

# **Einfluss einer Schraubenaugmentation mit Calciumphosphat auf die Steifigkeit bei der Versorgung von Calcaneusfrakturen**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
„doctor medicinae“ (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät  
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Caroline Wingert  
geboren am 15.01.1986 in Jena**

Gutachter:

1. Prof. Dr. Dr. Gunther O. Hofmann, Jena
2. PD Dr. Thomas Mendel, Halle
3. apl. Prof. Dr. Mückley, Erfurt

Tag der öffentlichen Verteidigung: 02.11.2021

# INHALTSVERZEICHNIS

<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>VI</b>
<b>1 Zusammenfassung .....</b>	<b>1</b>
<b>2 Einleitung.....</b>	<b>3</b>
2.1 Funktionelle anatomische Aspekte .....	3
2.2 Frakturen des Calcaneus .....	6
2.2.1 Epidemiologie.....	6
2.2.2 Ätiologie und Pathogenese .....	6
2.2.3 Diagnostik.....	8
2.2.3.1 Klinisches Erscheinungsbild.....	8
2.2.3.2 Bildgebende Diagnostik.....	9
2.2.4 Klassifikationen .....	10
2.2.4.1 Allgemeine Aspekte.....	10
2.2.4.2 Klassifikation nach Essex-Lopresti .....	11
2.2.4.3 Klassifikation nach Zwipp .....	13
2.2.4.4 Sanders-Klassifikation .....	13
2.2.4.5 AO/ICI-Frakturklassifikation .....	14
2.2.5 Therapeutisches Vorgehen.....	16
2.2.5.1 Konservative Therapie.....	16
2.2.5.2 Operative Therapie .....	17
2.2.5.2.1 Minimal invasive Osteosynthese .....	17
2.2.5.2.2 Offene Reposition und interne Osteosynthese.....	17
2.2.5.2.3 Notfalleingriffe .....	19
2.2.6 Komplikationen .....	20
2.2.7 Outcome.....	20
<b>3 Ziele der Arbeit .....</b>	<b>22</b>
<b>4 Material und Methoden .....</b>	<b>23</b>
4.1 Material .....	23
4.1.1 Humane Calcanei.....	23
4.1.2 Osteosyntheseplatten .....	23
4.1.3 Augmentationsmaterial.....	24
4.1.4 Prüfgerät und Testsoftware.....	24

4.2	Methoden .....	25
4.2.1	Knochendichtemessungen mittels qCT .....	25
4.2.2	Anbringen der Osteosyntheseplatten .....	25
4.2.3	Versuchsaufbau.....	28
4.2.4	Testsetup .....	29
4.3	Datenauswertung.....	30
4.3.1	Bestimmung der Gesamtsteifigkeit [N/mm] (elastisch und plastisch) .....	30
4.3.2	Bestimmung der elastischen Steifigkeit [N/mm].....	31
4.3.3	Lebensdaueranalyse.....	32
4.3.3.1	Bestimmung der axialen Kraft zum Zeitpunkt des Bruchs der Osteosynthese .....	32
4.3.3.2	Bestimmung der Belastung bei bleibender Verschiebung von 5 mm.....	33
4.3.3.3	Auswertung nach Kaplan Meier .....	34
4.3.4	Bestimmung der Winkeländerung des Böhler- / Gissane-Winkels bei 5 mm bleibender Verschiebung .....	34
4.3.5	Statistische Auswertung.....	36
<b>5</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>37</b>
5.1	Knochenmineraldichte der Präparate .....	37
5.2	Gesamtsteifigkeit .....	38
5.3	Elastische Steifigkeit (100 – 300 N) .....	40
5.4	Axiale Kraft bei Bruch.....	41
5.5	Versagen bei 5 mm bleibender Verschiebung .....	43
5.6	Winkeldifferenz bei 5 mm bleibender Verschiebung des Böhler- / Gissane-Winkels .....	44
5.7	Überlebenszeitanalyse nach Kaplan Meier .....	47
<b>6</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>49</b>
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>58</b>
	<b>Literatur- und Quellenverzeichnis.....</b>	<b>60</b>
	<b>Anhang.....</b>	<b>71</b>
A.1.	Abbildungsverzeichnis.....	71
A.2.	Tabellenverzeichnis .....	75
A.3.	Ehrenwörtliche Erklärung.....	76

A.4. Interessenskonflikt .....	77
--------------------------------	----

## Abkürzungsverzeichnis

a.-p.	anterior - posterior
ant.	anterior
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
Art.	Articulatio
BMD	Bone mineral density
bspw.	beispielsweise
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CT	Computertomografie
DXA	Dual X-Ray Absorptiometry
et al.	et alia
F	Kraft (Formelzeichen)
g	Gramm
g/cm <sup>3</sup>	Gramm pro Kubikzentimeter
ggf.	gegebenenfalls
Gr.	Gruppe
HA	Hydroxylapatit
ICI	Integral Classification of Injuries
inkl.	inklusive
K-draht	Kirschner-Draht
Kap.	Kapitel
KI	Konfidenzintervall
lat.	lateral
Lig.	Ligamentum
max	maximal
med.	medial
ml	Milliliter
mm/s	Millimeter pro Sekunde
N	Newton
N.	Nervus

o.g.	oben genannt(en)
ORIF	Open Reduction and internal Fixation
OSG	oberes Sprunggelenk
PMMA	polymeres Methyl-Methacrylat
post.	posterior
Proc.	Processus
qCT	quantitative Computertomografie
ROI	region of interest
s	Sekunde
sog.	sogenannt (e/es)
St.	Stadium
USG	unteres Sprunggelenk

## 1 Zusammenfassung

Bei einer Fraktur des anatomisch komplexen Fersenbeins ist einerseits die direkte Belastung des Endgliedes der Beinachse, andererseits die wichtige Verbindungsfunktion zwischen Fußskelett und Unterschenkel aufgehoben. Diese Funktionen wiederherzustellen sind eine besondere Herausforderung. Trotz der diagnostischen und therapeutischen Fortschritte, gehen Fersenbeinfrakturen mit einem hohen Risiko einer andauernden funktionellen Beeinträchtigung einher und erreichen oftmals nicht zufriedenstellende Langzeitergebnisse. Die offene Reposition und interne Fixation mittels einer Osteosyntheseplatte ist der Goldstandard intraartikulärer Frakturen. Um Spätfolgen zu reduzieren, sind die exakte Wiederherstellung der Anatomie, die frühe Mobilisation und die Übungsstabilität die Ziele dieses operativen Verfahrens. Da das Fersenbein bereits in der frühzeitigen Beibung erheblichen Kräften ausgesetzt ist, sind die Anforderungen an die biomechanische Stabilität der Osteosynthese hoch. Aufgrund dessen untersuchten experimentelle und klinische Vorstudien mögliche stabilitätserhöhende Einflusskriterien, wie unterschiedliche Plattendesigns und -hersteller, Verriegelungstechnik, zentrale Defektauffüllung mit unterschiedlichen Materialien, poly- versus uniaxialer Schraubenverlauf, sowie die Verwendung einer Sustentaculumschraube. Hierbei zeigten winkelstabile Platten, insbesondere in Hinblick auf die neuen Herausforderungen der geriatrischen Traumatologie, biomechanische Vorteile.

In der vorliegenden biomechanischen Studie mit 16 (8 Paare) unfixierten humanen Calcaneuspräparaten unterschiedlicher Knochenmineraldichte, wurde der Einfluss einer zusätzlichen Augmentation der Schrauben einer winkelstabilen lateralen Plattenosteosynthese eines manuell erzeugten Frakturtyps Sanders 2b untersucht. Der an einer biomechanischen Testmaschine durchgeführte zyklische Belastungstest, ermöglichte die Analyse der Parameter Steifigkeit, Verformung, Bruchkraft und die Bestimmung des Böhler- und Gissane- Winkels. Hierfür wurden die acht rechtsseitigen Präparate schraubenaugmentiert, die acht linken Präparate konventionell osteosynthetisiert. Als Augmentationsmaterial diente ein injizierbarer Calciumphosphatzement (HydroSet™ - Stryker). Der eigens für die Studie entwickelte Versuchsaufbau spiegelte die physiologischen Bedingungen wider und erlaubte eine gute und reproduzierbare Vergleichbarkeit. Das zyklische Testsetup wurde kontinuierlich laststeigernd absolviert und



der gesamte Versuch optisch videodokumentiert. Damit konnten neben den durch die Testmaschine erfassten Parametern (Kraft, Weg, Zykluszahl, Bruchlast), auch die Verschiebung des Frakturspalts und die Änderung des Böhler- und Gissane-Winkels, als Hinweise für den Repositionsverlust, dynamisch erfasst werden. Die Endpunktkriterien (Bruch der Osteosynthese bzw. bleibende Verschiebung um 5 mm) stellen klinische relevante Indikationen zur operativen Revision der Osteosynthese dar. Im Ergebnis zeigten die Steifigkeit (Gesamtsteifigkeit und rein elastische Steifigkeit), die Bruchkraft, die Versagenslast bei 5mm bleibender Verschiebung und die Abflachungen des Böhler- und Gissane- Winkels keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen. Ebenso erreichte der Unterschied des kumulativen Überlebens keine statistische Signifikanz. Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass andere Faktoren, beispielsweise die Verriegelungstechnik oder das Plattendesign die primäre Stabilität der Osteosynthese beeinflussen. Die Uneinheitlichkeit der Proben, das Fehlen sämtlicher Weichteile und die Unmöglichkeit den osteokonduktiven und -induktiven Effekt des Calciumphosphatzements in vitro zu verifizieren, limitieren die Studie. Insbesondere die Frage, ob die vorgenannten Effekte möglicherweise wichtiger sind als die Primärsteifigkeit des Knochenersatzmaterials, kann in dieser in vitro Arbeit nicht geklärt werden und sollte Inhalt weiterführender klinischer Studien sein.

## 2 Einleitung

Eine Fersenbeinfraktur stellt ein einschneidendes Erlebnis dar, denn das Calcaneus ist derjenige Knochen der beim physiologischen Gehen den ersten Kontakt zur Erde darstellt, im Stehen eine enorme axiale Last aufnimmt und uns sozusagen gegenüber den Bodenretraktionskräften regelrecht „verwurzelt“ und dem Menschen als essentieller Hebelarm der stärksten Sehne des menschlichen Körpers, der Achillessehne, zur Lokomotion dient. (Zwipp et al. 2004a) Wenn es plötzlich zum Verlust nahezu all dieser Funktionen kommt, ist ein evolutionäres Merkmal der Homoisation des anatomisch modernen Menschen, der aufrechte Gang auf zwei Beinen, deutlich eingeschränkt.

### 2.1 Funktionelle anatomische Aspekte

Das an einen unregelmäßig geformten Quader erinnernde menschliche Fersenbein ist der größte Knochen der Fußwurzel und entscheidend an der Ausbildung des Fußlängsgewölbes beteiligt. Der Calcaneus ermöglicht uns den aufrechten Gang und Stand, indem er als hinterer Hauptpfeiler des Fußes der Überträger des Körpergewichts auf den Boden ist. Mit insgesamt 4 knöchernen Fortsätzen (Sustentaculum tali, Tuber calcanei, Proc. anterior calcanei, Trochlea peronealis) und 4 Gelenkflächen, allein 3 davon zum Talus, ist ein großer Anteil der knöchernen Oberfläche gelenkbildend (siehe Abbildung 1). Die drei mit dem Talus artikulierenden Gelenkfacetten bilden das subtalare Gelenk, wobei die mittlere und anteriore Facette häufig als verschmolzene Einheit abzugrenzen sind. (Sarrafian 1993) Der Processus anterior calcanei bildet mit seiner bikonkaven Gelenkfacette zum Os cuboideum eine wichtige anatomische Voraussetzung für die physiologische Biomechanik der lateralen Fußsäule und die Mobilität im Chopart Gelenk. (Zwipp 2014)

Nicht nur die Oberfläche, sondern auch im „Inneren“ des Fersenbeins zeigt sich eine besondere dreidimensionale Struktur. So ist die Dicke der Kortikalis sehr unterschiedlich und auch das spongiöse Trabekelsystem nach dem Wolffschen-Gesetz auf das Einwirken von Zug und Druck ausgerichtet. Beispielgebend ist die kräftigste Kortikalis und die dichteste Trabekelstruktur am Sustentaculum zu finden, welches als prominentester Knochenfortsatz die lasttragende mediale Abstützung bildet. Zusätzlich inseriert hier der kräftige nach kranial ausgerichtete Bandapparat (Lig. calcaneonavicularare plantare und Teile Lig. deltoideum) und sichert ligamentär den dorsalen Anteil des subtalaren Gelenks. Dieser

ossär verdichtete Bezirk imponierte bereits 1911 dem französischen Radiologen Destot, sodass er diese röntgenologische Verdichtung „Thalamus calcanei“ taufte. Ein weniger dichter, gar spongiosaarmer Bereich befindet sich zentral in der Hauptmasse des Fersenbeins. Das als „Trigonum calcis“ (Courty 1945), „pseudo-cyst triangle“ (Belenger et al. 1951) oder „neutral triangle“ (Harty 1973) bezeichnete Areal ist der am mechanisch wenigsten beanspruchte Teil und findet sich kaudal des kräftigen Collum calcanei. Radiologisch stellt sich eine Aufhellung in Form eines letztlich auch namengebenden Dreiecks dar (siehe Abbildung 2).

In der lateralen Röntgenaufnahme des Calcaneus lassen sich zwei wichtige Winkel definieren. Der Böhler-Winkel, erstmals 1931 als Tuber-Gelenk-Winkel von Lorenz Böhler (Böhler 1931) benannt, weist physiologische Werte zwischen  $20^{\circ}$  -  $40^{\circ}$  auf (Sanders 2000). Er bildet sich zwischen zwei gedachten Linien aus, wobei die eine vom höchsten Punkt des Tuber calcanei zur Hinterkante der subtalaren Gelenkfacette verläuft und die andere von vorgenannter zum höchsten Punkt des Proc. anterior calcanei (siehe Abbildung 2). Im Rahmen der Impaktion der posterioren Facette kommt es bei intraartikulären Calcaneusfrakturen typischerweise zur Verringerung oder gar Negativierung dieses Winkels. (Clare und Sanders 2011) Damit stellt der Böhler Winkel sowohl ein Beurteilungskriterium für die Schwere der Fraktur, als auch ein wichtiges Qualitäts- und Beurteilungskriterium nach operativer anatomischer Rekonstruktion dar. (Zwipp 2014, Rammelt und Zwipp 2004) Die zweite wichtige Landmarke ist der Winkel nach Gissane (auch Gissane-Winkel). Dessen Norm variiert zwischen  $120^{\circ}$  -  $145^{\circ}$  und wurde erstmals 1947 vom späteren Namensgeber als „critical angle“ beschrieben. (Gissane 1947) Er bildet sich oberhalb des Schnittpunktes zweier Tangenten. Die eine erstreckt sich entlang des lateralen Randes der hinteren Gelenkfacette, die andere vom Sulcus calcanei zum kranialsten Punkt des Proc. ant. (siehe Abbildung 2). (Sanders 2000) Aus einer hingegen sehr dünnen Kortikalisschicht besteht die laterale Calcaneuswand. Infolgedessen kommt es beim Fersenbeinbruch häufig zu einer lateralen schalenförmigen Ausbeulung dergleichen, weshalb dieses Phänomen als „lateral bulge“ betitelt wird. (Zwipp 1994, Zwipp 2014) Die Kombination aus komplexer Morphologie und der limitierten intraoperativen Darstellbarkeit machen die exakte anatomische Rekonstruktion zu einer großen Herausforderung für den Traumatologen. (Gabel 2015)

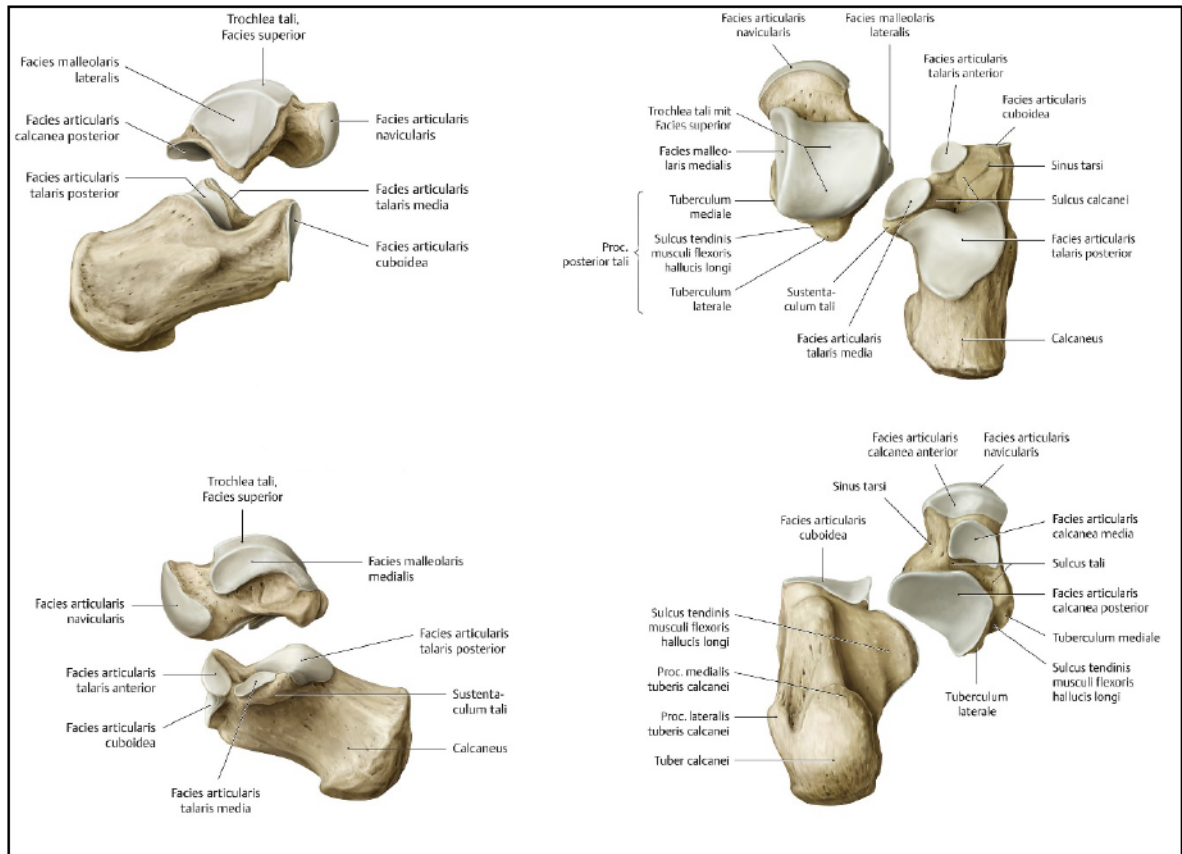


Abbildung 1: Anatomie des Talus und Calcaneus des rechten Fußes - (oben links) Ansicht von lateral, (oben rechts) Ansicht von kranial, (unten links) Ansicht von medial, (unten rechts) Ansicht von dorsal (modifiziert nach Schünke M, Schulte, E., Schumacher, U. 2011. PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie– Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem 3. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart. S. 422-425).



