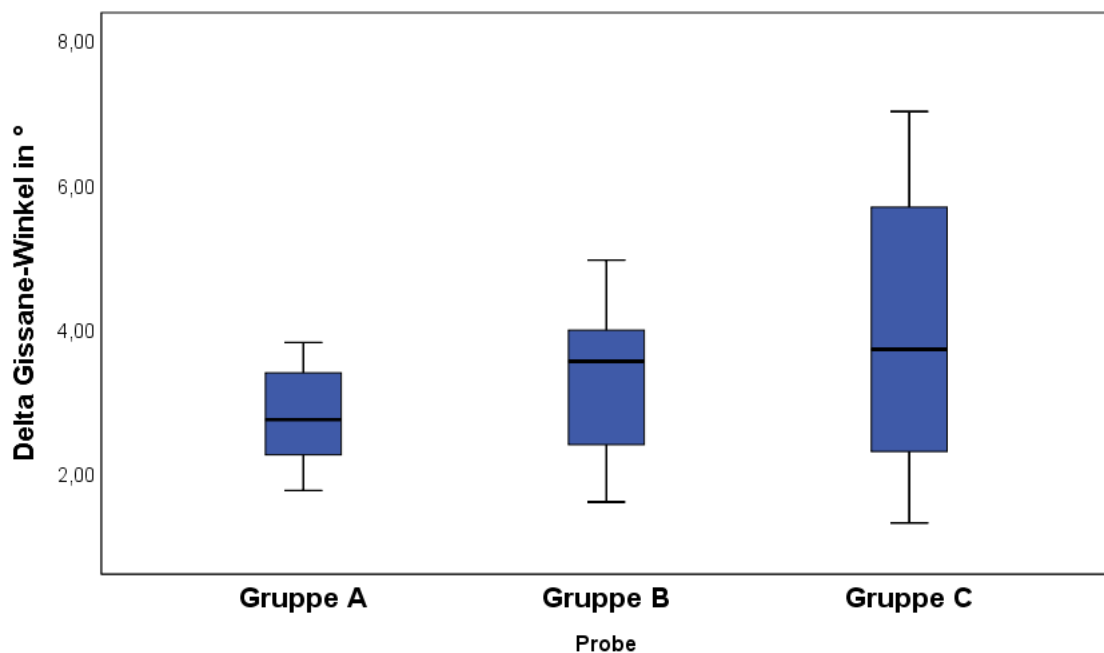


Abbildung 25. Messparameter „Delta Gissane-Winkel“. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.6 Plattenversagen bei Maximalkraft von 2000N und Art des Plattenversagens

Die Mittelwerte betragen bei der Gruppe A $12,63\text{mm} \pm 5,8\text{mm}$, bei der Gruppe B $11,87\text{mm} \pm 1,79\text{mm}$ und bei der Gruppe C $13,3\text{mm} \pm 1,8\text{mm}$. Die genauen Daten sind im Anhang zu finden.

Die Werte von Gruppe A waren bezüglich des „Displacements unter Maximalkrafttestung bei 2000N“ nicht normalverteilt.

Tabelle 14. Test auf Normalverteilung der Daten des Total Displacements nach 2000N.

Probe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,360	6	,015	,738	6	,015
Gruppe B	,288	6	,131	,868	6	,219
Gruppe C	,311	6	,071	,746	6	,018

Im Kruskal-Wallis Test konnten keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden.

Unter der Maximalkrafttestung brachen alle Modelle der Gruppe A zwischen 2000 bis 4000N ein, ohne, dass es zum Bruch einer Platte kam. Es kam lediglich zu einer erheblichen Deformation der Platten.

In Gruppe B kam es ebenfalls zum Einbruch aller Modelle zwischen 2000N bis 4000N. Hier wurde jedoch ein Plattenbruch und in zwei Fällen ein Herausbrechen von Schraubenköpfen aus der Platte festgestellt.

In der Gruppe C kam es, wie in den anderen Gruppen, zum Einbruch aller Modelle zwischen 2000N bis 4000N. Im Unterschied zu den anderen Gruppen wurden hier jedoch in sechs aus neun Fällen ein Plattenbruch innerhalb einer Querstrebe festgestellt.

In den Gruppen A und B kam es zusammenfassend zum Abbruch der Maximalkrafttestung durch Versagen des Kunststoffknochens und nicht durch einen Bruch des Implantats.

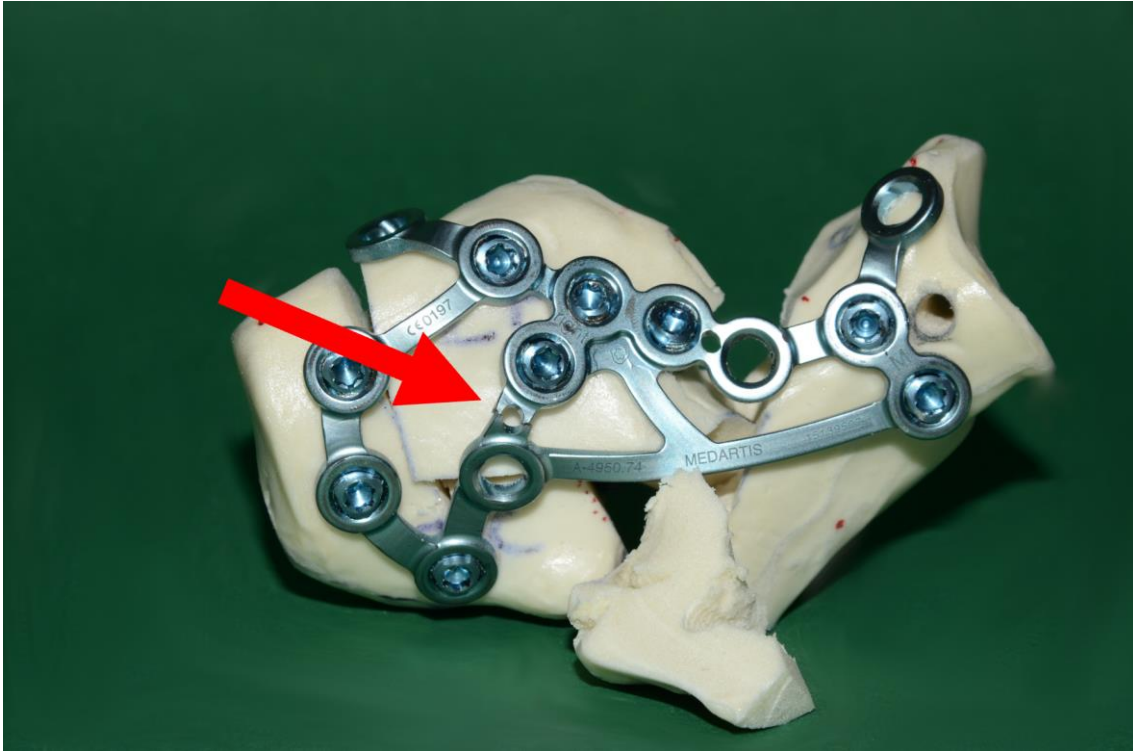


Abbildung 26. Ein Implantat der Gruppe C nach der Maximalkrafttestung. In sechs von neun Proben wurde ein Plattenbruch im Bereich einer Aussparung für einen K-Draht unter einer Last zwischen 2000-4000N festgestellt.