Abbildung 2: Konventionelles Röntgenbild des rechten USG & Calcaneus in lateraler Projektion inkl. der wichtigen Winkel nach Böhler (grün) und Gissane (rot), sowie dem "neutral triangle" (gelb) nach Harty und dem Thalamus (pink) nach Destot (modifiziert nach <http://www.idr.med.uni-erlangen.de/orthoad/popup/main-u23.jpg>, 04.02.16 15:18)

## 2.2 Frakturen des Calcaneus

### 2.2.1 Epidemiologie

Calcaneusfrakturen sind mit einem Anteil von 1-2 % aller Frakturen des menschlichen Skeletts ein seltener Bruch, stellen jedoch den am häufigsten gebrochenen Knochen (60 – 75%) des Tarsus dar. (Krotscheck 1979, Slatis et al. 1979, Juliano und Nguyen 2001) Laut neueren Zahlen von Mitchell ist ein Rückgang der Inzidenz der Fersenbeinfrakturen auf 11,5 pro 100 000 Brüche anzunehmen. (Mitchell et al. 2009) Das männliche Geschlecht ist 2,4-mal häufiger betroffen als das Weibliche. (Mitchell et al. 2009) Der Altersgipfel der Calcaneusfraktur liegt bei 44 Jahren, wobei bei männlichen Patienten ein Peak zwischen 20-29 Jahren zu verzeichnen ist. (Mitchell et al. 2009) Die Angaben zur Häufigkeit offener Frakturen variiert in der Literatur zwischen 3,0% und 11,8%. Lagen bei Hansen (Hansen 1991) 1991 3% offene Frakturen vor, so postulierte Rammelt (Rammelt et al. 2003) 2003 eine Zunahme auf 11,8 %. In der epidemiologischen Untersuchung von Mitchell 2009 liegt der Anteil offener Brüche bei 3,2%. (Mitchell et al. 2009) Die Zahlen für die beidseitige Fraktur schwanken zwischen 7,9 % und 19,5 % der Verletzten. (Zwipp et al. 2005b, Mitchell et al. 2009) Im Rahmen des Fersenbeintraumas kann es aufgrund des Unfallmechanismus, im Sinne eines Stauchungstraumas, zu möglichen Begleitverletzungen der Wirbelsäule (ca. 10%) und/oder der unteren Extremität (26%) kommen. Konsekutiv sollte während der körperlichen Untersuchung und der Erstdiagnostik hierauf ein besonderes Augenmerk gelegt werden. (Letournel 1993)

### 2.2.2 Ätiologie und Pathogenese

Der typische Verletzungsmechanismus der Entstehung einer Calcaneusfraktur ist das axiale Stauchungstrauma. In einer großen Mehrzahl der Fälle sind Stürze aus großer Höhe (82%), insbesondere von Gerüsten, gefolgt von Verkehrs- (13%) und Sportunfällen (5%) ursächlich. (Rammelt et al. 2003) Bei den Verkehrsunfällen ist es der Auffahrunfall, als klassisches Dezelerationstrauma, der das Fersenbein frakturieren lässt. Im Augenblick der Energieübertragung kommt es zu einer Impaktion des Proc. lateralis tali in den Calcaneus. Da die Belastungsachse nicht zentral durch beide Rückfußknochen verläuft, sondern im Fersenbein exzentrisch nach medial versetzt ist, kommt es zu einer initialen Scherfraktur. Die beiden hierbei entstehenden Fragmente, rechts und links der schräg verlaufenden

primären Frakturlinie, kommen in typischer Konfiguration zu liegen. Während das laterale (posterolaterale) Fragment nach kranial verschoben wird und häufig eine Gelenkflächenkompression erleidet, bleibt das mediale (superomediale) Fragment beinahe undisloziert im Verbund zum Talus stehen. (Zwipp 2014) Insbesondere die Position des Fußes zum Zeitpunkt der Gewalteinwirkung ist für den Verlauf der primären Frakturlinie und somit für das Ausmaß der Gelenkbeteiligung entscheidend. Diese liegt bei Valgusstellung des Tarsus lateral, bei Neutralstellung in der posterioren Gelenkfacette und bei Varusstellung sowohl anterior als auch medial des Gelenks. (Wuelker 1996) Die dem lateralen Fragment topografisch nahe liegenden Sehnen des M. peroneus können irritiert und im Fall einer Trümmerfraktur von Fragmenten eingeklemmt und inkarzeriert werden. Ist nach initialem Bruch die Stauchungsenergie nicht verbraucht, kommt es zu typischen sekundären und tertiären Frakturverläufen und fünf Hauptfragmenten (siehe Abbildung 3): (Zwipp 1994, Carr et al. 1989)

1. Sustentaculäres Fragment
2. Tuberositäres Fragment
3. Posteriores Facettenfragment
4. Processus-anterior Fragment
5. Anteriores Fragment

Diese Pathogenese erklärt, dass intraartikuläre Frakturmuster mit mehr als drei Viertel aller Fersenbeinbrüche am häufigsten vorkommen, wobei die posteriore Gelenkfacette zu 97% betroffen ist. (Hansen 1991, Zwipp 1994, Zwipp et al. 2013) Auch die Untersuchungen von Mitchell belegen mit 65,9 %, dass die absolute Mehrheit der Frakturen gelenkbeteiligt sind. (Mitchell et al. 2009) Mit ca. 20% machen die extraartikulären Calcaneusfrakturen nur einen geringeren Anteil aus. Supinationstraumata können eine Fraktur des Proc. lateralis und anterior zur Folge haben, wohingegen Frakturen des Tuber calcanei durch direkte Gewalteinwirkung oder den Ausriss der Achillessehne entstehen. Diese auch „Entenschnabelbruch“ genannte Fraktur tritt häufiger bei Jugendlichen, mit noch elastisch verformbarem Fersenbein auf. (Zwipp et al. 2005b) Die sekundäre Fragmentdislokation ist vermutlich auf den reaktiven Zug der Achillessehne zurückzuführen.

Eine weitere, wenn auch sehr seltene Entität, ist die klassischerweise nach chronischer Überbelastung auftretende Stressfraktur des Fersenbeins. Eine MRT-basierte Studie an finnischen Militärrekruten mit Fersen- und/oder Knöchelschmerzen zeigte ein Auftreten von

1,4 Stressfrakturen auf 10 000 Rekruten und eine personenbezogene Inzidenz von 2,6% auf 10 000 Personenjahre. (Sormaala et al. 2006)

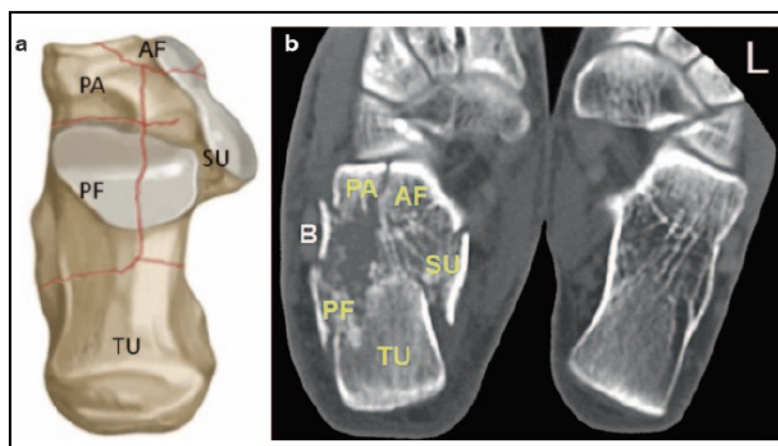


Abbildung 3: Die fünf Hauptfragmente der intraartikulären Fersenbeinfraktur – (a) Frakturmodell nach biomechanischer Studie von (Carr et al. 1989), (b) axiale CT Schnitte mit dem sustentaculären (SU), tuberositären (TU), Processus-anterior (PA), anterioren (AF) Fragment und dem posterioren Facettenfragment (PF) (aus Zwipp H, Rammelt, S. 2014. *Tscherne Unfallchirurgie Fuß*. Berlin Heidelberg: Springer. Kap. 5.2., S. 401)

## 2.2.3 Diagnostik

### 2.2.3.1 Klinisches Erscheinungsbild

Neben der typischen Traumaanamnese stellt die klinische Untersuchung eine entscheidende Rolle in der Diagnostik der Fersenbeinfraktur dar. Klinisch wegweisend sind die sicheren Frakturzeichen (pathologische Bewegbarkeit, Krepitation, Achsfehlstellung und sichtbare Knochenfragmente bei offenen Brüchen), eine deutliche Weichteilschwellung mit Verbreiterung des Rückfußes, Abflachung des Fußgewölbes, sowie lokalisierter Druckschmerz über dem Fersenbein. Hinzu kommen die klassischen Symptome der aufgehobenen Belastbarkeit und eingeschränkten Beweglichkeit im subtalaren Gelenk (insbesondere Pro- und Supination). Nach einigen Stunden bis Tagen kann sich kaudal des Malleolus lat./med. ein sog. Ablaufhämatom, ein horizontal zur Fußsohle verlaufender Bluterguss, bilden. Fehlen diese äußeren Anzeichen oder ist der Patient gar bewusstseinsgetrübt oder wie häufig bei Mehrfachverletzten intubiert, sollte insbesondere nach Verkehrsunfällen oder Stürzen aus großer Höhe der Bruch der/des Fersenbeine(s) mit ins Kalkül gezogen werden. Während der klinischen Untersuchung ist es wichtig auf die Zeichen eines ansteigenden Gewebedruckes zu achten, denn bis zu 10 % aller Calcaneusfrakturen entwickeln ein akutes manifestes Kompartmentsyndrom. (Myerson und

Manoli 1993) Dieses hat den ungewöhnlich starken Schmerz, der in seiner Intensität rasch zunimmt, kaum auf Analgetika anspricht, weder auf Hochlagerung und Kühlung nachlässt und häufig von bohrend-stechendem Charakter angegeben wird als Leitsymptom. Zudem berichten die Patienten über Missempfindungen oder manifeste sensible Ausfälle an den Beugeseiten der Zehen. Ferner kann im Verlauf eine motorische Schwäche der Zehenflexion auftreten. Klinisch imponiert ein prall palpabler Rückfuß mit Aufhebung der Hautfältelung. Der Schmerz lässt sich durch passives Dehnen der Fußsohle verstärken. Die häufig beschriebenen Hautveränderungen, wie das Auftreten von Spannungsblasen, Glanzhaut und Rötung werden jedoch nur gelegentlich beobachtet. (Klaß 2002) Bleibt ein Kompartmentsyndrom unerkannt oder unbehandelt, können Muskelnekrosen, ischämische Beugekontrakturen mit Ausbildung von Krallenzehen, sowie sensible und motorische Beeinträchtigungen resultieren. (Sanders 2000, Mittlmeier et al. 1991, Fakhouri und Manoli 1992) Die klinische Diagnose ist trotz moderner Technik essentiell für das weitere Vorgehen und die Prognoseabschätzung, da insbesondere der richtungsweisende Weichteilschaden die ausschlaggebende Rolle für jedwedes Procedere spielt.

#### 2.2.3.2 Bildgebende Diagnostik

Zur Sicherung der Diagnose erfolgt nach der klinischen Untersuchung die Anfertigung eines konventionellen Röntgenbildes in drei Ebenen (Calcaneus lat., axial und Fuß dorsoplantar). Sollte der Verdacht auf eine Begleitverletzung des oberen Sprunggelenks oder eine Luxationsfraktur bestehen, ist eine weitere Aufnahme, OSG in a.-p. Projektion, indiziert. (Zwipp et al. 2005b) Auf die früher als unerlässlich geltenden Spezialaufnahmen des unteren Sprunggelenks nach Brodén kann heutzutage verzichtet werden, da sie durch standardisierte computertomografische Schnittbildgebung ersetzt sind. Allerdings sind sie für die intraoperative Repositionskontrolle unabdingbar und werden hier regelmäßig angewandt. (Wawro 2010) Besteht nach der konventionellen Röntgendiagnostik der Verdacht einer Fraktur oder ist diese bestätigt, ist für die präoperative Planung zwingend eine Computertomografie in erforderlich. Deren multiplanare Rekonstruktionen in axialer, sagittaler und koronarer Ebene, sowie eine dreidimensionale Darstellung des Fersenbeins bilden die Grundlage der Frakturklassifikation und definitiven Versorgung (siehe Abbildung 4).



Der Stellenwert der Kernspintomografie beschränkt sich auf die Diagnostik von okkulten Frakturen z.B. einer Stressfraktur, da hier das typische Knochenmarködem im Sinne eines „bone bruise“ bereits frühzeitig im T2 gewichteten, fettunterdrückten Bild hyperintens erscheint, bevor sich Veränderungen in der CT oder gar auf konventionellen Bildern darstellen lassen. (Gabel 2015, Zwipp 2014)

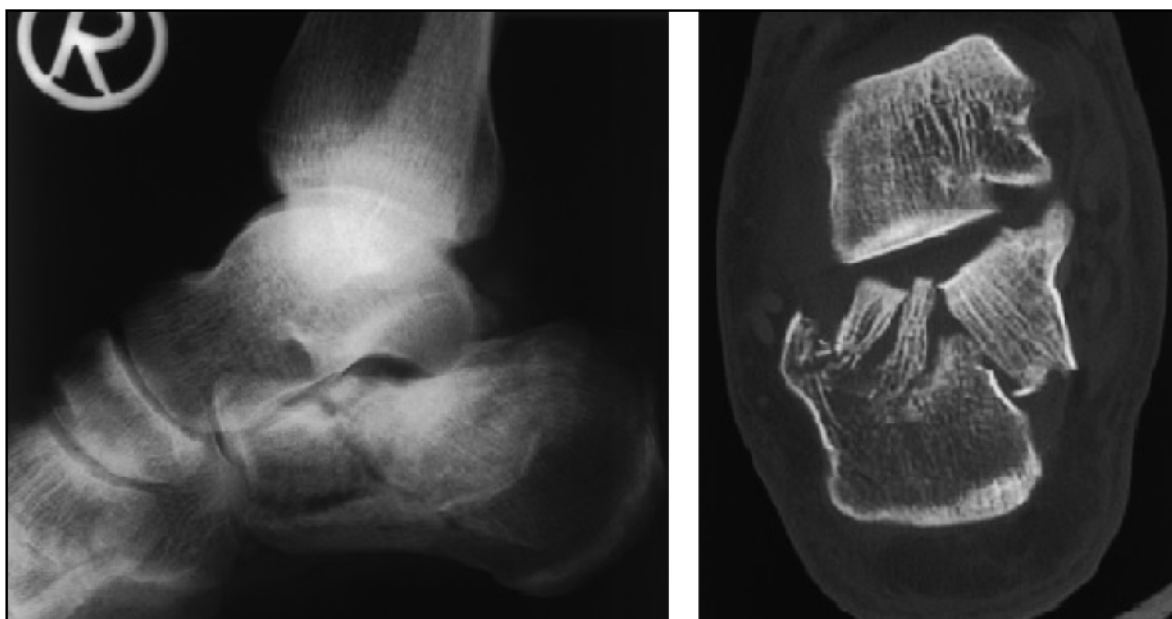


Abbildung 4: Fraktur des rechten Fersenbeins - (links) konventionelles Röntgenbild in seitlicher Projektion, (rechts) koronarer Schnitt der korrespondierenden CT - erst hier wird das komplette Ausmaß der Fraktur ersichtlich (modifiziert nach: Imhof et al. 2004. Fußchirurgie).

## 2.2.4 Klassifikationen

### 2.2.4.1 Allgemeine Aspekte

Eine Klassifikation dient im Allgemeinen dazu, eine systematische Ordnung zu schaffen und somit das Ziel einer Abgrenzung der von ihr erfassten Objekte zu erreichen. Anhand definierter übereinstimmender Merkmale werden die Objekte in Kategorien eingeteilt, die sie dann zu anderen unterscheidet. Die Frakturen werden in unfallchirurgischen Klassifikationen nach dem Verletzungsmechanismus, der Frakturatomie und der klinischen Prognose eingeteilt. Damit sind sie ein Hilfsmittel zur Therapieentscheidung, ermöglichen Prognoseeinschätzungen und den Vergleich von Ergebnissen. (Wuelker 1996) In der Literatur findet man viele verschiedene Klassifikationen zur Einteilung der Fersenbeinbrüche. Seit mehr als 150 Jahren versucht man die Calcaneusfrakturen zu systematisieren, jedoch ist dies durch die große Vielfalt der Brüche und die komplexe

Anatomie schwierig. (Wuelker 1996) Als erster unterschied Malgaigne im Jahre 1843 zwei Frakturtypen (Tuber- und Trümmerfrakturen), deren Grundlage seine Präparation an Leichen darstellte. (Zwipp 2014) Mit Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahre 1895 entwickelte sich eine Vielzahl von Röntgenbild-basierten Klassifikationen. Begonnen bei einer Systematik mit acht Gruppen von Lorenz Böhler (Gr. 1 - 4 extraartikuläre Frakturen, Gr. 5 - 8 intraartikuläre Frakturen) (Böhler 1931), über die 1948 publizierte Arbeit von Palmer, der drei Bruchtypen (Kompressions-, Avulsions- und Scherbruch) unterschied (Palmer 1948), bis hin zur heute noch gebräuchlichen Einteilung von Essex-Lopresti (siehe 2.2.4.2) (Essex-Lopresti 1952). Die Aussagekraft über das Ausmaß der Gelenkbeteiligung, den Grad der Fragmentation und die Dislokation der einzelnen Fragmente ist im Röntgenbild limitiert. (Zwipp et al. 1989) Neuere Frakturklassifikationen entwickelten sich erst mit dem Zeitalter der modernen Schnittbildgebung, wobei die CT die entscheidende Rolle spielte. Sie ermöglicht die genaue Darstellung der Frakturmorphologie und gibt Auskunft über Fragmentation und Gelenkbeteiligung des Bruchs. Demnach ist die Frakturmorphologie Grundlage aller CT-basierten Einteilungen. Da es jedoch bis heute keine international einheitliche Klassifikation der Calcaneusfrakturen gibt, sind in den nachfolgenden Unterpunkten die am weitesten verbreiteten erläutert.

#### 2.2.4.2 Klassifikation nach Essex-Lopresti

Von den Röntgenbild-basierten Klassifikationen wird die Einteilung von Essex-Lopresti aus dem Jahre 1952 heute noch verwendet. Diese am Frakturmechanismus orientierte Klassifikation teilt alle intraartikulären Calcaneusfrakturen in zwei Typen ein: den „joint-depression-type“ und den „tongue-type“. Ihr wesentliches Unterscheidungsmerkmal liegt im Verlauf der sekundären Frakturlinie. Verläuft sie beim „joint-depression-type“ um die posteriore Gelenkfacette, so zieht sie bei einem Bruch des „tongue-type“ in das Tuber calcanei und lässt somit ein langgestrecktes, zungenförmiges Fragment entstehen, das sekundär durch den Zug der Achillessehne dislozieren kann (siehe Abbildung 5). Weiterhin beschreibt sie die nicht dislozierten Frakturen, sowie die Trümmerfrakturen. Ihre prognostische Aussagekraft ist limitiert und somit den CT-basierten Klassifikationen unterlegen. (Sanders 2000, Wuelker 1996)

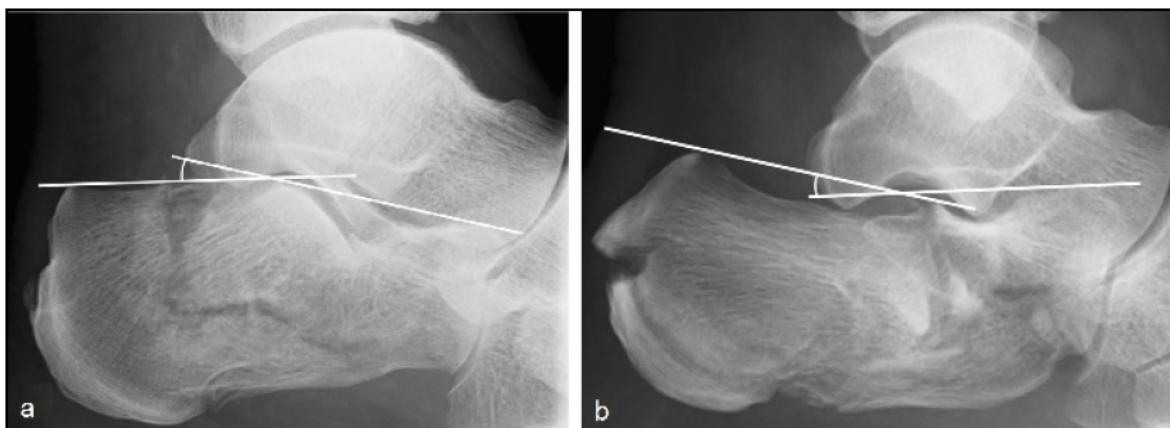


Abbildung 5: Calcaneusfrakturen vom (a) joint-depression-type mit verringertem Böhler-Winkel, (b) vom tongue-type mit negativem Böhler-Winkel (modifiziert nach Bohndorf, K., Imhof, H., Wörtler, K., 2013. Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke Stuttgart: Georg Thieme Verlag.)

### 2.2.4.3 Klassifikation nach Zwipp

Die auf der Auswertung von computertomografischen Daten basierenden Einteilung nach Zwipp wurde bereits 1989 publiziert. (Zwipp 1994) Es handelt sich um eine 12-Punkte-Frakturkala, die neben der Anzahl der Hauptfragmente auch die Zahl der betroffenen Gelenkfacetten (maximal drei), das Ausmaß des Weichteilschadens nach Oestern und Tscherne (Tscherne und Oestern 1982) und Zusatzfrakturen in Form von Punktwerten berücksichtigt (siehe Abbildung 6). Sie ist in ihrer Gesamtheit komplexer und wird in Bezug auf ihre Reliabilität wissenschaftlich kontrovers diskutiert. (Kinner et al. 2002)

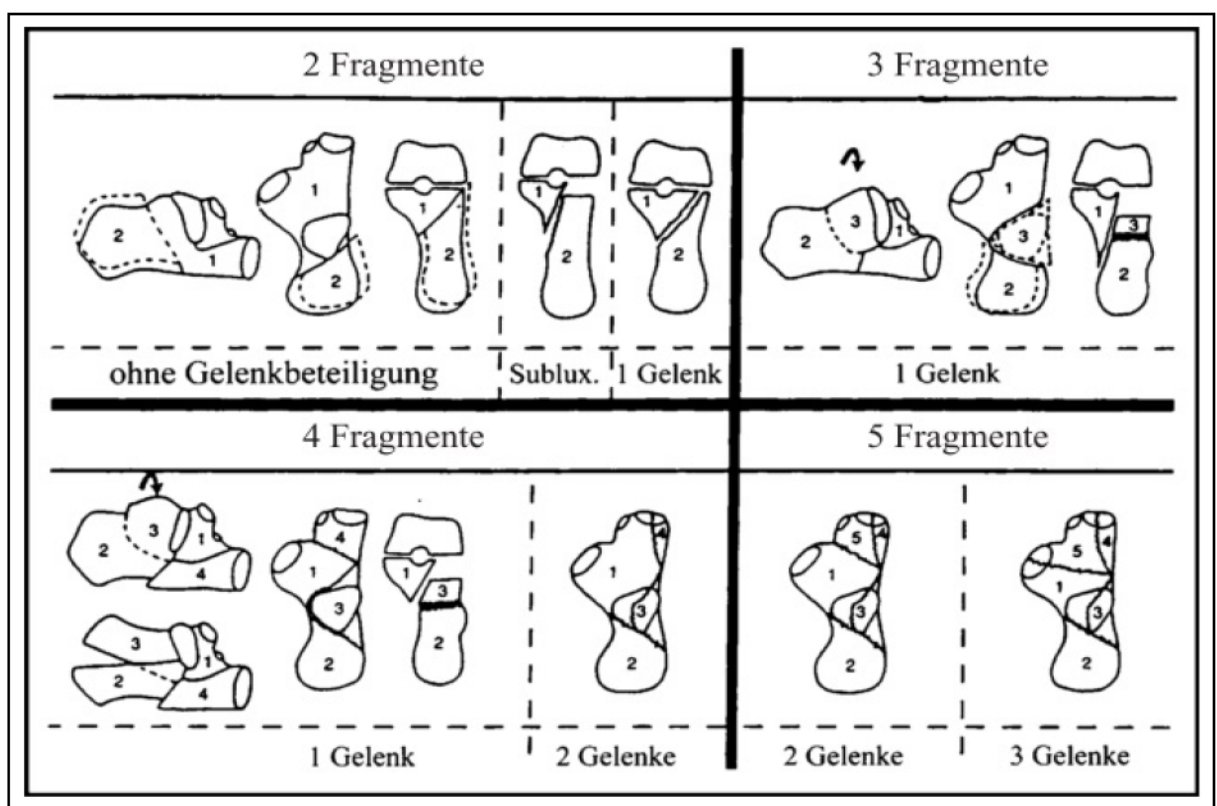
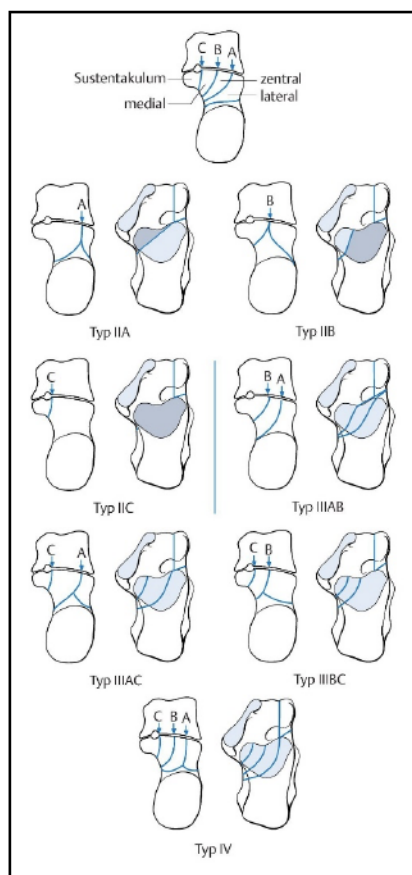


Abbildung 6: X-Fragment/Y-Gelenk-Klassifikation nach Zwipp et al., 1 sustentaculäres Fragment, 2 tuberositäres Fragment, 3 posteriores Facettenfragment, 4 Processus-anterior Fragment, 5 anteriores Fragment (aus: Zwipp H, Tscherne H, Wulker N, Grote R. 1989. [Intra-articular fracture of the calcaneus. Classification, assessment and surgical procedures]. Unfallchirurg, 92 (3):117-129.)

### 2.2.4.4 Sanders-Klassifikation

Die Klassifikation nach Sanders et. al (Sanders 1992), legt ihr Hauptaugenmerk auf die subtalare Gelenkfläche, welche aufgrund ihrer biomechanischen Bedeutung die prognostisch wichtigste Rolle spielt. Nicht dislozierte Frakturen entsprechen Typ I,

dislozierte Frakturen den Typen II-IV, wobei Typ II eine, Typ III zwei und Typ IV drei oder mehr Gelenkstufen aufweist. Zusätzlich wird das Corpus in die nachfolgend genannten drei Säulen eingeteilt, welche in den Untergruppen A-C die konkrete Lage der Frakturlinie klassifiziert (A = lateral, B = zentral, C = medial bzw. im Sulcus calcanei) (siehe Abbildung 7). Die korrekte Einteilung gelingt anhand von parakoronaren CT-Schnitten recht einfach und wird im klinischen Alltag angewendet.

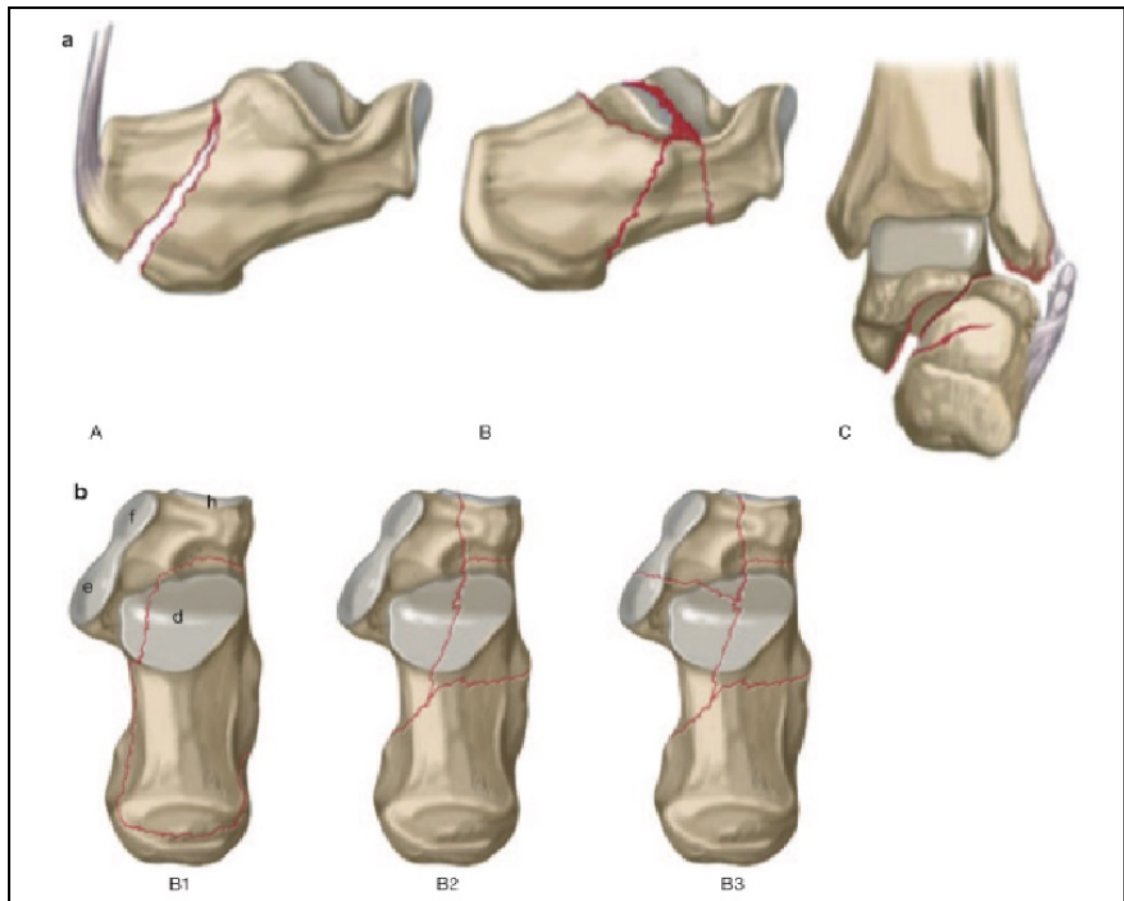


**Abbildung 7:** Sanders-Klassifikation. Schematische Darstellung des subtalaren Gelenks im koronaren CT-Schnitt, Unterteilung der Gelenkfacette in 3 Säulen (A-C) in Abhängigkeit vom Verlauf der primären Frakturlinie, A – lateralen Anteil der post. Gelenkfacette, B – zentralen Anteil der post. Gelenkfacette, C - medialen Anteil (Sulcus calcanei) der Gelenkfacette; Typ I entspricht einer nichtdislozierten Fraktur, Typ II einer dislozierten Gelenkfrakturlinie, Typ III zwei dislozierten Gelenkfrakturlinien, Typ IV drei und mehr dislozierten Gelenkfrakturlinien (aus: Imhoff, A., 2004. Fußchirurgie Stuttgart: Georg Thieme Verlag. S. 158.)

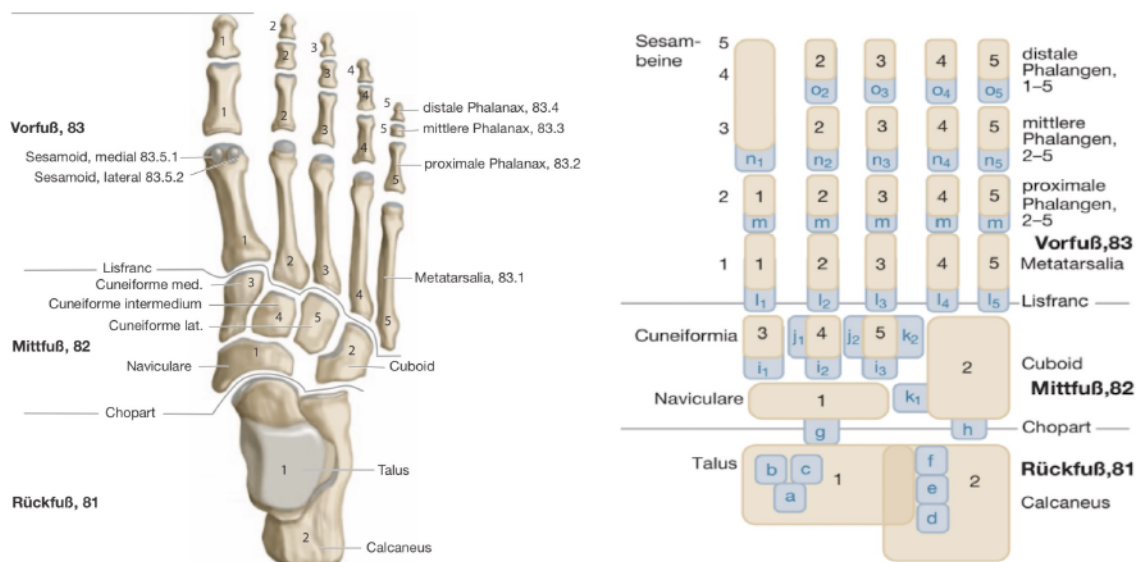
#### 2.2.4.5 AO/ICI-Fraktureklassifikation

Die AO/ICI (Integral Classification of Injuries) stellt das erste Klassifikationssystem dar, welches die Verletzungen des Fußes nicht nur nach Knochen-, sondern auch nach Gelenk-, Band-, Kapsel-, und Knorpelbeteiligung beurteilt. (Zwipp et al. 2004c) Die Frakturen des Fersenbeins werden, nach der bekannten Nomenklatur des ABC-Prinzips, in extraartikuläre

(Typ A), intraartikuläre (Typ B) und Luxationsfrakturen (Typ C) eingeteilt (siehe Abbildung 8). Dabei sind Letztgenannte erstmals in einem Klassifikationssystem als selbstständiger Typ erfasst. Darüber hinaus stellt die reine Luxation (Typ D) eine weitere eigenständige Gruppe dar. Durch die Nummerierung aller 28 Fußknochen und der 35 Gelenkfacetten (siehe Abbildung 9) gelingt eine exakte Beschreibung, die in der klinischen Anwendung aufgrund der Komplexität keine Rolle spielt. (Zwipp et al. 2004c)



**Abbildung 8:** AO-ICI-Klassifikation, (a) Einteilung in Typ A – extraartikuläre, Typ B – intraartikuläre, Typ C – Luxationsfrakturen, (b) B1-Fraktur mit betroffener post. Facette (d), B2-Fraktur mit zusätzlich betroffener kuboidalen Facette (h), B3-Fraktur mit zusätzlich betroffener medialen (e) oder anterioren (f) Facette; (aus: Zwipp H, Rammelt, S. 2014. *Tscherne Unfallchirurgie Fuß*. Berlin Heidelberg: Springer. S. 408).



**Abbildung 9:** Nomenklatur der Knochen (links) und Gelenke des Fußes nach AO/ICI, Kodierung der Gelenkflächen des OSG und USG mittels Kleinbuchstaben (rechts): a=tibiale Gelenkfacette, b=mediale Facette, c=laterale Facette des OSG, d=posteriore Facette, e=mediale Facette und f=anteriore Facette des Subtalgelenks; (aus: Zwipp H, Rammelt, S. 2014. *Tscherne Unfallchirurgie Fuß*. Berlin Heidelberg: Springer. S. 48-49).

## 2.2.5 Therapeutisches Vorgehen

### 2.2.5.1 Konservative Therapie

Eine konservative Therapie ist nach aktuellem wissenschaftlichem Konsens nur einer Minderheit der Fersenbeinbrüche vorbehalten. Einzig die extraartikulären Brüche und diejenigen intraartikulären mit einer minimalen Gelenkstufe von max. 1 mm zeigen nach konservativem Therapieregime einen vergleichbaren Therapieerfolg wie nach operativer Rekonstruktion. (Sanders 2000) Darüber hinaus stellen eine superinfizierte Weichteilsituation, extreme Destruktion aller Gelenkanteile bei Trümmerfrakturen, sowie ausgeprägte arteriovasculäre Vorschäden im Rahmen einer pAVK (> St. IIa), eines insulinpflichtigen Diabetes mellitus mit Polyneuropathie oder immundepressive Erkrankungen Ausnahmen dar, die ein operatives Vorgehen kontraindizieren.

Die konservative Therapie stützt sich nach initial abschwellenden (Kühlung, Hochlagerung, Lymphdrainage) und antiphlogistischen Maßnahmen auf frühe physiotherapeutische passive und aktive Bewegungsübungen des OSG und USG. Hierbei ermöglicht ein Tibiakopffentlastungsstiefel, insbesondere bei bilateralen Frakturen, das Gehen ohne Unterarmstützen. (Zwipp et al. 2005b) Eine schmerzadaptierte Vollbelastung erfolgt bei der Mehrzahl der Patienten nach 6-12 Wochen in Korrelation zum Frakturtyp im patienteneigenen Schuhwerk.

### 2.2.5.2 Operative Therapie

Es existieren zahlreiche Studien zur operativen Versorgung von Calcaneusfrakturen. Neben den offenen Fersenbeinfrakturen, sieht die Mehrzahl der Autoren die dislozierten extraartikulären Frakturen bei relevanter Rückfußfehlstellung und die dislozierten intraartikulären Frakturen mit Gelenkstufe als Indikation zum operativen Vorgehen. (Crosby und Fitzgibbons 1996, Sanders et al. 1993, Bezes et al. 1993, Benirschke und Sangeorzan 1993, Zwipp et al. 1993, Zwipp et al. 2013, Zwipp 1994, Rammelt et al. 2003, Letournel 1993) Dabei wird der ausgedehnt laterale Zugang (lateral extended approach) favorisiert, bei welchem die Platte das Fersenbein von lateral stabilisiert. (Benirschke und Sangeorzan 1993, Letournel 1993, Zwipp et al. 1993, Sanders 2000, Zwipp 1994, Crosby und Fitzgibbons 1996, Sanders et al. 2014, Zwipp et al. 2004b, Clare und Sanders 2011) Als Indikation zur operativen Versorgung wird eine relevante Gelenkstufe  $> 1$  mm angesehen. (Sanders et al. 1993, Zwipp 1994, Rammelt et al. 2003, Zwipp 2005)

#### 2.2.5.2.1 Minimal invasive Osteosynthese

Aufgrund der geringen Weichteildeckung des Rückfußes und der damit assoziierten, erhöhten Rate an Weichteilkomplikationen wurden zur Schonung des Weichteilmantels minimal-invasive Operationsmethoden entwickelt. (Levine und Helfet 2001, Harvey et al. 2001, Zwipp et al. 2004b, Benirschke und Sangeorzan 1993, Rammelt et al. 2016, Zwipp et al. 1993, Yao et al. 2019, Tornetta 1996, Carr 2005) Durch derartige Techniken über kleine Inzisionen wird die Weichteilirritation reduziert. Komplexere Frakturen können über die limitierten Zugänge jedoch nicht adäquat reponiert und übungstabil retiniert werden. (Rammelt und Zwipp 2004) Daher kommen diese Techniken vor allem für weniger komplexe Frakturtypen und für Patienten mit schlechtem Allgemeinzustand, erheblichem Weichteilschaden oder beim Vorliegen relativer Kontraindikationen zur Anwendung. (Zwipp 1994, Rammelt und Zwipp 2004, Levine und Helfet 2001, Tornetta 1996, Heier et al. 2003)

#### 2.2.5.2.2 Offene Reposition und interne Osteosynthese

Das Fersenbein ist bei „normaler“ körperlicher Belastung dem bis zu fünffachen des Körpergewichts ausgesetzt, sodass eine belastungsstabile Osteosynthese nicht erreicht werden kann. (Giddings et al. 2000) Die offene Reposition und Osteosynthese der intraartikulären Brüche soll alle betroffenen Gelenkfacetten korrekt rekonstruieren und die



anatomischen Verhältnisse des Rückfußes wiederherstellen, mit dem Ziel einer übungstabilen Osteosynthese. Konsekutiv kann eine rasche postoperative Beübung des betroffenen Fußes stattfinden, welche wiederum das posttraumatische Arthroserisiko verringert. (Zwipp et al. 2013)

Für die offene Rekonstruktion der Fersenbeinbrüche mit Gelenkbeteiligung haben sich vier Standardzugänge etabliert, welche einzeln, aber auch kombiniert zum Einsatz kommen können. (Zwipp et al. 2004b)

1. Ausgedehnt lateraler Zugang „lateral extended approach“
2. Sustentaculärer Zugang
3. Medialer Zugang (McReynold-Zugang)
4. Lateraler Zugang (Palmer-Zugang)

Der auch Seattle-Zugang bezeichnete, ausgedehnt laterale Zugang setzte sich als Standard aller Mehrfragmentfrakturen durch. Er ermöglicht neben der großflächigen lateralseitigen Darstellung des Fersenbeins, eine gute Einsehbarkeit auf das calcaneocuboidale Gelenk und die in 60 % beteiligte posteriore Facette. (Zwipp et al. 2004b, Zwipp et al. 2013, Sanders 2000, Letournel 1993, Benirschke und Sangeorzan 1993, Zwipp 1994) Als anatomische Landmarken des operativen Zugangs dienen die Basis des Metatarsale 5, der dorsale Achillessehnenrand und der Malleolus lateralis. Die Schnittführung verläuft L-förmig entlang der Fersenkontur, proximal ca. drei Querfinger oberhalb des Malleolus lateralis beginnend. Dabei wird der Abstand zwischen der dorsalen Außenknöchelkante und dem Hinterrand der Achillessehne gedrittelt und die senkrechte Inzision auf der virtuellen Trennlinie zwischen mittlerem und hinterem Drittel vollzogen. Im unteren Drittel des Calcaneus biegt diese leicht bogenförmig in den horizontalen Schenkel um, welcher dann entlang der Plantarfaszie nach distal bis auf Höhe des Oberrandes der metatarsalen Basis 5 verläuft (siehe Abbildung 10). Bei korrekter Schnittführung besteht ein geringes Verletzungsrisiko für den N. suralis oder die Peronealsehnen. (Zwipp et al. 2013, Zwipp et al. 2004b)