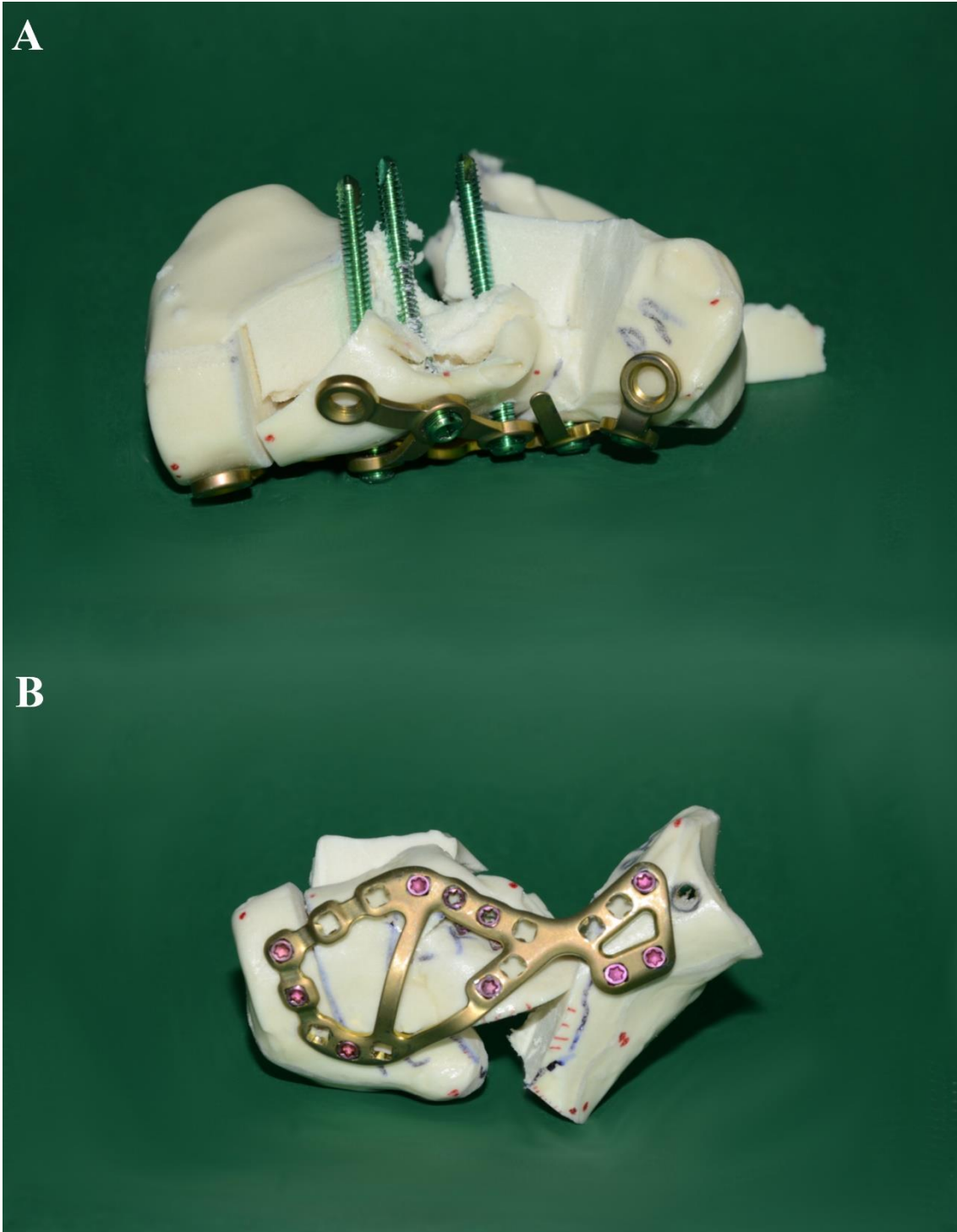


Abbildung 27. Proben der Gruppe A und B nach der Maximalkrafttestung. Es kam in beiden Gruppen früher zum Versagen des Kunststoffknochens als der Implantate.

3.7 Steifigkeit

In Gruppe A lag der Mittelwert bei $777,7 \pm 66$, in Gruppe B bei $831,7 \pm 89$ und in Gruppe C bei $881,3 \pm 109,2$.

Die Werte bezüglich der Steifigkeit waren normalverteilt.

Tabelle 15. Test auf Normalverteilung der Daten der Steifigkeit.

Probe	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	Statistik	df	Signifikanz	Statistik	df	Signifikanz
Gruppe A	,177	9	,200*	,930	9	,477
Gruppe B	,226	9	,200*	,911	9	,320
Gruppe C	,167	9	,200*	,948	9	,665

Ein Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene war nicht signifikant. Es konnte dementsprechend anschließend eine One-Way-ANOVA durchgeführt werden.

Tabelle 16. Test auf Homogenität der Varianzen nach Levene bei der Steifigkeit.

Levene-Statistik	df1	df2		Signifikanz
Basiert auf dem Mittelwert	1,152	2	24	,333
Basiert auf dem Median	,755	2	24	,481
Basierend auf dem Median und mit angepaßten df	,755	2	21,603	,482
Basiert auf dem getrimmten Mittel	1,085	2	24	,354

In der One-Way ANOVA konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

Tabelle 17. Einfaktorielle ANOVA bei der Steifigkeit.

Steifigkeit bei Beginn 1000N					
	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Zwischen den Gruppen	48380,754	2	24190,377	2,998	,069
Innerhalb der Gruppen	193636,105	24	8068,171		
Gesamt	242016,859	26			

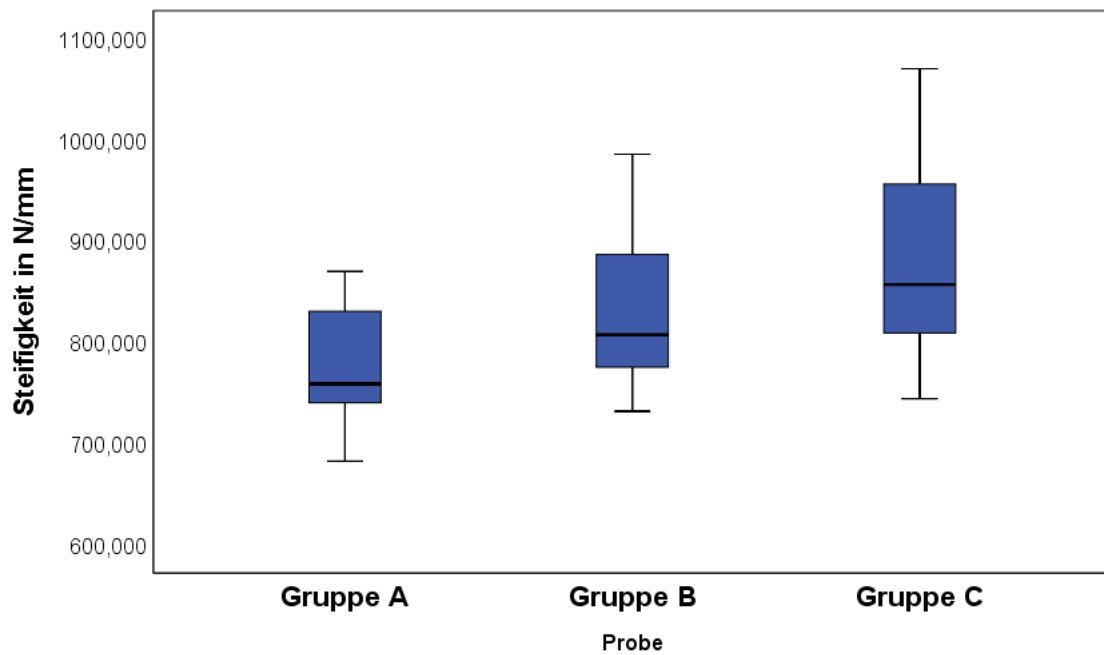


Abbildung 28. Messparameter Steifigkeit. Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Werten.

3.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass neuere, polyaxiale, winkelstabile Plattensysteme keine signifikant erhöhte biomechanische Stabilität im Vergleich zu konventionellen, winkelstabilen Plattensystemen in unserem Frakturmodell besitzen.

Die Unterschiede in den Werten "Peak to Peak Displacement bei 200N", "Peak to Peak Displacement bei 600N", "Peak to Peak Displacement bei 1000N", das maximale Displacement bei 1000N, die Steifigkeit und die Veränderung im Gissane-Winkel zwischen den drei verschiedenen Plattensystemen zeigten sich alle als nicht statistisch signifikant.

Es konnte somit die 0-Hypothese angenommen und die Gegenhypothese abgelehnt werden.

4. Diskussion

4.1 Knochenmodell

In dieser Studie wurden insgesamt 27 Kunststoff-Kalkaneus-Modelle verwendet. Zech et al. haben in ihrer Studie aus dem Jahr 2006 berechtigte Zweifel an der Nutzung von Kunststoff-Knochen-Modellen erhoben. Sie konnten zeigen, dass die Kunststoff-Modelle im Vergleich zu einbalsamierten und frischen, eingefrorenen Präparaten bei Maximalbelastung eine größere Variation beim maximalen Displacement aufwiesen ⁶⁰.

Die Entscheidung dennoch Kunststoffknochen zu verwenden, wurde aus folgenden Gründen getroffen: Zum einen ist es bei einer Gruppengröße von 27 Knochen sehr schwierig diese Menge an humanen Präparaten zu akquirieren. Zum anderen wären humane Knochen bezüglich ihrer Größe, der Seite, der Knochendichte und ihres Alters unterschiedlich ⁶¹. Dies hätte zur Folge gehabt, dass eine Verteilung der Knochen mit ähnlichen Qualitäten hätte erfolgen müssen. Die Vergleichbarkeit wäre trotz solcher Maßnahmen fraglich.

Es wäre davon auszugehen, dass humane Präparate vornehmlich von älteren Spendern kommen würden und somit die Knochendichte gering wäre. Bei Kalkaneusfrakturen handelt es sich jedoch nicht um eine Altersfraktur, sondern meistens um eine Hochrasanzverletzung von jüngeren Patienten. Somit wäre die Validität der Ergebnisse bei der Nutzung solcher Präparate fraglich.

Mit dem Kunststoff-Modell besteht außerdem die Möglichkeit eine große Anzahl an Modellen mit gleichen Eigenschaften zu testen ^{54,58,62}. In Anbetracht möglicher fortführender Testungen können mit unseren Kunststoff-Modellen weitere Modelle mit gleicher Qualität nachbestellt werden.

4.2 Frakturmodell

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Osteotomie-Modell verwendet. Es simuliert eine Sanders Typ II B Fraktur und wurde bereits von Brodt et al. und Rausch et al. in biomechanischen Studien verwendet ^{52,55}.

Im Gegensatz zu in vivo Frakturen, die unregelmäßige Frakturoberflächen besitzen, sind die Oberflächen glatt. Wie Bailey et al bereits in ihrer Untersuchung erwähnten liegt der Vorteil dieser Methode in der guten Reproduzierbarkeit. Jedoch fehlt es hier, auch bei guter Kompression, an der bei in vivo Frakturen vorkommenden Scherkraftstabilität. Glatte Oberflächen können sich nicht verzahnen und bieten daher eine geringere Primärstabilität als scharfkantige Oberflächen an ⁶³.

Mit dieser Arbeit kann nur die Stabilität bei genau diesem Frakturmodell nachgewiesen werden. Wie sich die Implantate bei anderen Frakturverläufen verhalten bleibt klinischen Studien vorbehalten. Der Vorteil dieses Modells ist wiederum die einfache Reproduzierbarkeit und bessere Vergleichbarkeit unterschiedlicher Implantate.

4.3 Fraktur-Versorgung

Die Frakturversorgung wurde unter Laborbedingungen und bei Kunststoff-Modellen selbstverständlich ex Situ getestet. Die Plattenosteosynthesen wurden nach Herstellerangaben zur Versorgung unserer Fraktur angewandt. Da der Kalkaneus jeweils als einzelner Knochen versorgt wurde, konnte das Repositionsergebnis unter direkter Visualisierung erfolgen. Etwaige Schwierigkeiten der intraoperativen Schraubenplatzierung unter Bildwandler-Kontrolle und dem umliegenden Weichteilmantel können in dieser Studie nicht geklärt werden. Hierfür sind klinische Studien notwendig. Eventuell wären für die operative Versorgung und exakte subtalare Schraubenplatzierung Zielgeräte von Vorteil.

Zusätzlich fehlt bei Kunststoffmodellen die ansonsten sehr früh einsetzende Konsolidierung der Fragmente als zusätzlicher Stabilitätsfaktor. In dieser Studie wurde demnach eine Belastung unmittelbar nach operativer Versorgung simuliert. In diesen Fällen sollte eine Belastung mit maximal 20kg Teilbelastung erfolgen.

In dieser biomechanischen Studie wurde lediglich die Stabilität der Implantate am Knochen, ohne Weichteilmantel, getestet. Etwaiger Zug durch Sehnen und Bänder konnte nicht evaluiert werden. Es stellt sich die Frage, ob dies einen großen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Bailey et al. mussten in ihrer Studie an Kadaverknochen, in der sie eine Versorgung mittels zwei bikortikalen Kortikalisschrauben mit zwei monokortikalen Spongiosaschrauben verglichen, feststellen, dass die Ligamente vor den Knochen versagten⁶³. Es ist dementsprechend sehr wahrscheinlich, dass der Weichteilmantel hinsichtlich der Stabilität nur einen sehr kleinen Einfluss besitzt.

Die unterschiedliche Größe der Implantate zeigte aus biomechanischer Sicht keine Unterschiede hinsichtlich der Stabilität. Inwiefern die physische Größe sich auf die klinisch wichtige Wundheilung und das angrenzende Weichteilgewebe ausübt, muss ebenfalls durch weitere klinische Studien geklärt werden²⁷.

4.4 Biomechanische Testung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine axiale Kraft auf die posteriore Gelenkfacette ausgeübt. Die mediale und anteriore Facette wurde in dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Aufgrund der Biomechanik des unteren Sprunggelenkes verläuft jedoch ein Großteil der Kraft über die posteriore Gelenkfacette und Richter et al. haben das Displacement dieser Facette in ihrer Studie als wichtigsten Parameter angesehen⁵⁴. Es kann durch unsere Studie nicht beurteilt werden, ob die zusätzliche Belastung der anderen Gelenkfacetten zu anderen Ergebnissen führen würde.

Die Entwicklung eines Talus-ähnlichen Druckstempels, der eine suffiziente und gleichmäßige Kraftübertragung gewährleistet, zeigte sich technisch als sehr schwierig und wir konnten mit einem solchen Stempel nicht sicherstellen, dass lediglich die Gelenkflächen belastet werden.