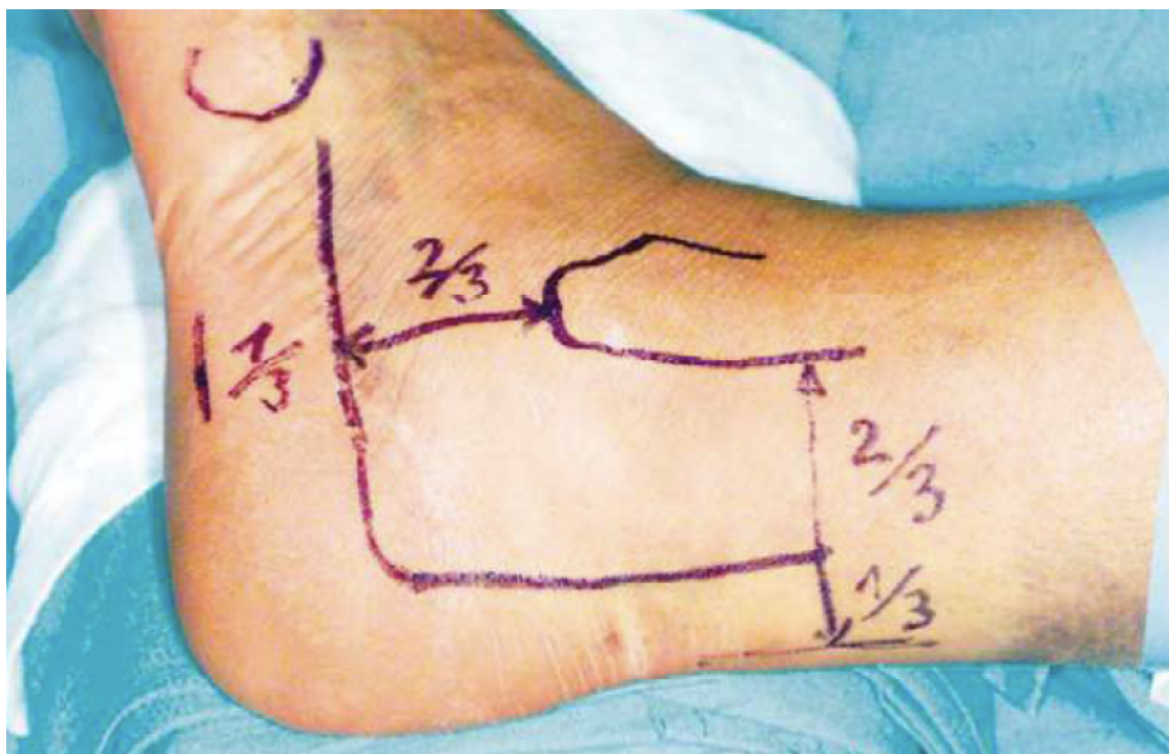


Abbildung 10: angezeichneter ausgedehnt lateraler Zugang mit den o.g. anatomischen Landmarken und der Schnittführung nach der  $\frac{2}{3}$  Regel (aus: (Zwipp et al. 2004b))

Zur Exposition der Fraktur wird auf Höhe des Wundwinkels der Schnitt senkrecht bis nach periostal geführt und durch epiperiostale Präparation eine schrittweise Hebung des Vollhautlappens erreicht. Anschließend wird das Lig. fibulocalcaneare und das Retinaculum distale am Tuberculum peroneale scharf vom Knochen abgelöst und zusammen mit dem Weichteillappen mittels Spickdrähten nach kranial Richtung Fußrücken gehalten. (Zwipp et al. 2013, Rammelt und Zwipp 2004)

#### 2.2.5.2.3 Notfalleingriffe

Mehrere Indikationen erfordern eine notfallmäßige Versorgung des Fersenbeinbruchs. Zu diesen zählen die 2-3°-igen offenen Frakturen, das akute Kompartmentsyndrom, als auch Frakturen, die aufgrund ihrer dislozierten Fragmente einen immensen Druck auf die Weichteile ausüben. (Zwipp et al. 2013, Rammelt und Zwipp 2004, Rammelt et al. 2003) Offene Frakturen werden primär debridiert und mit minimal-invasiven Methoden versorgt. Beispielsweise durch eine Hauptfragmentfixation mittels K-drähten oder einem Dreipunkt Fixateur externe, häufig kombiniert mit temporärer Kunsthautdeckung. Innerhalb von 48-72h erfolgt der „second look“. (Rammelt und Zwipp 2004) Das akute Kompartmentsyndrom, wird durch eine zeitnahe mediale oder dorsomediane Fasziotomie

entlastet und die Fraktur durch das Anlegen eines Fixateur externe stabilisiert, ggf. mit entsprechender xenogener Weichteildeckung. (Manoli und Weber 1990, Rammelt und Zwipp 2004) Bei massiv dislozierten Frakturen mit erhöhtem Druck auf die vulnerablen Weichteile ist der Versuch einer geschlossenen Reposition und/oder Modellierung möglich. Ein großes Hämatom kann durch Stichinzision und ggf. durch die Anlage einer Redon-Drainage entlastet werden. (Rammelt und Zwipp 2004, Zwipp et al. 2013, Zwipp et al. 2005b)

Der Zeitpunkt der definitiven Osteosynthese und endgültigen Weichteildeckung ist abhängig vom Weichteil- und Allgemeinzustand des Patienten. (Rammelt und Zwipp 2004) Da die nutritive Versorgung des Haut-Weichteilmantels des lateralen Rückfußes problematisch ist, wird der operative Eingriff in der Regel zwischen dem 7. und 14. Tag nach Unfallereignis durchgeführt, da zu diesem Zeitpunkt meist das posttraumatische Lymphödem, welches Wundheilungsstörungen begünstigt, wieder rückläufig ist. (Rammelt et al. 2003)

#### 2.2.6 Komplikationen

Zu den typischen Komplikationen gehören die allgemeinen Operationsrisiken: Thrombose, Embolie, Blutung, Infektion, Schwellneigung, Verletzung von Gefäßen, Nerven und Sehnen, sowie Lagerungsschäden. Im Speziellen sind dies das Kompartmentsyndrom, die oberflächliche aseptische Wundrandnekrose, welche insbesondere bei ausgedehntem lateralen Zugang auftritt, die tiefer gelegenen Weichteil- und Knocheninfekte, die gehäuft als schwerwiegende Komplikation nach offenen Frakturen oder verspäteter Versorgung geschlossener Frakturen zu beobachten sind, sowie die Bildung von Pseudarthrosen. Letztgenannte sind jedoch als Seltenheit nach der operativen Behandlung zu betrachten. (Zwipp 1994)

#### 2.2.7 Outcome

Es liegt eine Vielzahl an Publikationen vor, die die Ergebnisse des operativen und konservativen Therapieregimes gegenüberstellen. Tendenziell lassen sich geringe Vorteile für die operative Behandlung erkennen, ein valider Qualitätsvergleich lässt sich jedoch nur schwer ziehen. Das liegt einerseits am Verwenden unterschiedlicher Klassifikationssysteme, kleiner Patientenkollektive über einen großen Zeitraum mit der Folge einer geringen Zahl

an Eingriffen pro Operateur, fehlenden Kontrollgruppen und andererseits an uneinheitlicher Bewertung der Funktion im follow-up. Einig sind sich die Autoren darüber, dass die Grundvoraussetzung für ein gutes postoperatives Ergebnis die exakte Wiederherstellung der Anatomie ist. Hierbei sind die Rekonstruktion der subtalaren Gelenkfläche und die frühzeitige Beübung entscheidend, um funktionelle Defizite durch Fibrosierungen aufgrund längerer Ruhigstellung so gering wie möglich zu halten. (Schuh und Hausel 2000, Rammelt und Zwipp 2004, Buckley et al. 2002, Agren et al. 2013, Jiang et al. 2012) Signifikant schlechtere Ergebnisse sind bei Patienten mit bilateralen oder offenen Frakturen beschrieben. (Zeman et al. 2013, Zwipp et al. 2013)

Die posttraumatische Arthrose im Subtalargelenk ist trotz optimaler operativer und postoperativer Behandlung eine häufige Ursache (bis zu 40%) für spätere Beschwerden nach einem Fersenbeinbruch. Deren Schmerzsymptomatik kann in bis zu 23 % der Calcaneusfrakturen die Arthrodese des USG erfordern. (Zion et al. 2003) Daneben können Peronealsehnenproblematiken, Rückfußfehlstellungen und funktionelle Defizite der Gelenke Spätfolgen sein. Welchen anteiligen Einfluss der primäre Knorpelschaden nach intraartikulärer Fraktur auf die Ausbildung der arthrotischen Veränderungen hat ist nahezu nicht zu verifizieren. (Zwipp 1994, Zwipp et al. 2013)

### 3 Ziele der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die biomechanischen Eigenschaften einer schraubenaugmentierten gegenüber einer nicht schraubenaugmentierten winkelstabilen Plattenosteosynthese einer manuell standardisiert erzeugten Calcaneusfraktur (Typ 2b nach Sanders) zu vergleichen. Hierfür ist ein für die Studie entworfener, den physiologischen Bedingungen nachempfunder Versuchsaufbau entwickelt worden, welcher eine reproduzierbare Vergleichbarkeit erlaubt. Es wurden zwei Gruppen mit je acht Osteosynthesen an humanen Fersenbeinen auf die folgenden Nullhypothesen bzw. Alternativhypothesen getestet:

Nullhypothesen:

- Die schraubenaugmentierte Platte hält gegenüber der konventionellen Verschraubung keiner höheren axialen Kraft bis zum Versagen der Osteosynthese stand.
- Im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese bietet die schraubenaugmentierte Osteosynthese unter zyklischer Krafteinwirkung keine höhere Steifigkeit (Gesamtsteifigkeit / elastische Steifigkeit).

Alternativhypothesen:

- Die schraubenaugmentierte Platte hält gegenüber der konventionellen Verschraubung einer höheren axialen Kraft bis zum Versagen der Osteosynthese stand.
- Im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese bietet die schraubenaugmentierte Osteosynthese unter zyklischer Krafteinwirkung eine höhere Steifigkeit (Gesamtsteifigkeit / elastische Steifigkeit).

## 4 Material und Methoden

### 4.1 Material

#### 4.1.1 Humane Calcanei

Als Versuchskollektiv wurde eine Größe von acht Paaren unfixierter Leichenfersenbeine gewählt. Die vorher durchgeführte Poweranalyse bestätigte die suffiziente statistische Vergleichbarkeit für diese Probenanzahl. Der rechte Calcaneus wurde der schraubenaugmentierten, das linke Fersenbein der konventionellen Gruppe zugeordnet. Die Fersenbeinpräparate und die korrespondierenden Tali wurden nach erfolgter CT-gestützter Messung der Knochendichte (siehe Kap. 4.2.1) von den umgebenden Weichteilen komplett befreit. Die Aufbewahrung der Präparate erfolgte bei  $-20^{\circ}\text{C}$ . Für die Präparation und die biomechanischen Tests wurden diese auf Raumtemperatur aufgetaut.

#### 4.1.2 Osteosyntheseplatten

Als Osteosynthesematerial wurde die winkelstabile Calcaneusplatte Platte VariAx Standard der Firma Stryker in den Ausführungen small (4 Präparate; Katalognummer: 40-10112) und medium (12 Präparate; Katalognummer: 40-10114) verwendet. Die Platte wird aus Titan gefertigt und besitzt 12 Schraubenlöcher für polyaxiale Verblockungsschrauben und Knochenschrauben mit einem Durchmesser von 3,5 mm. Weiterhin befinden sich zwei 2 mm messende Löcher in der Platte, über welche die Platte fixiert werden kann (siehe Abbildung 11). Sämtliche Werkzeuge und Schrauben (128 Verblockungsschrauben T10; Katalognummer: 40356XXX und 16 Knochenschrauben T10; Katalognummer: 40350XXX) wurden in entsprechender Länge verwendet.

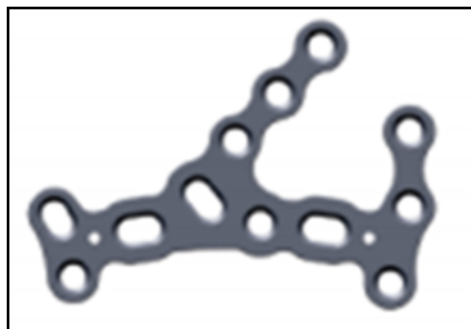


Abbildung 11: Calcaneus Standard Platte aus dem VariAX System der Firma Stryker (aus: [http://www.strykerfoot.com/2variaxfootbroch\\_low.pdf](http://www.strykerfoot.com/2variaxfootbroch_low.pdf)).

#### 4.1.3 Augmentationsmaterial

Das verwendete Augmentationsmaterial (HydroSet™ - Stryker) ist ein injizierbarer, modellierbarer, isothermischer und schnell präparierbarer Knochenersatzstoff aus Tetra-Calciumphosphat, welcher sich zu einer Hauptmineralkomponente des Knochens, Hydroxylapatit, innerhalb kurzer Zeit (8 Minuten) umwandelt. Durch seine kristalline Struktur und Porosität stellt es ein effektives osteokonduktives und -integratives Material mit ausgezeichneter Biokompatibilität und biomechanischen Eigenschaften dar. (Chow und Takagi 2001) Es ist zugelassen zum Füllen von kleinen Knochenschlüssen, wenn diese Defekte nicht wesentlich zur Stabilität der knöchernen Struktur beitragen. In situ ausgehärtetes HydroSet™ dient der Fixierungsstabilität des Osteosynthesematerials und dem Erhalt der interfragmentären Kompression. (Dickson et al. 2002, Wahnert et al. 2013)

Die Präparation des einsatzbereiten Knochenersatzstoffes erfolgte gemäß der Gebrauchsanleitung. Hierfür wurden je Präparat 6 g der pulverigen und 3 ml der flüssigen Komponente eingesetzt. Das Set ist in Abbildung 12 visualisiert.



Abbildung 12: Augmentationsmaterial: Hydro-Set™ der Firma Stryker mit Spatel, pulverförmiger und flüssiger Komponente, Anrührbecher, Applikationsspritze, Spritzenstempel und Applikationskanüle.

#### 4.1.4 Prüfgerät und Testsoftware

Die axialen zyklischen Belastungstests wurden an einem Prüfgerät der Firma Zwick/Roell (Modell Z250) mit einem Klasse I Kraftsensor 220 kN durchgeführt. Die Steuerung erfolgte über die Software testXpert II. Zudem wurden alle Testungen in strenger Frontalansicht per

Video über zwei Kameras der Firma Logitech (Modell C500) aufgezeichnet. Die Steuerung derer erfolgte ebenso über die biomechanische Testmaschine bzw. die Software testXpert II.

## 4.2 Methoden

### 4.2.1 Knochendichtemessungen mittels qCT

Die quantitative Computertomografie ist ein weit verbreitetes und etabliertes Verfahren zur Messung der Knochendichte und stellt neben der DXA (Dual X-Ray Absorptiometry) eines der beiden Standardverfahren dar. (Kanis et al. 2002) Bei jeder Messung wird standardmäßig zur internen Kalibrierung ein Knochenmineraldichtephantom mitgescannt, welches für die sich anschließende Berechnung und Auswertung der Dichtewerte benötigt wird, um den eventuellen geräteabhängigen Drift zu korrigieren. (Cann und Genant 1980) Das Phantom besteht aus definierten Hydroxylapatitäquivalenten. (Kalender und Suess 1987) Die Einheit der Knochenmineraldichte oder auch bone mineral density, im klinischen Alltag als BMD abgekürzt, ist  $\text{g}/\text{cm}^3$  und wird im Vergleich zu den definierten Hydroxylapatitäquivalenten berechnet.

Die Evaluation der Knochenqualität erfolgte vor der Präparation der Fersenbeine. Zusätzlich zur Knochenmineraldichte konnten grobe ossäre Pathologien oder gar vorbestehende Frakturen der Calcanei ausgeschlossen werden. Die qCT wurde an einem 64-zeiligen CT der Firma General electrics (Modell VCT64) unter Verwendung des zugehörigen Knochenmineraldichtephantoms durchgeführt. An drei, jeweils für die spätere Platzierung der Schrauben vorgesehenen Lokalisationen innerhalb des spongiösen Knochenanteils (Tuber calcanei, subtalar, Proc. ant.), wurde je eine ROI (region of interest) eingezeichnet. Die Auswertung fand mittels der herstellereigenen Software statt.

### 4.2.2 Anbringen der Osteosyntheseplatten

Die interossären Variabilitäten innerhalb der Variantenvielfalt der humanen Calcanei erforderten jeweils ein manuelles Erzeugen des in vielen Publikationen bewährten Frakturtyps Sanders Typ 2b mittels Gehrungssäge. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Stoffel et al. 2007, Redfern et al. 2006, Lin et al. 1998) Die Applikation der Plattensysteme, erfolgte gemäß des klinisch-operativen Standards, beschrieben durch Zwipp und Sanders et



al. und wurde unter Supervision eines erfahrenen Traumatologen durchgeführt. (Zwipp 1994, Sanders und Gregory 1995, Zwipp et al. 2004b)

Erster Schritt der Osteosynthese war die korrekte anatomische Fragmentreposition und temporäre K-drahtfixation (2 x 1,6mm). Darauffolgend wurde eine 3,5 mm Knochenschraube T10 zur Zugschraubenfixation des sustentaculären Fragments außerhalb der Platte eingebracht. Anschließend wurde die Platte dem Knochen anmodelliert und die Fraktur plattenosteosynthetisiert. Hierbei wurden zur weiteren Stabilisierung der subtalaren Gelenkfacette drei winkelstabile Schrauben, sog. Verblockungsschrauben T10, in das Sustentaculum tali eingebracht. Das tuberale Fragment wurde mit drei, das Processus-anterior-Fragment mit zwei winkelstabilen Schrauben fixiert (siehe Abbildung 13). Für das Einbringen der Verblockungsschrauben wurde eine speziell für die verwendete Platte entwickelte Führungshülse verwendet, durch deren Einsatz ein streng uniaxialer Schraubenverlauf im Plattenloch sichergestellt wurde. Der vorbeschriebene Ablauf wurde innerhalb der schraubenaugmentierten Gruppe einzig durch das vorherige Injizieren des Augmentationsmaterials in die vorgebohrten Schraubenkanäle variiert. Hierfür wurde Hydro-Set™ entsprechend der Anleitung des Herstellers vorbereitet, auf eine 10 ml Spritze aufgezogen und im noch zähflüssigen Zustand appliziert.

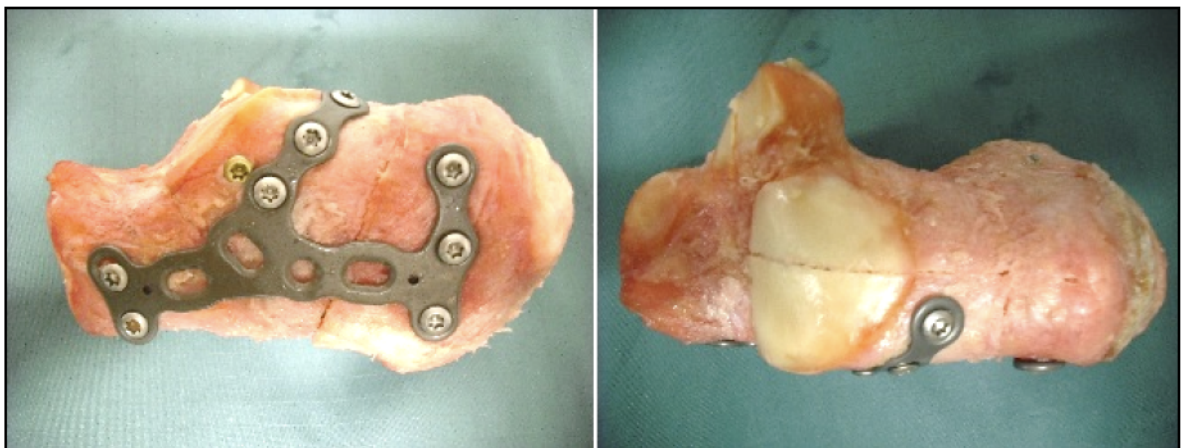


Abbildung 13: Osteosynthese einer Sanders Typ 2b Fraktur mittels VariAx Platte der Firma Stryker und Knochenschraube im sustentaculären Fragment in der Ansicht von lateral (links) und kranial (rechts)

Um das Verteilungsmuster des Knochenersatzmaterials im Vergleich zur konventionellen Osteosynthese zu visualisieren, wurden die Präparate im Anschluss erneut computertomografisch untersucht. Dabei fiel auf, dass sich der röntgendichte Calciumphosphatzement nicht nur um das Schraubengewinde, sondern auch in der

angrenzenden Spongiosa nach intratrabekulär, partiell sogar in den Frakturspalt verteilte (siehe Abbildung 14).