Vor Beginn einer jeden Testung erfolgten fünf Setzzyklen mit 10N. Dies diente der exakten Ausrichtung des Druckstempels und des Knochenmodells in der Halterung^{52,54,55}.

Die Belastungsniveaus wurden nach ausgiebiger Literaturrecherche und Vortestungen festgelegt. Richter et al. führten mit synthetischen Kalkaneusmodellen eine zyklische Testung mit 1000 Zyklen, einer Geschwindigkeit von 0,75 mm/sec bei 800 N durch. Anschließend erfolgte eine Load to failure Testung von 800 N ansteigend mit derselben Geschwindigkeit ⁵⁴. Reinhardt et al. führten bei einer biomechanischen Versuchsreihe an Kadaver-Calcani beginnend bei 20 N Vorlast eine kontinuierliche Steigerung der Belastung um 100 N alle 100 Zyklen bei einer Geschwindigkeit von 0,5mm/sec bis zu einer maximalen Kraft von 2500 N durch. Es folgte eine Load to failure Testung bei gleicher Geschwindigkeit bis 5000N ⁵⁶.

Kinner et al. führten eine biomechanische Studie an Kunststoff-Kalkaneus-Knochen bei einem Kraftniveau von 1000 N für 50.0000 Zyklen und anschließender Steigerung um 50 N alle 10.000 Zyklen durch. Als Endpunkte wurden eine Fraktur der Platte oder einer Schraube festgelegt ⁶².

Rausch et al. führten ihre biomechanischen Untersuchungen an humanen Kadaver-Knochen durch. Es wurde bei einem Kraftniveau von 50 N begonnen und zyklisch mit einer Kraftsteigerung von 18 N/S gearbeitet. Anschließend wurde bei einer Anfangskraft von 50 N eine zyklische Testung mit einer Steigerung von 0,06 N/Zyklus durchgeführt ⁵⁵.

Brodts et al. führten in einer Untersuchung mit humanen Kadaver-Knochen zur Entwicklung einer Hybridosteosynthesetechnik eine biomechanische Testung mit einer kontinuierlichen Kraftsteigerung von 200 N/min durch. Das Ende des Tests wurde mit einem plötzlichen Kraftabfall definiert ⁵².

4.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit freundlicher Unterstützung und unter Kontrolle durch das Institut für Epidemiologie der Universität Würzburg. In vielen biomechanischen Studien unseres Instituts wurde zuvor ein gleiches Prozedere zur Auswertung angewandt und hat sich somit erfolgreich etabliert ^{51,64-67}.

4.6 Diskussion der Ergebnisse

Wir konnten im Modell zeigen, dass neuere, polyaxiale, winkelstabile Plattensysteme keine signifikant erhöhte biomechanische Stabilität im Vergleich zu konventionellen, winkelstabilen Plattensystemen besitzen.

Mit diesem Ergebnis lässt sich zunächst kein Vorteil eines polyaxialen, winkelstabilen Plattensystems in unserem Frakturmodell nachweisen. Richter et al. konnten in einer ähnlichen Studie zu einem anderen Ergebnis kommen⁵⁴. Sie testeten mit einem anderen Frakturmodell nach Lin et al. vier verschiedene, winkelstabile Plattensysteme, darunter das von uns getestete Implantat „Calcaneal Locking-Plate 3.5“ der Firma DePuy Synthes sowie ein polyaxiales der Firma Intercus (Rimbus; Intercus Inc., Rudolstadt, Deutschland). Das polyaxiale System wies ein signifikant niedrigeres Displacement bei der zyklischen Belastung im Vergleich zu den konventionellen Plattensystemen auf. Richter et al. wählte eine zyklische Belastung mit 1000 Zyklen bei 800N und einer Preload von 20N⁶¹. Ob das Implantat der Firma Intercus aufgrund seiner Polyaxialität oder aufgrund seines massigen Designs besser abschnitt, kann nicht beantwortet werden.

Doht et al. konnten hingegen in einer Studie mit dem TriLok-System von Medartis und nicht winkelstabilen Plattensystem sogar eine größere Belastbarkeit des nicht winkelstabilen Plattensystems bei Mittelhandknochen von Schweinen nachweisen⁶⁷.

Der große Vorteil von polyaxialen, winkelstabilen Plattensystemen liegt in der Variabilität der Schraubenplatzierung. Lenz et al. konnten in einer biomechanischen Studie nachweisen, dass polyaxiale Systeme die größte Stabilität zwischen 2-10° und eine ausreichende Stabilität bis 15° besitzen⁶⁸.

Es ist als sehr wahrscheinlich anzusehen, dass bei manchen, insbesondere höhergradigen Frakturen, eine größere Auswahl zur Platzierung vorteilhaft ist. Es könnte somit vor allem die für die Kraftübertragung besonders wichtige hintere

Gelenkfacette stabilisiert werden. Dieser Nutzen muss sich klinisch jedoch noch beweisen.

In der Maximalkrafttestung zeigte sich in sechs von neun Plattensystemen der Gruppe C ein Bruch im Bereich einer Querstrebe mit Aussparung für einen K-Draht. Dies ist ein Hinweis auf eine mögliche Schwachstelle bei hoher Belastung. Wir konnten in der Literatur bis jetzt keinen Fall finden, bei dem ein solcher Plattenbruch vorkam. Es ist jedoch anzumerken, dass die Platten bei einer Kraft zwischen 2000N bis 4000N brachen. Dies ist unphysiologisch und viel zu hoch für eine unmittelbar postoperative Belastung. Des Weiteren kam es vor dem Plattenbruch zu einer erheblichen Deformation und somit vollständigen Zerstörung des Modells.

Bei dem Implantat „VA-Locking Calcaneal Plate 2.7“ der Firma DePuy Synthes handelt es sich um vorkonturierte Platte. In unserem Fraktur-Modell hat diese Kontur sich gut an die laterale Wand geschmiegt. Ein potenzieller Nachteil dieses Systems könnte jedoch bei etwas anderer Anatomie oder höhergradigen Frakturen die fehlende Adaptationsfähigkeit des Implantats sein. Eine Veränderung der Kontur war auch mit hohem Kraftaufwand nur schwer möglich.

4.7 Ausblick

Wie in der Diskussion bereits festgehalten muss sich der klinische Nutzen von polyaxialen, winkelstabilen Plattensystemen bei Kalkaneusfrakturen noch beweisen. Bei dieser seltenen, jedoch sehr schweren, Fraktur kam es wie bei kaum einer anderen Fraktur zu einem häufigen Wechsel der Versorgungsstrategien².

Besonders aufgrund der prekären Weichteilsituation am Außenknöchel ist ein weichteilschonender Zugangsweg vorteilhaft⁶⁹. Es muss klinisch noch geprüft werden inwiefern die Größe des Zugangs bei den unterschiedlich großen Implantaten variiert.

In zukünftigen Projekten möchte unsere Arbeitsgruppe die Plattenosteosynthesen mit verschiedenen Knochenzementen kombinieren und

versuchen, den Defekt wie bei einer Kyphoplastie auszufüllen, um die Gelenkfacette anzuheben. Es wird davon ausgegangen, dass durch diese Maßnahme die Primärstabilität deutlich erhöht wird.

Zudem soll eine einfache Schraubenosteosynthese, wie sie beim minimalinvasiven Zugang und gering dislozierten Kalkaneusfrakturen verwendet wird, mit den von uns getesteten Plattenosteosynthesen verglichen werden. Wir gehen davon aus, dass bei unserem Frakturmodell eine vergleichbare Stabilität bei optimaler Versorgung möglich ist. Dies wäre wünschenswert, da hierdurch prinzipiell minimalinvasive Zugänge möglich wären.

Durch den von uns entwickelten Versuchsaufbau könnten auch neuere osteosynthetische Versorgungsmethoden, wie der Kalkaneusnagel (C-nail) oder neuere minimalinvasive Plattensystem wie von der Firma Synthes mit den von uns getesteten Plattenosteosynthesen verglichen werden.

Es ist außerdem geplant in einer klinischen Untersuchung die winkelstabile Plattenosteosynthese der Firma DePuy Synthes (Gruppe A) mit der winkelstabilen, polyaxialen Plattenosteosynthese der Firma Medartis (Gruppe B) zu vergleichen. Eine Nachuntersuchung soll anschließend über mehrere Jahre erfolgen. Der notwendige Ethikantrag für dieses Projekt wird aktuell erstellt.

5. Zusammenfassung

Kalkaneusfrakturen machen mit 1-2% nur einen geringen Anteil aller Frakturen aus⁹, jedoch sind sie mit einer hohen Rate an Komplikationen verbunden^{10,13,70}. Die exakte Wiederherstellung der Gelenkkongruität im Bereich der posterioren Gelenkfacette ist hierbei von zentraler Bedeutung^{11,43,44}.

In dieser biomechanischen Studie wurden drei verschiedene, winkelstabile Plattenosteosynthesen zur Versorgung von Kalkaneusfrakturen im Hinblick auf ihre Stabilität an Kunststoffknochen in einer Materialprüfmaschine getestet und verglichen. Für jede Gruppe wurden an je neun Kalkaneusmodellen Sanders Typ IIB Frakturen erzeugt und anschließend nach Herstellervorgabe versorgt.

Von den drei Plattenosteosynthesen waren zwei neuartige, polyaxiale, winkelstabile Systeme und ein konventionelles, winkelstabiles Plattensystem vertreten. Alle Proben wurden auf drei verschiedenen Kraftniveaus (200N, 600N und 1000N) zyklisch und anschließend in einer Maximalkraftuntersuchung getestet. Gemessen wurden das Peak to Peak Displacement bei 200N, 600N und 1000N, die Steifigkeit, der Δ -Gissane-Winkel und die Art des Materialversagens. Ziel dieser Studie war es, anhand dieser Parameter nachzuweisen, ob neuartige, polyaxiale Plattensysteme durch ihre variable Schraubenplatzierung in einem 30°-Konus eine erhöhte biomechanische Stabilität bei Sanders Typ IIB Kalkaneusfrakturen erzeugen.

Die Ergebnisse der oben genannten Messparameter wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede (Signifikanzniveau 0,05) auf, weshalb wir unsere Nullhypothese, dass alle drei Plattensysteme eine vergleichbare biomechanische Stabilität besitzen, beibehielten und unsere Gegenhypothese, dass die neuartigen, polyaxialen Plattensysteme eine überlegene biomechanische Stabilität besitzen, verworfen haben.

Es bleibt jedoch folgenden biomechanischen und klinischen Studien überlassen, ob die neuartigen Plattensysteme bei anderen Frakturen oder intraoperativ einen

biomechanischen, weichteilschonenderen und insgesamt komplikationsloseren Vorteil erzielen können.

6. Anhang

6.1 Statistische Auswertung

Tabelle 18. Deskriptive Statistik zum Peak to Peak Displacement bei 200N.

Probe		Statistik	Standard Fehler	
Gruppe A	Mittelwert	,13650	,016718	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,09697	
		Obergrenze	,17603	
	5% getrimmtes Mittel		,13389	
	Median		,11700	
	Varianz		,002	
	Standard Abweichung		,047286	
	Maximum		,223	
	Spannweite		,126	
	Interquartilbereich		,076	
	Schiefe		1,364	,752
	Kurtosis		,295	1,481
Gruppe B	Mittelwert	,15000	,017864	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,10881	
		Obergrenze	,19119	
	5% getrimmtes Mittel		,14856	
	Median		,13400	
	Varianz		,003	

	Standard Abweichung		,053591	
	Maximum		,250	
	Spannweite		,174	
	Interquartilbereich		,077	
	Schiefe		,516	,717
	Kurtosis		,056	1,400
Gruppe C	Mittelwert		,11644	,015873
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,07984	
		Obergrenze	,15305	
	5% getrimmtes Mittel		,11638	
	Median		,11000	
	Varianz		,002	
	Standard Abweichung		,047619	
	Maximum		,192	
	Spannweite		,150	
	Interquartilbereich		,074	
	Schiefe		,343	,717
	Kurtosis		-,183	1,400

Tabelle 19. Deskriptive Statistik zum Peak to Peak Displacement bei 600N.

Probe		Statistik	Standard Fehler
Gruppe A	Mittelwert	,44522	,068817
		Untergrenze	,28653

	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Obergrenze	,60391	
	5% getrimmtes Mittel		,43052	
	Median		,40100	
	Varianz		,043	
	Standard Abweichung		,206450	
	Minimum		,227	
	Maximum		,928	
	Spannweite		,701	
	Interquartilbereich		,216	
	Schiefe		1,781	,717
	Kurtosis		3,926	1,400
Gruppe B	Mittelwert		,37544	,027811
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,31131	
		Obergrenze	,43958	
	5% getrimmtes Mittel		,37383	
	Median		,34100	
	Varianz		,007	
	Standard Abweichung		,083433	
	Minimum		,284	
	Maximum		,496	
	Spannweite		,212	
Interquartilbereich		,165		

	Schiefe		,717	,717
	Kurtosis		-1,447	1,400
Gruppe C	Mittelwert		,41000	,049036
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,29692	
		Obergrenze	,52308	
	5% getrimmtes Mittel		,40583	
	Median		,34100	
	Varianz		,022	
	Standard Abweichung		,147109	
	Minimum		,219	
	Maximum		,676	
	Spannweite		,457	
	Interquartilbereich		,227	
	Schiefe		,732	,717
	Kurtosis		-,333	1,400

Tabelle 20. Deskriptive Statistik zum Peak to Peak Displacement bei 1000N.

Probe		Statistik	Standard Fehler
Gruppe A	Mittelwert	,76611	,081508
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,57815
		Obergrenze	,95407

	5% getrimmtes Mittel		,76801	
	Median		,87300	
	Varianz		,060	
	Standard Abweichung		,244523	
	Minimum		,431	
	Maximum		1,067	
	Spannweite		,636	
	Interquartilbereich		,459	
	Schiefe		-,245	,717
	Kurtosis		-1,935	1,400
Gruppe B	Mittelwert		,76033	,092608
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,54678	
		Obergrenze	,97389	
	5% getrimmtes Mittel		,76120	
	Median		,69300	
	Varianz		,077	
	Standard Abweichung		,277824	
	Minimum		,338	
	Maximum		1,167	
	Spannweite		,829	
	Interquartilbereich		,479	
	Schiefe		,245	,717
Kurtosis		-,833	1,400	

Gruppe C	Mittelwert		1,06767	,100243
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,83651	
		Obergrenze	1,29883	
	5% getrimmtes Mittel		1,06996	
	Median		1,05300	
	Varianz		,090	
	Standard Abweichung		,300728	
	Minimum		,601	
	Maximum		1,493	
	Spannweite		,892	
	Interquartilbereich		,527	
	Schiefe		-,216	,717
	Kurtosis		-1,212	1,400

Tabelle 21. Deskriptive Statistik zum Total Displacement bei 1000N.