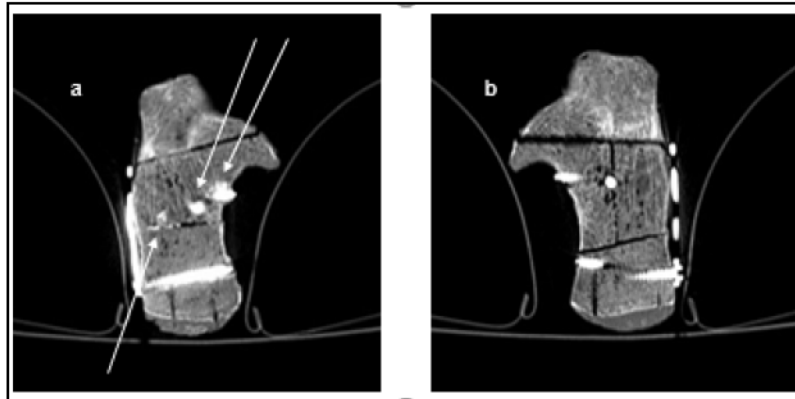


Abbildung 14: computertomografische axiale Einzelschicht des Fersenbeins der schraubenaugmentierten Osteosynthese, Pfeilmarkierung des Calciumphosphatzements in Angrenzung an die Schrauben, im Frakturspalt und intratrabekulär (a), konventionelle Osteosynthese (b).

Die Calcanei wurden nach Anbringen der Osteosynthese an der calcaneocuboidalen Facette und am Tuber calcanei in einen schnellhärtenden 2-Komponenten-Kunststoff, Technovit® (Typ Technovit 3040, Firma Kulzer GmbH), unter Aussparung der Platte und der Schrauben eingebettet. Innerhalb der Einbettung an der calcaneocuboidalen Facette wurde ein zylindrischer Metallbolzen eingebracht, welcher als bewegliche „Verankerung“ auf der vorderen Testplattform diente. Am Tuber calcanei wurde die Einbettung auf dem Metallbolzen der hinteren Plattform gelagert. Der Trochlea tali wurde mit selbigem Einbettungsmaterial eine Halbkugel aufgesetzt (siehe Abbildung 15 und Abbildung 16).

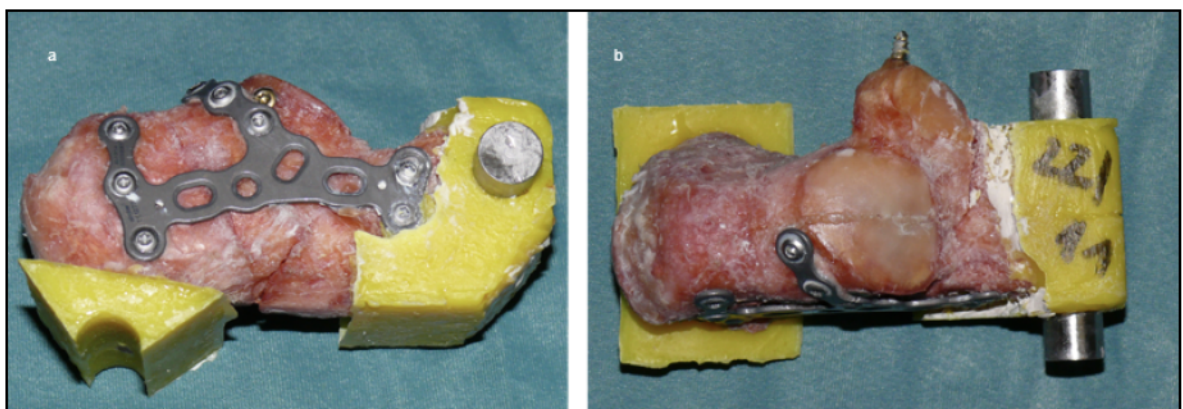
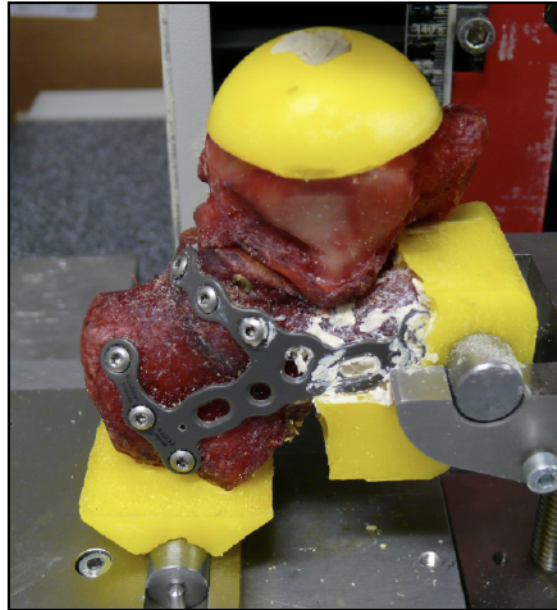


Abbildung 15: calcaneale Einbettungen am Tuber calcanei und am Proc. anterior in Ansicht von lateral (a) und von kranial (b).



*Abbildung 16: talare Einbettung in Form einer Halbkugel auf der Trochlea tali*

#### 4.2.3 Versuchsaufbau

Über das talocalcaneale Gelenk wird in vivo die Kraft vom Sprungbein auf das Fersenbein übertragen. In Abänderung zu den Vorarbeiten (Brodt et al. 2007, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) wurde die axiale Krafteinleitung über eine Halbkugel geführt, sodass die biomechanischen Verhältnisse unter möglichst physiologischen Bedingungen simuliert werden konnten und sich eine gleichmäßige Ausrichtung der Krafteinleitung über den Talus ergab. Die Ausleitung der Kraft aus dem Fersenbein erfolgte über die eingebetteten anatomischen Strukturen, das Art. calcaneocuboidale und den Tuber calcanei. Letztgenannter wurde auf der, als doppelter Kreuztisch integrierten hinteren Plattform gelagert. Damit wurde eine bessere, der physiologischen Bewegung des Tuber calcanei nahekommende Testsituation ermöglicht. Der Testaufbau ist in der Abbildung 17 visualisiert und wurde von der Firma Stryker hergestellt.

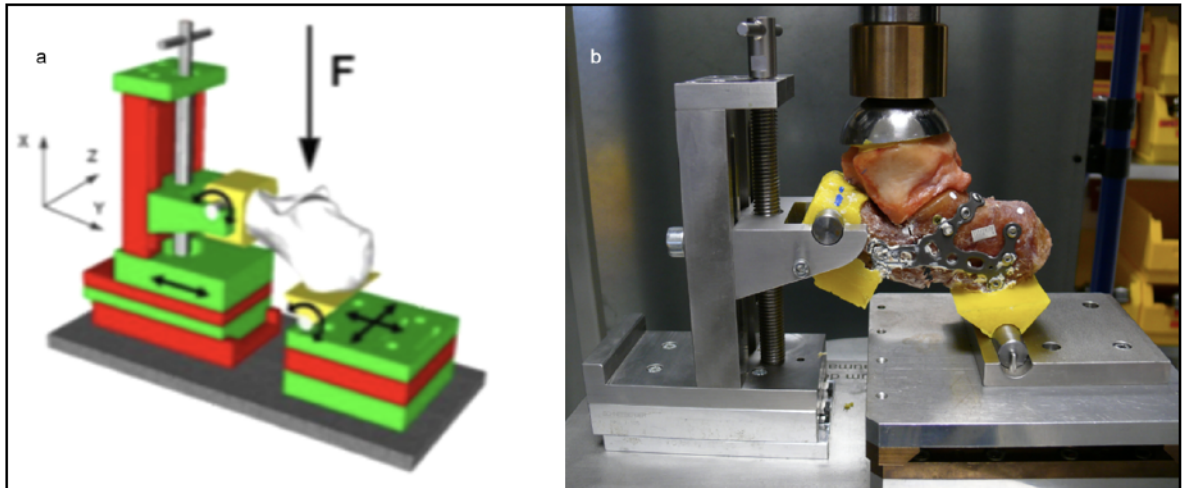


Abbildung 17: Schematische Darstellung des Testaufbaus (a); mit montiertem Calcaneus und Talus (b). ((a) zur Verfügung gestellt von der Firma Stryker)

#### 4.2.4 Testsetup

Alle 16 Osteosynthesen wurden mit dem gleichen Testsetup untersucht.

Der zyklische Stufentest wurde mit folgenden Spezifikationen durchgeführt:

1. 2 Setzzyklen mit 20 N Last
2. Zyklische Belastung beginnend mit 20 N, Steigerung um 1 N pro Zyklus bis zum Bruch
3. Senkrechte, axiale Krafeinleitung über den Talus, mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/s
4. Halten der Belastung am max. Belastungs- und am Entlastungspunkt (20 N) für jeweils 1 s
5. Das Versagen wurde als Kraftabfall  $> 30 \% F_{\max}$  bzw. eine verbleibende Verschiebung von 5 mm definiert

Die Datenaufzeichnung erfolgte mittels Testmaschine(-software) und des unter 4.1.3. beschriebenen optischen Systems. Vor Testbeginn wurde an den anatomischen Landmarken der zu bestimmenden Gelenkwinkel (Böhler und Gissane) weiße bzw. blaue Punktmarkierungen angebracht.

Nach Testende erfolgte für jedes Präparat eine separate Auswertung der Veränderungen der Gelenkwinkel und des Verlustes der Reposition, letztgenannter definiert als die Dislokation

des Frakturspaltes (Verschiebung). Die Auswertung erfolgte alle 25 Zyklen anhand der Videoaufzeichnung, mittels des vorher geeichten, kalibrierten Winkelmessprogrammes (MB-Ruler, <http://www.markus-bader.de/MB-Ruler/index.d.php>) (siehe Abbildung 18). Die weiteren Parameter (Kraft, Weg, Bruch und Zykluszahl) wurden durch das Programm testXpert II ermittelt.

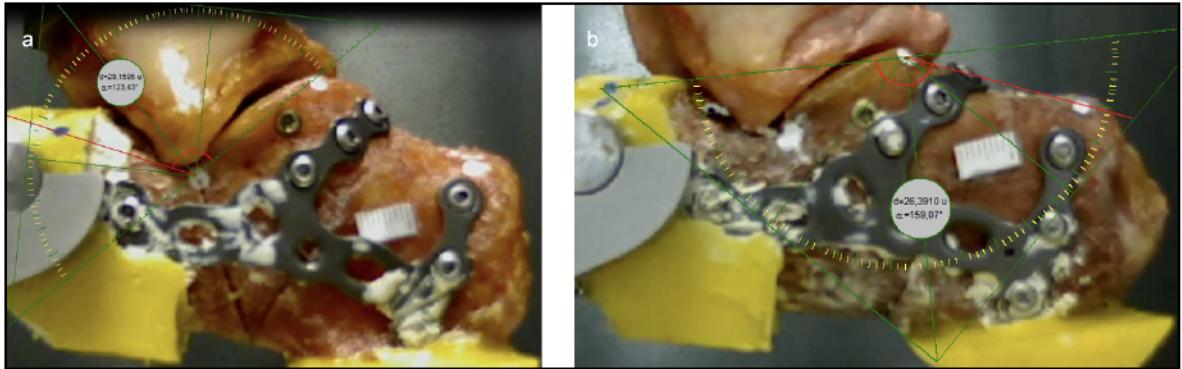


Abbildung 18: Darstellung des digitalen Geometrie-Dreiecks MB Ruler, Messung des Gissane-Winkels (a) und des Böhler-Winkels (b).

### 4.3 Datenauswertung

#### 4.3.1 Bestimmung der Gesamtsteifigkeit [N/mm] (elastisch und plastisch)

Die Gesamtsteifigkeit beschreibt den Widerstand eines Körpers, in der vorliegenden Studie des Fersenbeins, gegen elastische und plastische Verformung, hervorgerufen durch eine Kraft, hier axiale Kraft, anderenfalls auch durch Momente wie z.B. Biege- oder Torsionsmoment. Sie ist abhängig von den elastischen Eigenschaften und der Geometrie des Objekts. Grundlage der im Folgenden beschriebenen Berechnungen ist das Hooksche Gesetz, dessen Proportionalitätskonstante, der Elastizitätsmodul.

Für jedes Präparat (1-8) der beiden Gruppen wurde wie folgt vorgegangen:

- Erstellen eines Kraft-Weg-Diagramms aus der Datenaufzeichnung der Testmaschine
- Berechnung der Wegänderung [mm] für eine jeweilige Lasterhöhung um 25 N aus der Datenaufzeichnung der Testmaschine mit folgender Formel: Wegänderung =  $Weg_{n+1} - Weg_n$  (rote Kurve)
- Auswahl der Kraft- und Wegwerte im Bereich des steilsten Anstiegs, wobei die ersten Werte aufgrund der Setzprozesse nicht mit einbezogen wurden

- Mittelwertbildung über dem ausgewählten Bereich (alle Werte, welche im Bereich von  $\pm 10\%$  um die mittlere Wegänderung liegen, wurden mit einbezogen)
- Auswahl der Kraft- und Wegwerte für die Darstellung der Geraden
- Der ausgewählte Datensatz wurde in einem XY-Diagramm dargestellt (y- Achse = Laststufe [N], x-Achse = Weg [mm]) (blaue Kurve)
- Durch Hinzufügen einer Trendlinie mit dazugehöriger Formel wurde die Gesamtsteifigkeit, definiert als m (Steigungskonstante) aus der Geradengleichung ( $y = mx + n$ ) abgelesen (siehe Abbildung 19)

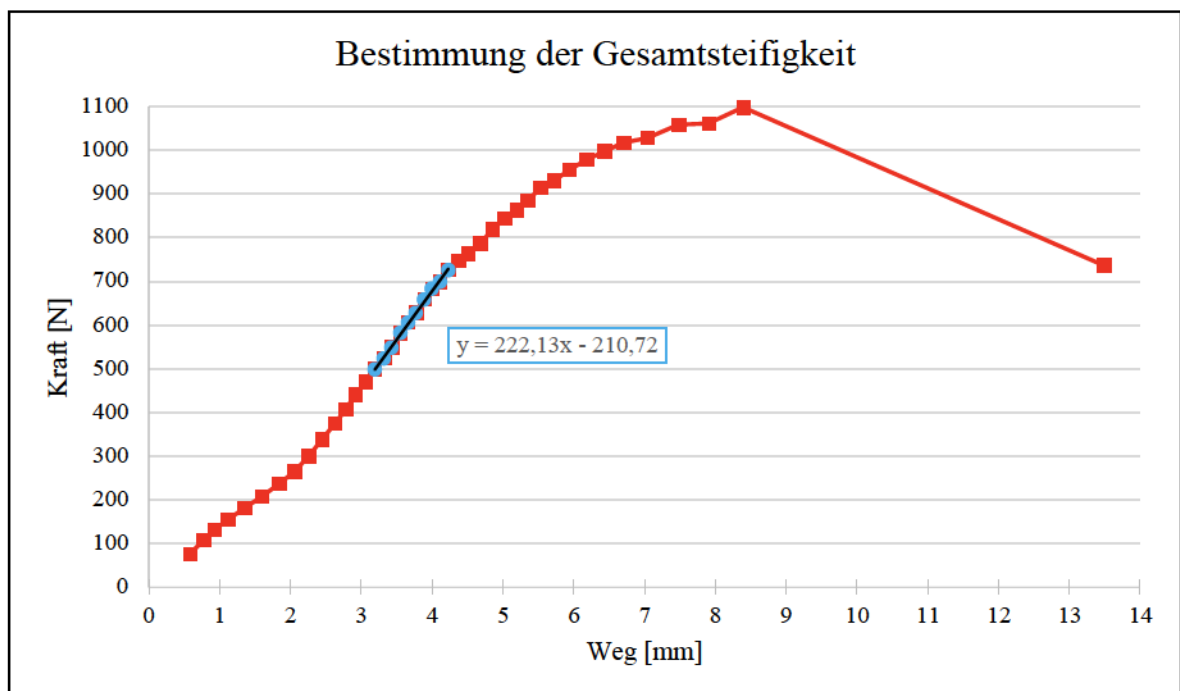


Abbildung 19: Kraft-Weg-Diagramm mit Bestimmung der Gesamtsteifigkeit

#### 4.3.2 Bestimmung der elastischen Steifigkeit [N/mm]

Die rein elastische Steifigkeit entspricht dem Bereich, in welchem die Verformungen vollständig reversibel sind. Für deren Ermittlung wurde ein klinisch relevanter Lastbereich von 100 – 300 N bestimmt. Für jede Probe beider Gruppen wurde wie folgt vorgegangen:

- Extraktion des Wegwertes für den entlasteten Zustand (20 N) nach jedem Lastzyklus aus den Maschinendaten
- Darstellung der Wegwerte, bezogen auf die dazugehörige Laststufe in einem XY-Diagramm (y-Achse= Laststufe [N], x-Achse = Weg [mm]) → plastische Verformung (siehe Abbildung 20 graue Kurve)

- Subtraktion der plastischen Verformung von der Gesamtverformung (siehe 4.3.1) für jede Laststufe → elastische Verformung (siehe Abbildung 20 grüne Kurve)
- Durch das Hinzufügen einer Trendlinie mit dazugehöriger Formel wurde die elastische Steifigkeit, definiert als  $m$  (Steigungskonstante) aus der Geradengleichung ( $y = mx + n$ ) abgelesen (siehe Abbildung 20, grüner Rahmen um Formel )

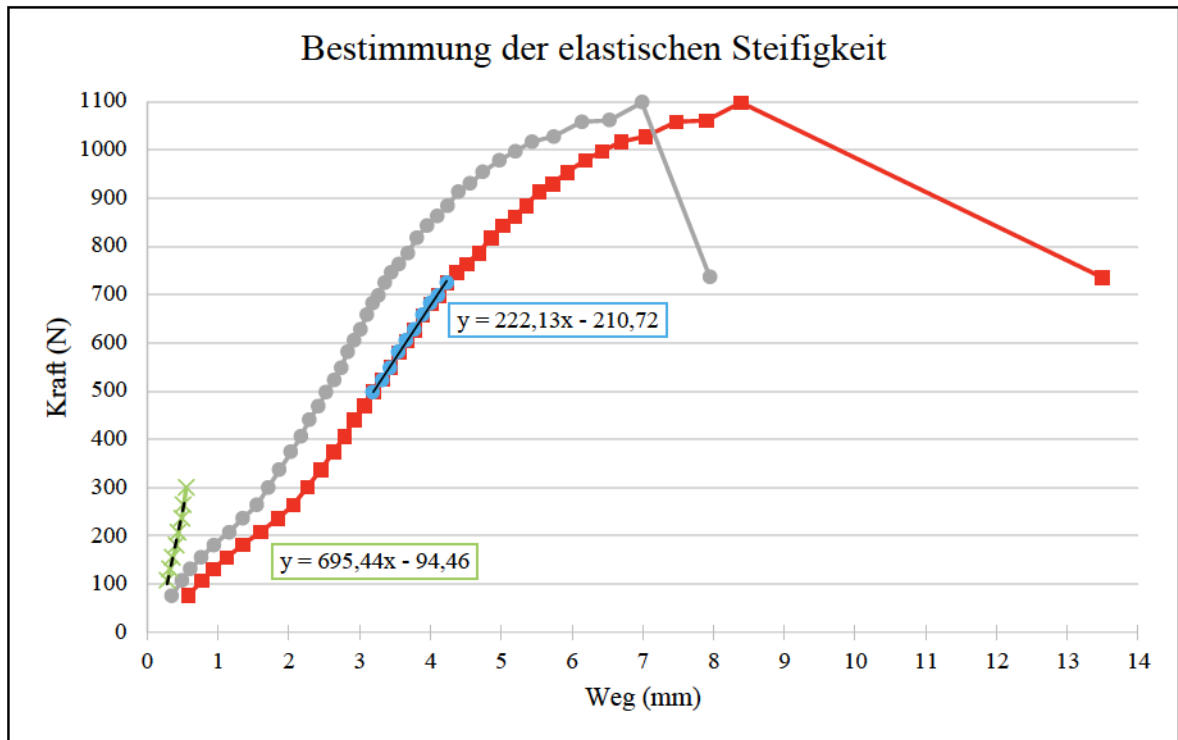


Abbildung 20: Bestimmung der elastischen Steifigkeit im Kraft - Weg - Diagramm (rote Kurve: Gesamtsteifigkeit, graue Kurve: plastische Verformung, grüne Kurve mit dazugehöriger Formel: elastische Verformung)

### 4.3.3 Lebensdauerauswertung

#### 4.3.3.1 Bestimmung der axialen Kraft zum Zeitpunkt des Bruchs der Osteosynthese

Die Werte der Bruchkraft konnten direkt aus den Maschinendaten extrahiert werden. Es erfolgte eine prozentuale Berechnung des Kraftabfalls zum Bruchzeitpunkt, bezogen auf die maximal erreichte Last.

#### 4.3.3.2 Bestimmung der Belastung bei bleibender Verschiebung von 5 mm

Um das Versagen des Versuchs zu quantifizieren, wurde eine bleibende Verschiebung der Fragmente von 5 mm festgelegt. Aus klinischer Erfahrung ist ab einer solchen Fragmentverschiebung von einem Versagen der Osteosynthese auszugehen. Für jedes Präparat (1-8) der beiden Gruppen wurde wie folgt vorgegangen:

- Ermittlung der Verschiebung [mm] aus den Daten des optischen Systems für den belasteten und den entlasteten Zustand (20 N) jeder Lasterhöhung (Laststufe) um 25 N
- Darstellung der Gesamtverschiebung unter Belastung [mm], bezogen auf die dazugehörige Zykluszahl in einem XY-Diagramm ( y-Achse = Verschiebung [mm], x-Achse = Zykluszahl ), (siehe Abbildung 21, rote Kurve)
- Darstellung der bleibenden Verschiebung [mm] (unbelastet) bezogen auf die dazugehörige Zykluszahl in einem Diagramm (y-Achse= Verschiebung [mm], x-Achse = Zykluszahl) , (siehe Abbildung 21, blaue Kurve)
- Ermittlung der Zykluszahl für 5 mm bleibende Verschiebung (entlasteter Zustand)
- gemäß dieser Zykluszahl wurde aus den Messwerten (Rohdaten) das zugehörige Belastungsniveau F [N] bestimmt

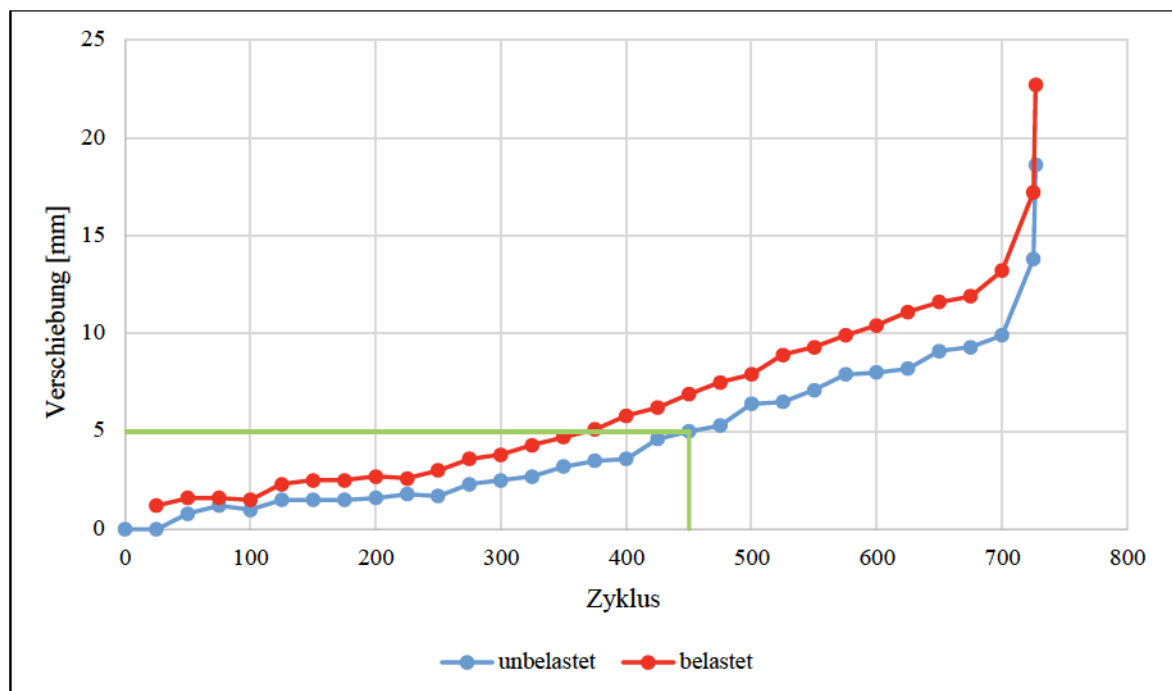


Abbildung 21: Ermittlung der Zykluszahl bei bleibender 5 mm Verschiebung



#### 4.3.3.3 Auswertung nach Kaplan Meier

Die Überlebensdauer im dynamischen Stufentest wird in einer Kaplan-Meier-Kurve grafisch dargestellt. Hierbei wird das kumulierte Überleben auf die erreichte Zykluszahl aufgetragen. Basis für die erreichte Zykluszahl ist die als Versagenszeitpunkt definierte Zykluszahl bei 5 mm bleibender Verschiebung.

#### 4.3.4 Bestimmung der Winkeländerung des Böhler- / Gissane-Winkels bei 5 mm bleibender Verschiebung

Die beiden Gelenkwinkel Böhler und Gissane sind ein wichtiges Beurteilungskriterium für die Schwere der ossären Rückfußverletzung (siehe 2.2.3.2).

Deren Änderung im postoperativen Verlauf kann im konventionellen Röntgen gut erkannt und als ein Hinweis für den Repositionsverlust verstanden werden. Folglich trägt er zur Indikationsstellung der Revision bei. Die Quantifizierung der Winkeldifferenz für jedes Präparat beider Gruppen erfolgte wie nachfolgend beschrieben:

- Ermittlung des Böhler-/ Gissane- Winkels [°] aus den Daten des optischen System für den belasteten Zustand jeder Lasterhöhung (Laststufe) um 25 N
- Berechnung der Winkeldifferenz zum unbelasteten Ausgangswert
- Darstellung der Winkeländerung [°] bezogen auf die dazugehörige Zykluszahl in einem XY-Diagramm (y-Achse= Winkeländerung [°], x-Achse = Zykluszahl) (siehe Abbildung 22 und Abbildung 23)
- Ermittlung der Winkeländerung für die aus der Lebensdauerbestimmung ermittelten Zykluszahl für eine bleibende Verschiebung von 5mm

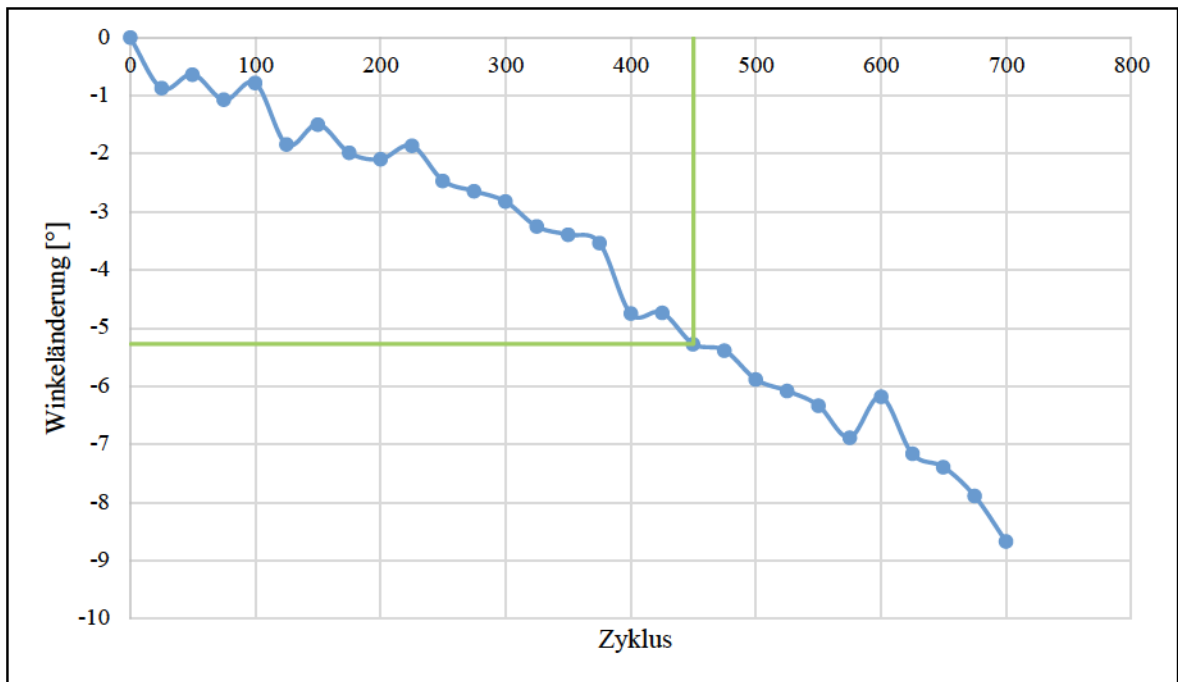


Abbildung 22: Ermittlung der Winkeländerung des Böhler-Winkels bei ermittelter Zykluszahl für bleibende 5 mm Verschiebung

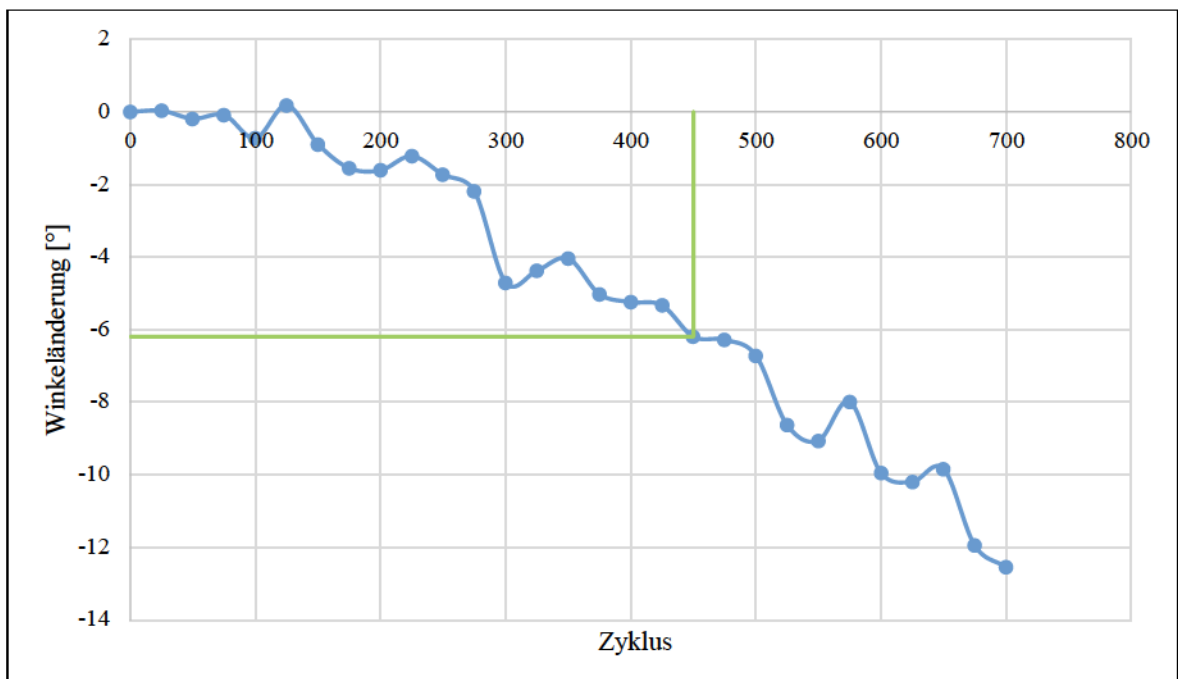


Abbildung 23: Ermittlung der Winkeländerung des Gissane-Winkels bei ermittelter Zykluszahl für bleibende 5 mm Verschiebung

#### 4.3.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels Excel (Microsoft Office 365, Microsoft GmbH, Unterschleißheim, Germany) und „Statistical Package for Social Science“ (SPSS) Version 26 für MacIntosh. Dabei wurde die Korrelation zwischen verschiedenen Parametern mittels des nicht parametrischen Testverfahrens Mann-Whitney-U-Test (Gesamtsteifigkeit, elastische Steifigkeit, Bruchkraft, Versagenskraft bei 5 mm bleibender Verschiebung, Winkeldifferenz bei bleibender 5 mm Verschiebung des Gissane- und Böhler-Winkels), die Lebensdauer (Zykluszahl bei bleibender 5 mm Verschiebung) mittels Breslow-Test auf Signifikanz geprüft. Den Berechnungen wurde ein Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  zugrunde gelegt.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Knochenmineraldichte der Präparate

Die tabellarische Übersicht der gemessenen Knochendichtewerte (siehe Tabelle 1) zeigt, dass der BMD beider Gruppen im Mittel nahezu identisch ist ( $145,68 \text{ g/cm}^3 \pm 39,22$  bzw.  $148,36 \text{ g/cm}^3 \pm 39,81$ ) und die Gruppen sich statistisch nicht signifikant unterscheiden ( $p = 1,00$ ). Die minimale trabekuläre Dichte beider Gruppen ( $87,3 \text{ g/cm}^3$  und  $86,9 \text{ g/cm}^3$ ) entspricht nach der Einteilung von Felsenberg einer Osteopenie. (Felsenberg und Gowin 1999) Somit ist keiner der untersuchten Fersenbeine osteoporotisch zu klassifizieren. Die Verteilung ist als Boxplot in Abbildung 24 dargestellt.

Tabelle 1: BMD beider Gruppen in  $\text{g/cm}^3$

Präparate	konventionell	schraubenaugmentiert
1	160,1	173
2	124	144,1
3	97,5	98,4
4	131,2	119,7
5	177,8	177,3
6	189,6	193,5
7	197,9	194
8	87,3	86,9
Minimum	87,30	86,90
Maximum	197,90	194,00
Mittelwert	145,68	148,36
Median	145,65	158,55
Standardabweichung	39,22	39,81
U-Wert	32,00	
Z-Wert	0,00	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	1,00	

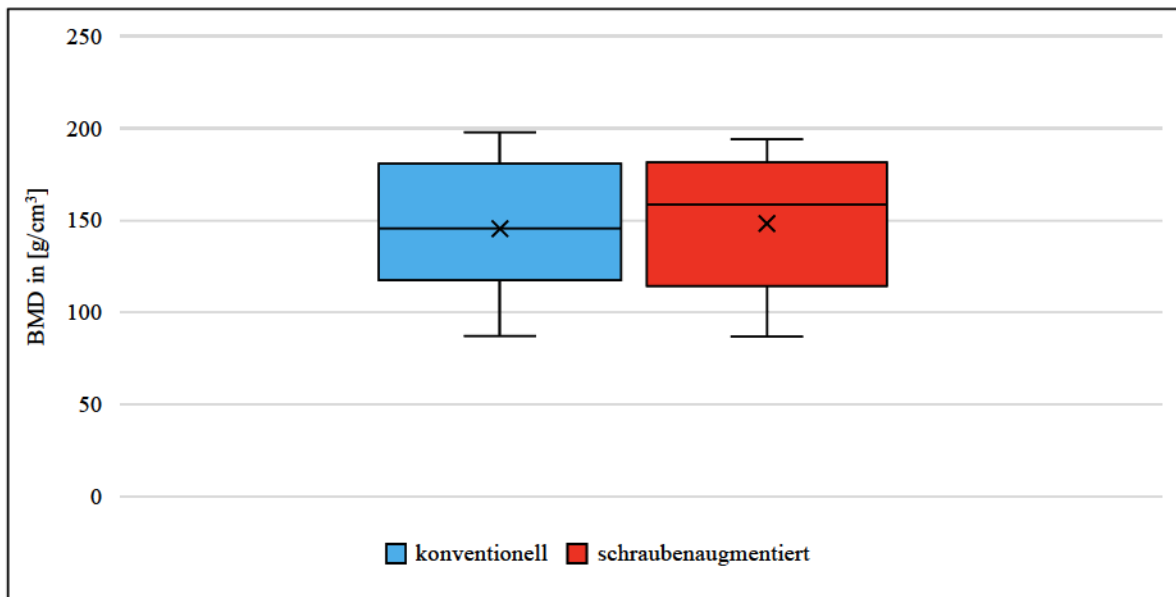


Abbildung 24: Verteilung der Knochenmineraldichte beider Gruppen

## 5.2 Gesamtsteifigkeit

Die Ergebnisse der unter 4.3.1 beschriebenen Ermittlung der Gesamtsteifigkeit (elastisch-plastisch) und die explorative Statistik sind in Tabelle 2 aufgeführt, die dazugehörige Datenverteilung in Abbildung 25 als Boxplot visualisiert.

Der mittlere Unterschied der Gesamtsteifigkeit von ca. 55 N/mm zugunsten der konventionell verschraubten Gruppe, zeigte keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,105$ ), sodass die Nullhypothese angenommen werden konnte.

Tabelle 2: Ergebnisse der Bestimmung der Gesamtsteifigkeit in [N/mm] mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik

Präparatepaar	konventionell	schraubenaugmentiert
1	248,26	123,76
2	128,09	196,3
3	71,34	71,55
4	336,72	209,08
5	225,92	146,69
6	220,62	184,27
7	222,13	112,73
8	133,68	103,26
Minimum	71,34	71,55
Maximum	336,72	209,08
Mittelwert	198,35	143,46
Median	221,375	135,225
Standardabweichung	78,03	45,95
U-Wert	16	
Z-Wert	-1,608	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,105</b>	

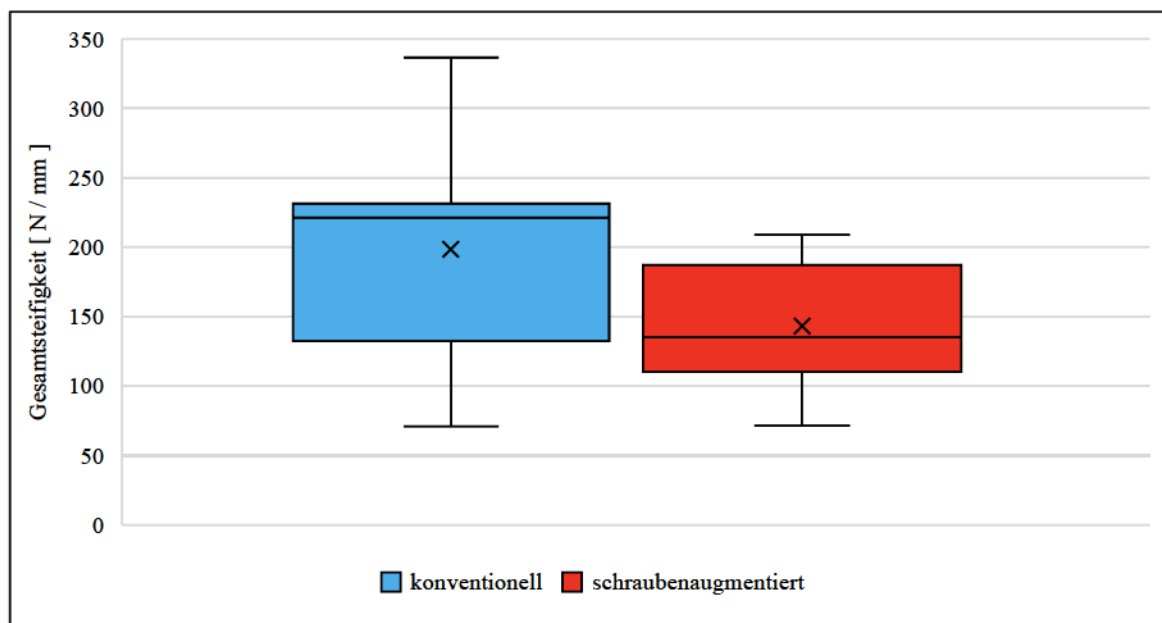


Abbildung 25: Verteilung der ermittelten Gesamtsteifigkeit beider Gruppen im Vergleich

### 5.3 Elastische Steifigkeit (100 – 300 N)

Die Ergebnisse der unter 4.3.2 beschriebenen Ermittlung der elastischen Steifigkeit und die explorative Statistik sind in Tabelle 3 aufgeführt, die dazugehörige Datenverteilung in Abbildung 26 als Boxplot dargestellt.