Probe		Statistik	Standard Fehler	
Gruppe A	Mittelwert		3,74133	,213493
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	3,24902	
		Obergrenze	4,23365	
	5% getrimmtes Mittel		3,76270	
	Median		3,72600	
	Varianz		,410	

	Standard Abweichung		,640480	
	Minimum		2,540	
	Maximum		4,558	
	Spannweite		2,018	
	Interquartilbereich		,997	
	Schiefe		-,425	,717
	Kurtosis		,152	1,400
Gruppe B	Mittelwert		3,39367	,171562
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,99804	
		Obergrenze	3,78929	
	5% getrimmtes Mittel		3,38002	
	Median		3,21300	
	Varianz		,265	
	Standard Abweichung		,514685	
	Minimum		2,782	
	Maximum		4,251	
	Spannweite		1,469	
	Interquartilbereich		,901	
	Schiefe		,341	,717
	Kurtosis		-1,166	1,400
	Gruppe C	Mittelwert		3,29056
95% Konfidenzintervall des Mittelwerts		Untergrenze	2,73266	
		Obergrenze	3,84846	

	5% getrimmtes Mittel	3,31223	
	Median	3,40100	
	Varianz	,527	
	Standard Abweichung	,725802	
	Minimum	1,956	
	Maximum	4,235	
	Spannweite	2,279	
	Interquartilbereich	1,114	
	Schiefe	-,412	,717
	Kurtosis	,127	1,400

Tabelle 22. Deskriptive Statistik zum Delta-Gissane-Winkel.

Probe		Statistik	Standard Fehler
Gruppe A	Mittelwert	2,8025	,25931
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,1893
		Obergrenze	3,4157
	5% getrimmtes Mittel	2,8033	
	Median	2,7500	
	Varianz	,538	
	Standard Abweichung	,73344	
	Minimum	1,77	

	Maximum		3,82	
	Spannweite		2,05	
	Interquartilbereich		1,40	
	Schiefe		-,193	,752
	Kurtosis		-,960	1,481
Gruppe B	Mittelwert		3,2743	,44664
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,1814	
		Obergrenze	4,3672	
	5% getrimmtes Mittel		3,2731	
	Median		3,5600	
	Varianz		1,396	
	Standard Abweichung		1,18171	
	Minimum		1,61	
	Maximum		4,96	
	Spannweite		3,35	
	Interquartilbereich		1,93	
	Schiefe		-,018	,794
	Kurtosis		-1,114	1,587
Gruppe C	Mittelwert		3,9750	,74085
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,2232	
		Obergrenze	5,7268	
	5% getrimmtes Mittel		3,9533	
	Median		3,7250	

	Varianz	4,391	
	Standard Abweichung	2,09544	
	Minimum	1,32	
	Maximum	7,02	
	Spannweite	5,70	
	Interquartilbereich	3,68	
	Schiefe	,176	,752
	Kurtosis	-1,726	1,481

Tabelle 23. Deskriptive Statistik zum total Displacement bei 2000N.

Probe		Statistik	Standard Fehler	
Gruppe A	Mittelwert	12,63467	2,366234	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	6,55207	
		Obergrenze	18,71726	
	5% getrimmtes Mittel	12,47457		
	Median	9,41350		
	Varianz	33,594		
	Standard Abweichung	5,796066		
	Minimum	7,814		
	Maximum	20,337		
	Spannweite	12,523		

	Interquartilbereich		11,219	
	Schiefe		,922	,845
	Kurtosis		-1,845	1,741
Gruppe B	Mittelwert		11,87183	,729737
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	9,99598	
		Obergrenze	13,74768	
	5% getrimmtes Mittel		11,79887	
	Median		11,54750	
	Varianz		3,195	
	Standard Abweichung		1,787483	
	Minimum		9,873	
	Maximum		15,184	
	Spannweite		5,311	
	Interquartilbereich		2,131	
	Schiefe		1,451	,845
	Kurtosis		3,138	1,741
Gruppe C	Mittelwert		13,30150	,735061
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	11,41197	
		Obergrenze	15,19103	
	5% getrimmtes Mittel		13,24856	
	Median		12,38700	
	Varianz		3,242	
	Standard Abweichung		1,800524	

	Minimum	11,892	
	Maximum	15,664	
	Spannweite	3,772	
	Interquartilbereich	3,639	
	Schiefe	,883	,845
	Kurtosis	-1,887	1,741

Tabelle 24. Deskriptive Statistik zur Steifigkeit.

Probe		Statistik	Standard Fehler	
Gruppe A	Mittelwert	777,69000	22,004757	
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	726,94694	
		Obergrenze	828,43306	
	5% getrimmtes Mittel	777,82778		
	Median	759,00000		
	Varianz	4357,884		
	Standard Abweichung	66,014270		
	Minimum	682,700		
	Maximum	870,200		
	Spannweite	187,500		
	Interquartilbereich	121,900		
	Schiefe	,305	,717	

	Kurtosis		-1,049	1,400
Gruppe B	Mittelwert		831,68444	29,653225
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	763,30399	
		Obergrenze	900,06490	
	5% getrimmtes Mittel		828,65216	
	Median		807,50000	
	Varianz		7913,824	
	Standard Abweichung		88,959674	
	Minimum		731,930	
	Maximum		986,020	
	Spannweite		254,090	
	Interquartilbereich		157,170	
	Schiefe		,766	,717
	Kurtosis		-,636	1,400
Gruppe C	Mittelwert		881,34822	36,412461
	95% Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	797,38094	
		Obergrenze	965,31551	
	5% getrimmtes Mittel		878,46136	
	Median		857,10000	
	Varianz		11932,806	
	Standard Abweichung		109,237383	
	Minimum		744,320	
	Maximum		1070,340	

	Spannweite	326,020	
	Interquartilbereich	188,733	
	Schiefe	,610	,717
	Kurtosis	-,684	1,400