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede ( $p = 0,505$ ) der rein elastischen Steifigkeit zwischen der konventionell verschraubten und der schraubenaugmentierten Gruppe, sodass die Nullhypothese angenommen werden konnte.

*Tabelle 3: Ergebnisse der Bestimmung der rein elastischen Steifigkeit in [N/mm] mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik*

Präparatepaar	konventionell	schraubenaugmentiert
1	1009,7	369,43
2	233,98	454,54
3	392,1	285,78
4	596,29	636,47
5	989,49	599,89
6	796,43	586,82
7	655,29	804,83
8	467,97	609,79
Minimum	233,98	285,78
Maximum	1009,70	804,83
Mittelwert	642,66	543,44
Median	625,79	593,36
Standardabweichung	260,12	154,52
U-Wert	25	
Z-Wert	-0,735	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,505</b>	

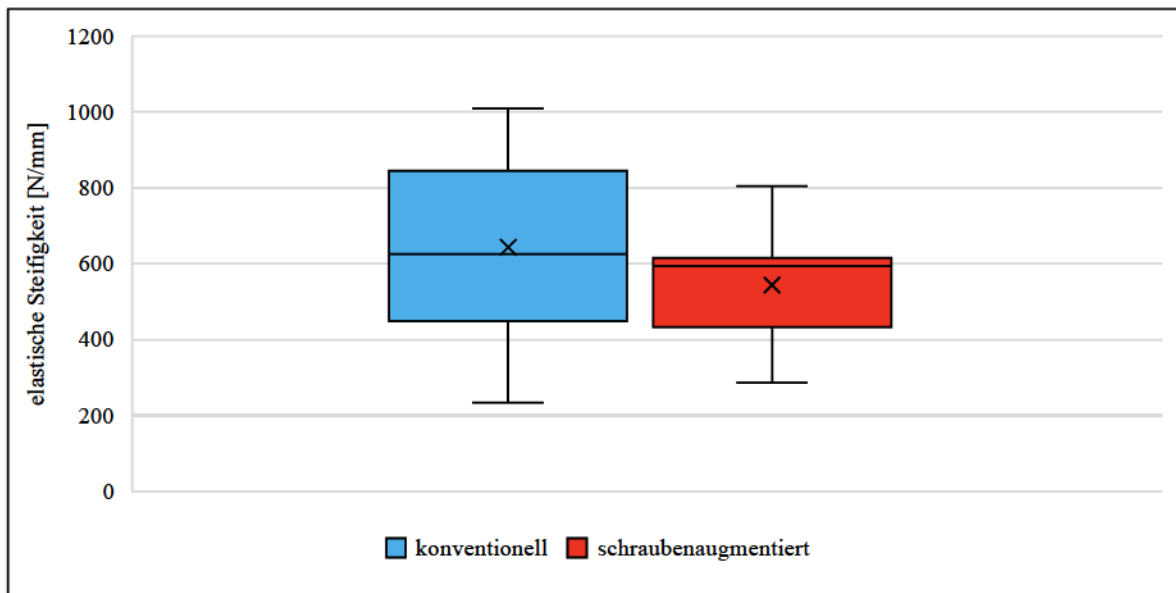


Abbildung 26: Verteilung der ermittelten rein- elastischen Steifigkeit beider Gruppen im Vergleich

#### 5.4 Axiale Kraft bei Bruch

Im Testsetup wurde der Bruch als Kraftabfall von  $> 30\%$  definiert. Die Ergebnisse dieses Endpunktes sind in Tabelle 4 und Abbildung 27 dargestellt. Zwei der Proben (je eine pro Gruppe) zeigten einen Kraftabfall weniger als  $30\%$  und wurden nicht mit in die statistische Berechnung einbezogen. Im Ergebnis brach die Osteosynthese der konventionellen Gruppe bei  $705,00 \pm 308,55$  N und die der schraubenaugmentierten Gruppe bei  $690,86 \pm 186,03$  N. Dieser Bruchkraftunterschied zwischen den Gruppen ist statistisch nicht signifikant. Die Alternativhypothese wird konsekutiv nicht angenommen. Somit hält die schraubenaugmentierte Osteosynthese keiner größeren axialen Kraft stand als die konventionell osteosynthetisierten Knochen.



Tabelle 4: Ergebnisse der axialen Bruchkraft in [N] mit deskriptiver und explorativer Statistik

Präparatepaar	konventionell	schraubenaugmentiert
1		657
2	243	805
3	338	
4	1049	478
5	819	593
6	821	866
7	1098	984
8	567	453
Minimum	243,00	453,00
Maximum	1098,00	984,00
Mittelwert	705,00	690,86
Median	819,00	657,00
Standardabweichung	308,55	186,03
U-Wert	22	
Z-Wert	-0,319	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,805</b>	

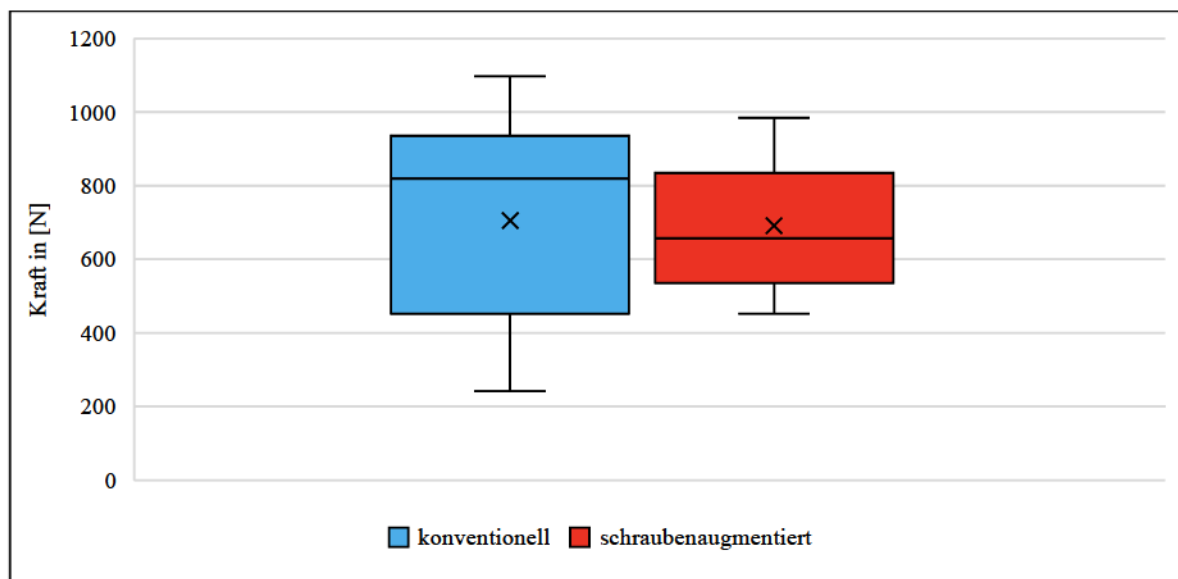


Abbildung 27: Verteilung der Bruchkraft beider Gruppen im Vergleich

## 5.5 Versagen bei 5 mm bleibender Verschiebung

Nachfolgend sind in Tabelle 5 und in Abbildung 28 die Ergebnisse der unter 4.3.3.2 erläuterten Methodik zur Ermittlung der Zykluszahl bzw. Kraft am Endpunktkriterium 5 mm bleibende Verschiebung aufgeführt. Innerhalb der konventionell verschraubten Gruppe konnten die Verschiebung und die Parameter der nachfolgenden Kapitel 5.6 und 5.7 zweier Proben aufgrund technischer Defekte des optischen Systems nicht gemessen werden, sodass diese nicht in die statistische Berechnung einbezogen wurden. Konsekutiv sind sechs Proben in der konventionellen Gruppe mit acht Proben in der schraubenaugmentierten verglichen. Die schraubenaugmentierte Platte hält im Vergleich zur konventionell verschraubten Platte keiner höheren axialen Kraft stand, da bei einer Signifikanz von  $p = 0,852$  die Nullhypothese angenommen werden kann.

*Tabelle 5: Ergebnisse der ermittelten Zykluszahl und Versagenslast bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik (für die Versagenslast)*

Präparatepaar	konventionell		schraubenaugmentiert	
	Zykluszahl	Kraft in [N]	Zykluszahl	Kraft in [N]
1	106	183	450	517
2	450	517	553	667
3	236	274	75	108
4	308	379	354	436
5	367	479	288	345
6			326	380
7	575	698	248	340
8			413	451
Min	106	183	75	108
Max	575	698	553	667
Mittelwert	340	422	338	406
Median	338	429	340	408
Standardabweichung	150	168	134	150
U-Wert	22,5			
Z-Wert	-0,194			
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,852</b>			

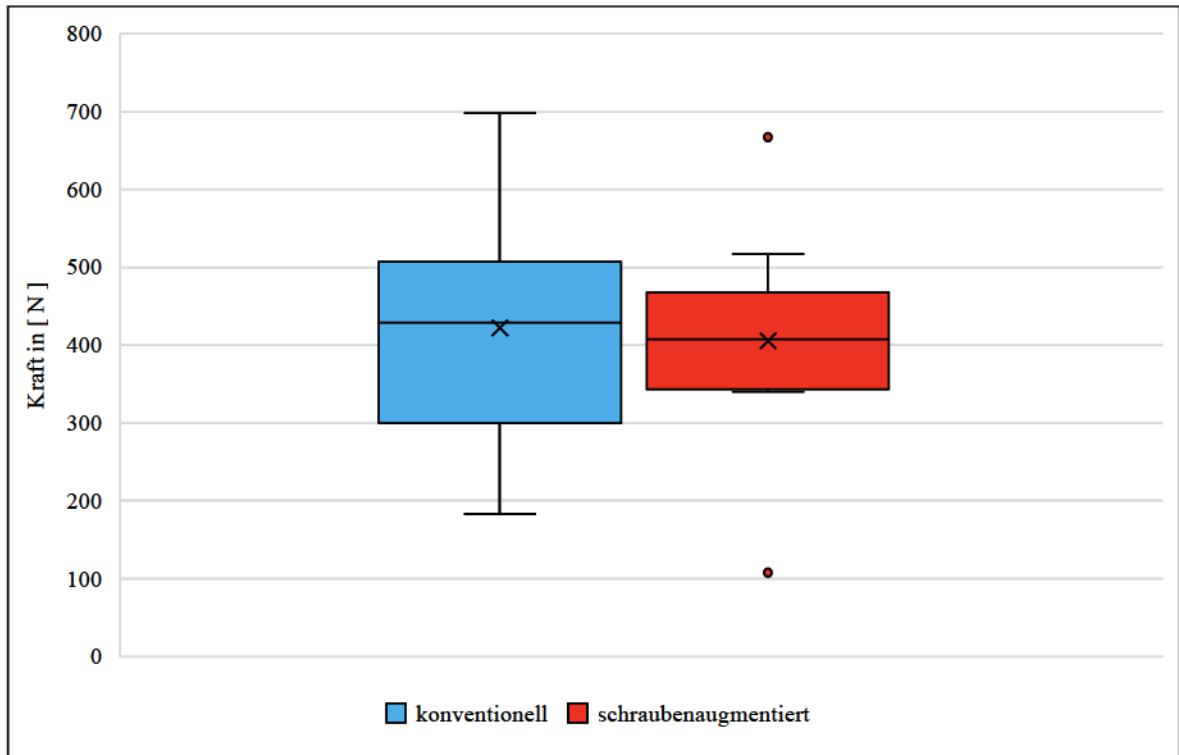


Abbildung 28: Verteilung der Versagenslast in [N] bei 5 mm bleibender Verschiebung beider Gruppen im Vergleich

### 5.6 Winkeldifferenz bei 5 mm bleibender Verschiebung des Böhler- / Gissane-Winkels

Alle Präparate zeigten vor Beginn der Messungen einen Böhler- und Gissane-Winkel im physiologischen Bereich. Die berechneten Abflachungen unter zyklischer Belastung sind tabellarisch in Tabelle 6 und Tabelle 7 aufgeführt, deren Verteilung ist in der Abbildung 29 und Abbildung 30 visualisiert.

Die ermittelten Differenzen der anatomisch wichtigen Winkel des Calcaneus zum Zeitpunkt des definierten Endpunktes von 5 mm bleibender Verschiebung, zeigte einen um  $1,6^\circ$  (Böhler) bzw.  $1,1^\circ$  (Gissane) höheren Mittelwert zugunsten der schraubenaugmentierten Gruppe, wobei dieser deskriptive Unterschied explorativ nicht signifikant war ( $p = 0,575$  (Böhler);  $p = 0,95$  (Gissane)).

Tabelle 6: Ergebnisse der ermittelten Winkeldifferenz (Böhler) in [°] bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik

Präparatepaar	konventionell	schraubenaugmentiert
1	0,2	5,3
2	7,3	7,6
3	7,0	2,6
4	5,3	4,8
5	3,9	7,0
6		4,8
7	3,9	3,9
8		13,6
Minimum	0,2	2,6
Maximum	7,3	13,6
Mittelwert	4,6	6,2
Median	4,6	5,1
Standardabweichung	2,4	3,2
U-Wert	19	
Z-Wert	-0,651	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,575</b>	

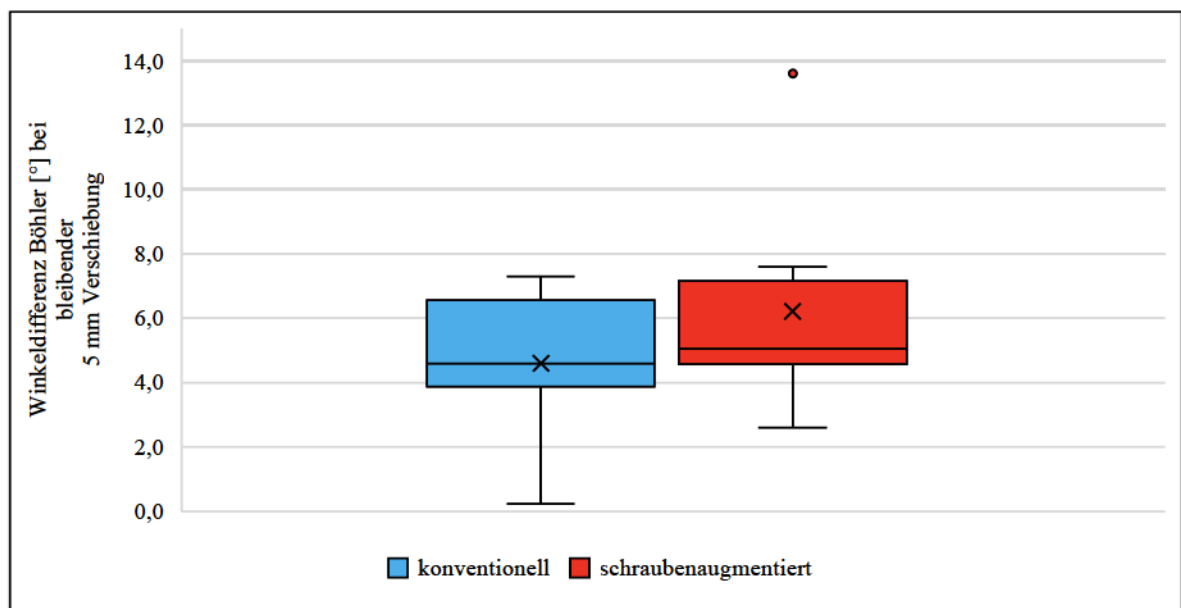


Abbildung 29: Verteilung der Winkeldifferenz (Böhler) in [°] bei bleibender Verschiebung von 5mm beider Gruppen im Vergleich

Tabelle 7: Ergebnisse der ermittelten Winkeldifferenz (Gissane) in [°] bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik

Präparatepaar	konventionell	schraubenaugmentiert
1	0,9	6,2
2	12,7	17,7
3	14,5	5,6
4	7,0	11,3
5	7,7	11,0
6		17,0
7	15,1	7,4
8		10,0
Minimum	0,9	5,6
Maximum	15,1	17,7
Mittelwert	9,7	10,8
Median	10,2	10,5
Standardabweichung	5,0	4,3
U-Wert	23	
Z-Wert	-0,129	
<b>exakte Signifikanz (p)</b>	<b>0,95</b>	

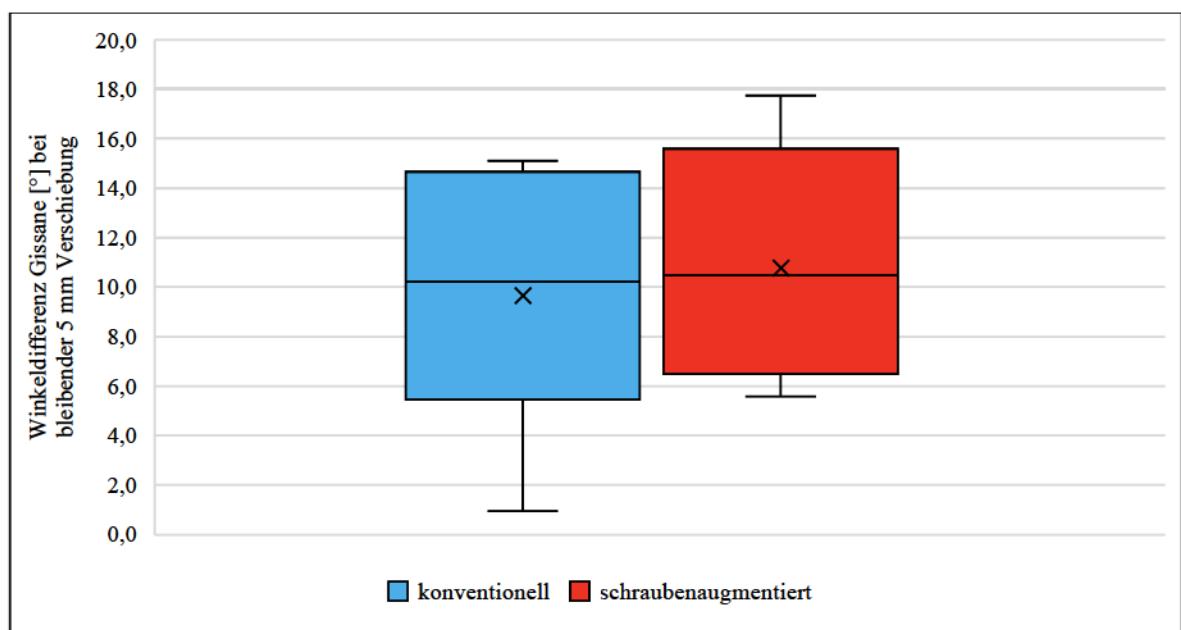


Abbildung 30: Verteilung der Winkeldifferenz (Gissane) in [°] bei bleibender Verschiebung von 5 mm beider Gruppen im Vergleich

## 5.7 Überlebenszeitanalyse nach Kaplan Meier

Das kumulative Überleben beider Gruppen ist auf die Zykluszahl in der Kaplan-Meier-Kurve in Abbildung 31 aufgetragen.

Hierbei unterschied sich die mittlere Überlebenszeit um 11 Zyklen zugunsten der konventionell verschraubten Gruppe, die mediane Überlebenszeit um 18 Zyklen zugunsten der schraubenaugmentierten Gruppe. Die 95% Konfidenzintervalle überschneiden sich großteilig (siehe Tabelle 8).

Der Signifikanztest (Breslow) auf Gleichheit der Überlebensverteilungen für die verschiedenen Zykluszahlen ergab einen p-Wert von 0,899, sodass die Alternativhypothese nicht angenommen wurde, da kein signifikanter Unterschied des kumulativen Überlebens zwischen beiden Gruppen bestand.