7. Literatur

- 1 Zwipp, H. *et al.* Integral classification of injuries (ICI) to the bones, joints, and ligaments--application to injuries of the foot. *Injury* **35 Suppl 2**, SB3-9, doi:10.1016/j.injury.2004.07.008 (2004).
- 2 Zwipp H, R. S. in *Tscherne Unfallchirurgie Fuß* 390-468 (Springer, 2014).
- 3 Aumüller, G., Aus, G. & Conrad, A. in *Anatomie* Vol. 4 396-433 (Thieme, 2017).
- 4 Tillmann, B. N. in *Atlas der Anatomie des Menschen* 471-562 (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016).
- 5 Schünke, M., Schulte, E. & Schumacher, U. in *Prometheus Lernatlas der Anatomie* 424-477 (Georg Thieme Verlag, 2009).
- 6 Ulfing, N. in *Kurzlehrbuch Histologie* Vol. 4 41-48 (Thieme, 2015).
- 7 Athavale, S. A., Joshi, S. D. & Joshi, S. S. Internal architecture of calcaneus: correlations with mechanics and pathoanatomy of calcaneal fractures. *Surg Radiol Anat* **32**, 115-122, doi:10.1007/s00276-009-0563-2 (2010).
- 8 Andermahr, J., Helling, H. J., Rehm, K. E. & Koebeke, Z. The vascularization of the os calcaneum and the clinical consequences. *Clin Orthop Relat Res*, 212-218 (1999).
- 9 Zwipp, H., Rammelt, S. & Barthel, S. [Fracture of the calcaneus]. *Unfallchirurg* **108**, 737-747; quiz 748, doi:10.1007/s00113-005-1000-6 (2005).
- 10 Koutserimpas, C., Magarakis, G., Kastanis, G., Kontakis, G. & Alpantaki, K. Complications of Intra-articular Calcaneal Fractures in Adults: Key Points for Diagnosis, Prevention, and Treatment. *Foot Ankle Spec*, doi:10.1177/1938640016668030 (2016).
- 11 Rammelt, S., Barthel, S., Biewener, A., Gavlik, J. M. & Zwipp, H. [Calcaneus fractures. Open reduction and internal fixation]. *Zentralbl Chir* **128**, 517-528, doi:10.1055/s-2003-40627 (2003).
- 12 Davis, D. & Newton, E. J. *Fracture, Calcaneus*, <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28613611>> (2017).
- 13 Zwipp, H., Tscherne, H., Thermann, H. & Weber, T. Osteosynthesis of displaced intraarticular fractures of the calcaneus. Results in 123 cases. *Clin Orthop Relat Res*, 76-86 (1993).
- 14 Sanders, R. Intra-articular fractures of the calcaneus: present state of the art. *J Orthop Trauma* **6**, 252-265 (1992).
- 15 Essex-Lopresti, P. The mechanism, reduction technique, and results in fractures of the os calcis. *Br J Surg* **39**, 395-419 (1952).
- 16 Sanders, R. Displaced intra-articular fractures of the calcaneus. *J Bone Joint Surg Am* **82**, 225-250 (2000).
- 17 Bernstein, J. & Ahn, J. In brief: Fractures in brief: calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res* **468**, 3432-3434, doi:10.1007/s11999-010-1345-1 (2010).
- 18 Mulcahy, D. M., McCormack, D. M. & Stephens, M. M. Intra-articular calcaneal fractures: effect of open reduction and internal fixation on the

- contact characteristics of the subtalar joint. *Foot Ankle Int* **19**, 842-848, doi:10.1177/107110079801901209 (1998).
- 19 Rammelt, S. & Zwipp, H. Calcaneus fractures: facts, controversies and recent developments. *Injury* **35**, 443-461, doi:10.1016/j.injury.2003.10.006 (2004).
- 20 Omoto, H. & Nakamura, K. Method for manual reduction of displaced intra-articular fracture of the calcaneus: technique, indications and limitations. *Foot Ankle Int* **22**, 874-879, doi:10.1177/107110070102201103 (2001).
- 21 Westhues, H. Eine neue Behandlungsmethode der Calcaneusfrakturen. Zugleich ein Vorschlag zur Behandlung der Talusfrakturen. *Zentralbl Chir.*, 995-1002 (1935).
- 22 Rammelt, S., Amlang, M., Barthel, S., Gavlik, J. M. & Zwipp, H. Percutaneous treatment of less severe intraarticular calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res* **468**, 983-990, doi:10.1007/s11999-009-0964-x (2010).
- 23 Kapil Mani, K. C. *et al.* A modified minimally invasive technique for intra-articular displaced calcaneal fractures fixed by transverse and axial screws. *Eur J Orthop Surg Traumatol*, doi:10.1007/s00590-017-1969-x (2017).
- 24 Tennent, T. D., Calder, P. R., Salisbury, R. D., Allen, P. W. & Eastwood, D. M. The operative management of displaced intra-articular fractures of the calcaneum: a two-centre study using a defined protocol. *Injury* **32**, 491-496 (2001).
- 25 Lüring, C., Tingart, M. *Operative Zugangswege in Orthopädie und Unfallchirurgie*. Vol. 1 (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2015).
- 26 Zwipp, H., Rammelt, S. & Barthel, S. [Fracture of the calcaneus. Surgical technique]. *Unfallchirurg* **108**, 749-760, doi:10.1007/s00113-005-1001-5 (2005).
- 27 Zwipp, H., Rammelt, S., Amlang, M., Pompach, M. & Durr, C. [Operative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures]. *Oper Orthop Traumatol* **25**, 554-568, doi:10.1007/s00064-013-0246-3 (2013).
- 28 Müller-Mai, E. *Frakturen- Klassifikation und Behandlungsoptionen*. (Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York, 2010).
- 29 Harrasser, N. *Facharztwissen Orthopädie Unfallchirurgie*. (Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2016).
- 30 Siebert, C. H., Hansen, M. & Wolter, D. Follow-up evaluation of open intra-articular fractures of the calcaneus. *Arch Orthop Trauma Surg* **117**, 442-447 (1998).
- 31 Strauss, E. J., Petrucelli, G., Bong, M., Koval, K. J. & Egol, K. A. Blisters associated with lower-extremity fracture: results of a prospective treatment protocol. *J Orthop Trauma* **20**, 618-622, doi:10.1097/01.bot.0000249420.30736.91 (2006).
- 32 Giordano, C. P. & Koval, K. J. Treatment of fracture blisters: a prospective study of 53 cases. *J Orthop Trauma* **9**, 171-176 (1995).
- 33 Thakur, N. A. *et al.* Injury patterns causing isolated foot compartment syndrome. *J Bone Joint Surg Am* **94**, 1030-1035, doi:10.2106/JBJS.J.02000 (2012).

- 34 Kolodziejski, P. *et al.* Intraarticular fractures of calcaneus - current concepts of treatment. *Pol Orthop Traumatol* **79**, 102-111 (2014).
- 35 Aldridge, J. M., 3rd, Easley, M. & Nunley, J. A. Open calcaneal fractures: results of operative treatment. *J Orthop Trauma* **18**, 7-11 (2004).
- 36 Heier, K. A., Infante, A. F., Walling, A. K. & Sanders, R. W. Open fractures of the calcaneus: soft-tissue injury determines outcome. *J Bone Joint Surg Am* **85-A**, 2276-2282 (2003).
- 37 Lim, E. V. & Leung, J. P. Complications of intraarticular calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 7-16 (2001).
- 38 Buckley, R. E. & Meek, R. N. Comparison of open versus closed reduction of intraarticular calcaneal fractures: a matched cohort in workmen. *J Orthop Trauma* **6**, 216-222 (1992).
- 39 Buckley, R. *et al.* Operative compared with nonoperative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective, randomized, controlled multicenter trial. *J Bone Joint Surg Am* **84-A**, 1733-1744 (2002).
- 40 Catani, F., Benedetti, M. G., Simoncini, L., Leardini, A. & Giannini, S. Analysis of function after intra-articular fracture of the os calcis. *Foot Ankle Int* **20**, 417-421, doi:10.1177/107110079902000704 (1999).
- 41 Crosby, L. A. & Fitzgibbons, T. C. Open reduction and internal fixation of type II intra-articular calcaneus fractures. *Foot Ankle Int* **17**, 253-258, doi:10.1177/107110079601700503 (1996).
- 42 O'Farrell, D. A., O'Byrne, J. M., McCabe, J. P. & Stephens, M. M. Fractures of the os calcis: improved results with internal fixation. *Injury* **24**, 263-265 (1993).
- 43 Kurozumi, T. *et al.* Open reduction for intra-articular calcaneal fractures: evaluation using computed tomography. *Foot Ankle Int* **24**, 942-948, doi:10.1177/107110070302401214 (2003).
- 44 Janzen, D. L. *et al.* Intraarticular fractures of the calcaneus: value of CT findings in determining prognosis. *AJR Am J Roentgenol* **158**, 1271-1274, doi:10.2214/ajr.158.6.1590122 (1992).
- 45 Kitaoka, H. B., Schaap, E. J., Chao, E. Y. & An, K. N. Displaced intra-articular fractures of the calcaneus treated non-operatively. Clinical results and analysis of motion and ground-reaction and temporal forces. *J Bone Joint Surg Am* **76**, 1531-1540, doi:10.2106/00004623-199410000-00013 (1994).
- 46 Zwipp, H., Rammelt, S. & Barthel, S. Calcaneal fractures--open reduction and internal fixation (ORIF). *Injury* **35 Suppl 2**, SB46-54, doi:10.1016/j.injury.2004.07.011 (2004).
- 47 Rammelt, S. & Zwipp, H. Fractures of the calcaneus: current treatment strategies. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* **81**, 177-196 (2014).
- 48 Chen, K. *et al.* Comparison of nonlocking plates and locking plates for intraarticular calcaneal fracture. *Foot Ankle Int* **35**, 1298-1302, doi:10.1177/1071100714547520 (2014).
- 49 Illert, T., Rammelt, S., Drewes, T., Grass, R. & Zwipp, H. Stability of locking and non-locking plates in an osteoporotic calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int* **32**, 307-313, doi:10.3113/FAI.2011.0307 (2011).

- 50 Kaab, M. J. *et al.* Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J Orthop Trauma* **18**, 483-487 (2004).
- 51 Hoelscher-Doht, S. *et al.* Bone substitute first or screws first? A biomechanical comparison of two operative techniques for tibial-head depression fractures. *J Orthop Sci* **19**, 978-983, doi:10.1007/s00776-014-0613-4 (2014).
- 52 Brodt, S., Gisep, A., Schwieger, K., Suhm, N. & Appelt, A. [Solid body augmentation for comminuted calcaneal fractures : development and biomechanical testing of a hybrid osteosynthesis technique]. *Unfallchirurg* **110**, 1013-1020, doi:10.1007/s00113-007-1362-z (2007).
- 53 Jordan, M. C. *et al.* Are Variable-Angle Locking Screws Stable Enough to Prevent Calcaneal Articular Surface Collapse? A Biomechanical Study. *J Orthop Trauma* **32**, e204-e209, doi:10.1097/BOT.0000000000001147 (2018).
- 54 Richter, M., Droste, P., Goesling, T., Zech, S. & Krettek, C. Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. *J Bone Joint Surg Br* **88**, 1257-1263, doi:10.1302/0301-620X.88B9.17822 (2006).
- 55 Rausch, S. *et al.* A biomechanical comparison of fixed angle locking compression plate osteosynthesis and cement augmented screw osteosynthesis in the management of intra articular calcaneal fractures. *Int Orthop* **38**, 1705-1710, doi:10.1007/s00264-014-2334-x (2014).
- 56 Reinhardt, S. *et al.* Interlocking Nailing Versus Interlocking Plating in Intra-articular Calcaneal Fractures: A Biomechanical Study. *Foot Ankle Int* **37**, 891-897, doi:10.1177/1071100716643586 (2016).
- 57 Ni, M., Wong, D. W., Mei, J., Niu, W. & Zhang, M. Biomechanical comparison of locking plate and crossing metallic and absorbable screws fixations for intra-articular calcaneal fractures. *Sci China Life Sci* **59**, 958-964, doi:10.1007/s11427-016-0010-9 (2016).
- 58 Richter, M. *et al.* A comparison of plates with and without locking screws in a calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int* **26**, 309-319, doi:10.1177/107110070502600407 (2005).
- 59 Bargel, H.-J. *Werkstoffkunde*. Vol. 11 119-126 (Springer Vieweg, 2012).
- 60 Zech, S. *et al.* Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. *Foot Ankle Int* **27**, 1126-1136, doi:10.1177/107110070602701220 (2006).
- 61 Lin, P. P., Roe, S., Kay, M., Abrams, C. F. & Jones, A. Placement of screws in the sustentaculum tali. A calcaneal fracture model. *Clin Orthop Relat Res*, 194-201 (1998).
- 62 Kinner, B., Kerschbaum, M., Bley, C., Spiegel, A. & Roll, C. Bionic plate design for calcaneal fracture treatment. A biomechanical analysis and first clinical results. *Int Orthop* **39**, 111-117, doi:10.1007/s00264-014-2561-1 (2015).
- 63 Bailey, E. J., Waggoner, S. M., Albert, M. J. & Hutton, W. C. Intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical comparison or two fixation methods. *J Orthop Trauma* **11**, 34-37 (1997).

- 64 Jordan, M. C. *et al.* Biomechanical analysis of different osteosyntheses and the combination with bone substitute in tibial head depression fractures. *BMC Musculoskelet Disord* **17**, 287, doi:10.1186/s12891-016-1118-4 (2016).
- 65 Doht, S., Meffert, R. H., Raschke, M. J., Blunk, T. & Ochman, S. Biomechanical analysis of the efficacy of locking plates during cyclic loading in metacarpal fractures. *ScientificWorldJournal* **2014**, 648787, doi:10.1155/2014/648787 (2014).
- 66 Doht, S. *et al.* Effective combination of bone substitute and screws in the jail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures. *Int Orthop* **36**, 2121-2125, doi:10.1007/s00264-012-1604-8 (2012).
- 67 Doht, S., Jansen, H., Meffert, R. & Frey, S. Higher stability with locking plates in hand surgery? Biomechanical investigation of the TriLock system in a fracture model. *Int Orthop* **36**, 1641-1646, doi:10.1007/s00264-012-1524-7 (2012).
- 68 Lenz, M., Wahl, D., Gueorguiev, B., Jupiter, J. B. & Perren, S. M. Concept of variable angle locking--evolution and mechanical evaluation of a recent technology. *J Orthop Res* **33**, 988-992, doi:10.1002/jor.22851 (2015).
- 69 Femino, J. E., Vaseenon, T., Levin, D. A. & Yian, E. H. Modification of the sinus tarsi approach for open reduction and plate fixation of intra-articular calcaneus fractures: the limits of proximal extension based upon the vascular anatomy of the lateral calcaneal artery. *Iowa Orthop J* **30**, 161-167 (2010).
- 70 Myerson, M. & Manoli, A. Compartment syndromes of the foot after calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 142-150 (1993).

8. Danksagung

Besonders möchte ich Herrn Prof. Dr. med. Meffert für die Ermöglichung meiner Promotionsarbeit in seiner Abteilung danken.

Meinem Betreuer, Herrn Priv. Doz. Dr. med. Jordan, möchte ich meinen Dank für die hervorragende, freundschaftliche und fachlich kompetente Betreuung aussprechen. Ohne diese exzellente und unkomplizierte Zusammenarbeit wäre diese Arbeit nicht zustande gekommen. Vielen herzlichen Dank.

Für die Ermöglichung der Arbeit im biomechanischen Labor der Universität Würzburg danke ich Frau Priv. Doz. Dr. med. Hölscher-Doht.

Dank gilt auch den hervorragenden Mitarbeitern des Instituts für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg für die beratende Hilfestellung bei der statistischen Analyse der erfassten Daten.

Außerdem möchte ich mich bei meinen Eltern bedanken, dessen fortwährende Unterstützung für mich von unschätzbarem Wert war. Meiner Schwester Annalena danke ich zudem für die Unterstützung in der letzten Phase dieser Arbeit.

Letztlich möchte ich meinem Großvater Albrecht danken, der mich in meinem Forschungssemester unterstützt hat.