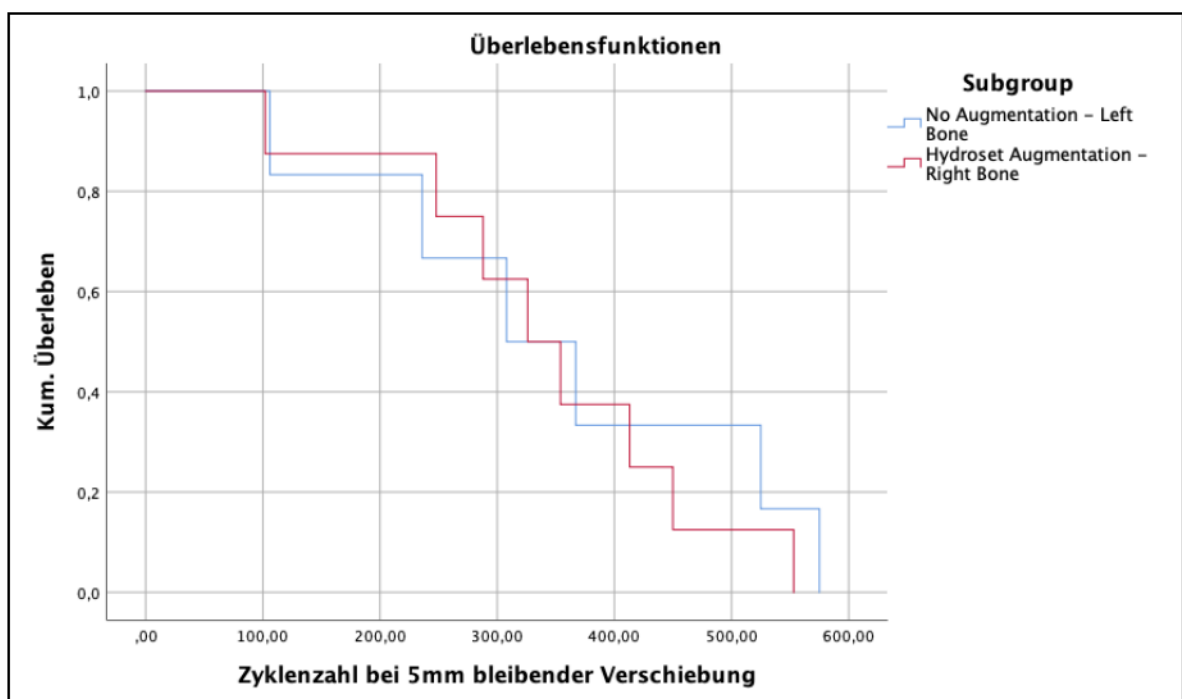


Abbildung 31: Kaplan-Meier Kurve – Überlebenszeitanalyse beider Gruppen

Tabelle 8: Mittelwerte und Mediane der Überlebenszeitanalyse und Ergebnis Breslow-Test

		konventionell	schraubenaugmentiert
Mittelwert	Schätzer	352,833	341,75
	Standardfehler	72,062	48,362
	untere Grenze (95% - KI)	211,592	246,96
	obere Grenze (95% - KI)	494,074	436,54
Median	Schätzer	308	326
	Standardfehler	80,211	46,699
	untere Grenze (95% - KI)	150,767	234,529
	obere Grenze (95% - KI)	465,233	410,337
p-Wert		<b>0,899</b>	

## 6 Diskussion

Die operative Versorgung von Calcaneusfrakturen bleibt trotz der Verwendung winkelstabiler Osteosyntheseplatten eine große Herausforderung. Das Ziel der vorliegenden Arbeit war es, zu testen, ob die winkelstabile Osteosynthese einer höheren axialen Kraft standhält bzw. eine höhere Steifigkeit aufweist, wenn deren Schrauben zusätzlich augmentiert werden. Als Material dienten acht Paare unfixierter Leichencalcanei. In ähnlichen Studien wurden Gruppengrößen zwischen vier und zehn gewählt (Brodt et al. 2007, Richter et al. 2005, Richter et al. 2006, Redfern et al. 2006, Stoffel et al. 2007, Collinge et al. 2007, Illert et al. 2011), sodass die durchgeführte biomechanische Studie mit einer überdurchschnittlichen Kollektivzahl testete und einen suffizienten statistischen Vergleich ermöglichte. Ein größerer Probenumfang führt stets zu einer Erhöhung der Trennschärfe des statistischen Tests, dies nimmt jedoch immense Ressourcen in Anspruch, bei einem fraglichen Benefit für die tägliche klinische Anwendung. (Redfern et al. 2006)

Die Verwendung von Leichencalcanei zeigt sich im Vergleich zu artifiziellen Calcaneusmodellen als vorteilhaft, da sie die mikro- und makroarchitektonischen Unterschiede und somit auch die biomechanischen Eigenschaften innerhalb dieses komplexen Knochens repräsentieren. (Gefen und Seliktar 2004). Unter diesem Aspekt wurde in vorangegangenen Arbeiten ebenfalls auf humane frisch gefrorene Fersenbeine zurückgegriffen. (Carr et al. 1997, Illert et al. 2011, Redfern et al. 2006, Smerek et al. 2008, Stoffel et al. 2007) Lin verwendete formalinfixierte Kadaverfüße, wobei Zech in seiner Arbeit von 2006 publizierte, dass es nicht entscheidend ist, ob mechanische Tests an fixierten und frisch gefrorenen humanen Fersenbeinen durchgeführt werden. Zudem vermutete er anhand der geringen Variation der Festigkeit seiner ungepaarten Proben, dass eine Verwendung von gepaarten Leichenproben nicht zwingend erforderlich ist. (Lin et al. 1998, Zech et al. 2006) Methodisch problematisch und somit nachteilig für die Vergleichbarkeit, sind die interindividuellen Unterschiede der humanen Fersenbeine, insbesondere was deren Größe, Knochenmineraldichte und Normvarianten ihrer Anatomie betrifft. Diese Merkmale können in Versuchen mit künstlichen Knochen gleichbleibend hergestellt werden. (Richter et al. 2005, Gefen und Seliktar 2004, Richter et al. 2006)

Ein in Vorarbeiten häufig als Nachteil der humanen Proben beschriebener Aspekt ist die Diskrepanz des Alters der Leichenknochen zum epidemiologischen Altersgipfel der Calcaneusfraktur. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Betrachtet man allerdings die Knochenmineraldichte des Testkollektivs der vorliegenden Studie, im Mittel  $147,02 \text{ g/cm}^3$



mit einzelnen Ausreißern in den osteopenischen Bereich, entspricht diese sogar einem Normalbefund. (Felsenberg und Gowin 1999) Dementsprechend bleibt in Hinblick auf die Knochenqualität des Testkollektivs, zu der aufgrund des Altersgipfels wenig wahrscheinlichen pathologischen Knochendichte des „klassischen“ Patienten der Calcaneusfraktur die Vergleichbarkeit erhalten. Hinzu kommt, dass der demografische Wandel der Gesellschaft, mit steigender Lebenserwartung und dem steigenden Anspruch an die körperliche Leistungsfähigkeit den Alterspeak der Fersenbeinbrüche nach oben verschieben könnte.

Da die humanen Präparate, anders als Kunststoffknochen nicht standardisierbar sind, wurde der bereits in diversen früheren Publikationen etablierte, klinisch am häufigsten vorkommende Frakturtyp nach Sanders Typ 2b entsprechend seiner Frakturmorphologie manuell erzeugt. (Illert et al. 2011, Lin et al. 1998, Redfern et al. 2006, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Smerek et al. 2008, Thordarson et al. 1999, Nelson et al. 2010) Hinzu kommt, dass dieser sich gut am isolierten Präparat reproduzieren lässt. In einigen Aspekten differiert er jedoch zu klinisch beobachteten Frakturmustern. (Lin et al. 1998) Einerseits weist er nur eine Frakturlinie der posterioren Gelenkfläche auf, wobei gerade diese häufig mehrfragmentiert ist. Andererseits repräsentiert er nur eine Bruchform im großen Spektrum der Fersenbeinbrüche, wodurch die Validität des Versuches zugunsten der Reproduzier- und Objektivierbarkeit geschmälert wird. (Lin et al. 1998, Rammelt et al. 2003, Slatis et al. 1979, Zwipp 1994, Zwipp et al. 2013, Rammelt et al. 2012) Um diese zu erhöhen erzeugten andere Arbeiten mittels axialer Gewalt auf den Leichenunterschenkel realitätstreue Frakturmuster, die häufiger dem klinischen Erscheinungsbild entsprachen, jedoch die Reproduzierbarkeit und Reliabilität der Versuche deutlich einschränken. (Carr et al. 1997, Stoffel et al. 2007, Wuelker 1996)

Aufgrund des erhöhten Risikos für Wundheilungskomplikationen steigen die Zahlen der Veröffentlichungen minimal-invasiver Verfahren. Wenn diese von erfahrenen Traumatologen durchgeführt werden, kann in geeigneten Fällen das Risiko einer komplikationsbehafteten Wundheilung geringer und das postoperative Ergebnis vergleichbar sein. (DeWall et al. 2010, Kline et al. 2013, Rammelt et al. 2012, Rammelt et al. 2010, Rammelt et al. 2004) So favorisiert bspw. Rammelt die perkutane Schraubenosteosynthese unter Bildwandlerkontrolle oder arthroskopischer Sicht bei einer „einfachen“ Typ 2b Fraktur nach Sanders. (Rammelt et al. 2012) Demgegenüber steht, dass die laterale Plattenosteosynthese der „Goldstandard“ in der Versorgung der Calcaneusfrakturen ist, bestätigt durch das Ergebnis einer Abfragestudie von 2016, dass 77%

aller deutschen Abteilungen diese OP-technik regelmäßig anwenden. (Pastor et al. 2016, Epstein et al. 2012, Guerado et al. 2012) Außerdem bringt die winkelstabile Platte für die Dauer der 6-10 wöchigen Frakturheilzeit in Hinblick auf die frühzeitige Übungsstabilität deutliche Vorteile. (Redfern et al. 2006, Stoffel et al. 2007)

Die Applikation der Osteosyntheseplatten erfolgte gemäß der klinischen Operationsanleitung, entsprechend des auch von Zwipp und Sanders beschriebenen Prinzips. (Sanders und Gregory 1995, Zwipp et al. 2004b, Zwipp 1994). Unter Verwendung einer eigens für die biomechanische Studie angefertigten Führungshülse wurde ein streng uniaxialer Schraubenverlauf gewährleistet. Da die Schrauben in jedem Präparat exakt im 90° Winkel in das Fersenbein eingebracht wurden, erreicht das Schrauben-Platten-Interface maximale Stabilität. (Kaab et al. 2004) Gleichzeitig erhöht sich damit die Vergleichbarkeit und Reproduzierbarkeit des Versuches, da die Schrauben, im Vergleich zum polyaxialen Verlauf, annähernd identisch in den Präparaten verlaufen.

Um die Stabilität der Osteosynthese zu erhöhen, wird in der Literatur der ergänzende Einsatz von Knochenersatzmaterialien diskutiert. Über deren Indikation und Effektivität gibt es keinen Konsensus. Einig sind sich die Befürworter darüber, dass die Substanzen einfach anwendbar, vom umliegenden Gewebe gut toleriert und schnell in den Knochen integriert werden sollen. (Rammelt und Zwipp 2004, Zwipp et al. 1993, Szpalski und Gunzburg 2002, Longino und Buckley 2001, Barei et al. 2002, Maskill et al. 2005, Sanders et al. 1993, Letournel 1993, Bloemers et al. 2003) Die vorliegende Studie verwandte HydroSet™ der Firma Stryker, als eines der inzwischen von diversen Herstellern angebotenen injizierbaren HA-Knochenersatzpräparaten, die sich in ihrer mikroskopischen Architektur, Porösität und Druckfestigkeit allesamt unterscheiden. (Van Lieshout et al. 2011) Das noch zähflüssige Augmentationsmaterial wurde entsprechend der Anwendungsempfehlung des Herstellers in die vorgebohrten Schraubenkanäle appliziert. Unmittelbar anschließend wurden die Schrauben gesetzt und verblockt. Die nachfolgend angefertigten CT Schnitte (siehe Abbildung 14) zeigten, dass das ausgehärtete Knochenersatzmaterial nicht nur im Schraubenkanal selbst verbleibt, sondern sich auch, durch den Druck bei der Applikation, in unmittelbarer Umgebung der Schrauben nach intratrabekulär verteilt. Es kann vermutet werden, dass dies eine Ursache dafür ist, das Procter in seiner experimentellen Studie von 2008, einem Schraubenauszugsversuch am artifiziellen Knochenmodell (Sawbone), eine erhöhte Auszugsfestigkeit der augmentierten Schrauben feststellte und damit einen Vorteil für Knochen mit schlechter Qualität schlussfolgerte. (Procter P 2008) Limitiert wird die vorliegende biomechanische Studie dadurch, dass der vom Hersteller beschriebene

osteokonduktive und osteoinduktive Effekt von Hydroset™ an Leichenknochen nicht verifizierbar ist. Diese beiden Effekte werden als große Vorteile des autologen Knochenersatzes mit Spongiosaspänen postuliert. Jedoch ist die Anwendung mit Nachteilen kombiniert, die deren Verwendung im klinischen Alltag einschränken. Insbesondere beim älteren Patienten mit schlechter Knochenmineraldichte und mangelnder Verfügbarkeit adäquater autologer Spongiosa, sowie das postoperative Auftreten von Morbiditäten an der Entnahmelokalisation und die assoziierten längeren Operationszeiten erschweren oder verhindern den Einsatz. (Szpalski und Gunzburg 2002, Goulet et al. 1997, Laurie et al. 1984, Ubhi und Morris 1984)

Die Verwendung der neuartigen injizierbaren HA-Knochenersatzstoffe bieten gegenüber des autologen Ersatzmaterials entscheidende Vorteile. Einerseits sind sie zu 100% synthetisch, jederzeit verfügbar und implizieren keine Entnahmemorbidität. Andererseits sind sie vollständig resorbierbar und werden rasch in die Knochenmatrix eingebaut. (Huber et al. 2006a) Zugleich ist die Anwendung ein nur wenige Minuten dauerndes Procedere, sodass sich die reale Operationszeit dadurch nicht wesentlich prolongiert.

Die klinischen Studien von Huber, der posttraumatische Knochendefekte am Fersenbein und am distalen Radius mit einem injizierbaren HA-Knochenersatz eines anderen Herstellers füllte, bekräftigen, dass eine Kombination aus Osteosynthese und einer nanokristallinen Hydroxylapatit-Augmentation eine gute und zuverlässige Operationstechnik zur Frakturbehandlung darstellt. (Huber et al. 2006b, Huber et al. 2006a) Neuere in vivo Studien an Schafen liefern mit deutlich höheren Druckfestigkeiten der mittels HydroSet™ augmentierten Schrauben ebenso interessante Ergebnisse. (Kent et al. 2018)

Zusammenfassend kann somit vermutet werden, dass die in vitro nicht nachweisbaren heilungsstimulierenden Effekte über biochemische Signalwege wichtiger und effektiver sein könnten als die reine Erhöhung der Primärsteifigkeit.

Das verwendete Einbettungsmaterial Technovit 3040 diente der Lagerung auf dem Kreuztisch und wurde als etabliertes Material auch für biomechanische Studien an der Wirbelsäule, Os scaphoideum und der Fibula verwendet. (Oberkircher et al. 2018, Hallbauer et al. 2014, Graul et al. 2020) Die Fixation der Einbettungen an den Präparaten erfolgte unter Aussparung der Platte, um Einflüsse auf die Messungen zu vermeiden.

Der Versuchsaufbau orientierte sich an den Vorarbeiten, wurde eigens für den Test entworfen und von der Firma Stryker hergestellt. (Brodt et al. 2007, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) In Abänderung zu den vorangegangenen Studien erfolgte die Krafteinleitung über eine Halbkugel, sodass neben der korrekten anatomischen Stellung von

Talus und Calcaneus auch eine gleichmäßige, physiologische Ausrichtung der Krafteinleitung gewährleistet wurde. Zur weiteren Optimierung wurde die hintere Plattform als doppelter Kreuztisch integriert, um eine physiologische Beweglichkeit des Tuber calcanei zu ermöglichen und entstehende Scherkräfte zu minimieren. In den Vorarbeiten von Richter wurde das Tuber calcanei in einer Vorrichtung fixiert, sodass lediglich die Bewegung in der sagittalen Ebene möglich war. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Eine derartige Konstruktion entspricht nicht der physiologischen Biomechanik.

Der Testaufbau ist im Vergleich zur humanen Situation durch einige Aspekte limitiert. Zunächst ist das menschliche Gehen eine komplexe Abfolge von Teilkomponenten, wobei jede einzelne Phase an das Fersenbein unterschiedlichste biomechanische Anforderungen stellt. (Zwipp 1994) Der durchgeführte Test repräsentiert stets nur eine Phase der in vivo Situation beim Gehen und kann somit nicht alle biomechanischen Anforderungen erfassen. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Zudem verwendete die Studie humane Knochenproben, die komplett von den Weichteilen und extrinsischen Stabilisatoren wie Bändern, Sehnen und Muskulatur befreit waren. Dementsprechend wird der Einfluss des umliegenden Weichgewebes auf die Biomechanik des Rückfusses in den Messungen nicht erfasst. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Stoffel et al. 2007) Vergleichbare Studien präparierten ihre humanen Proben in gleicher Weise, da der Effekt des (nicht vitalen) Weichteilmantels nicht standardisiert verifizierbar ist. (Illert et al. 2011, Redfern et al. 2006, Smerek et al. 2008)

Zur Aufzeichnung der biomechanischen Messdaten sind verschiedene Konzepte publiziert. Richter zeichnete in seiner Studie von 2005 die Bewegungen mittels eines Ultraschallmesssystems auf und beschrieb das von ihm 2006 verwendete direkte Aufzeichnen der Parameter mittels der Testmaschine als gleichwertig. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Letztgenannte Variante nutzten auch andere Autoren zur Registrierung der Daten. (Carr et al. 1997, Stoffel et al. 2007) Weitere Studien verwendeten als Grundlage ihrer Datengewinnung optische Trackingsysteme, die die Fragmente in Relation zueinander setzen. (Illert et al. 2011, Nelson et al. 2010, Redfern et al. 2006) Einzig Lin wechselte seine Messmethodik mehrfach und favorisierte von lateral angefertigte Fotos für die visuelle Auswertung der Fragmentdislokation. (Lin et al. 1998) Die vorliegende Studie verwand in Anlehnung an die Vorarbeiten die Testmaschine/-software zur Aufzeichnung einiger biomechanischer Daten (Kraft, Weg, Zyklus, Bruchkraft) und nahm erstmals gleichzeitig den gesamten Versuch jedes Präparates streng orthogonal als Videosequenz auf. Dadurch konnte die Auswertung zusätzlicher, nachfolgend genannter Parameter im dynamischen

Testverlauf realisiert werden. Die Winkel nach Böhler und Gissane, als auch die Fragmentverschiebung wurden visuell alle 25 Zyklen mittels des digitalen Geometriedreiecks metrisch ausgewertet. Vorteilhaft der fortlaufenden Aufnahme ist die konkrete Bestimmung des Zeitpunktes des festgelegten Endpunktkriteriums (bleibende 5 mm Verschiebung). Diese, als auch die Veränderung des Böhler und Gissane-Winkels, sind in der klinischen Routine etablierte Entscheidungshilfen für eine Indikation zur operativen Revision. In früheren Arbeiten wurden die Werte lediglich vor und nach der Testung mittels Messschieber bzw. Geometriedreieck gemessen oder von radiologischen Kollegen an der lateralen Röntgenaufnahme des Fersenbeins nach dem Versuch ausgewertet. (Richter et al. 2006, Stoffel et al. 2007) Aufgrund der Komplexität des menschlichen Ganges bleibt in der alleinigen Bewertung der Maschinenmessdaten jedoch Spielraum für Verzerrung und Interpretation. Durch die vorbeschriebene zusätzliche Auswertung der Winkeldifferenzen des Böhler- und Gissane-Winkels werden die Maschinendaten additiv visuell objektiviert und der Testaufbau validiert, da das durch die Abflachung des Böhler Winkels gekennzeichnete Versagensmuster dem realen klinischen Szenario entspricht. (Brodt et al. 2007)

In zurückliegenden Studien wurden unterschiedliche Testsetups zur Durchführung der Untersuchungen gewählt. Während Lin und Smerek die Kraft nur einmalig applizierten, etablierte sich in den Arbeiten von Richter, Redfern, Carr, Stoffel und Illert ein zyklischer Belastungstest als optimales Setup zur Evaluation der biomechanischen Stabilität. (Carr et al. 1997, Illert et al. 2011, Lin et al. 1998, Redfern et al. 2006, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Stoffel et al. 2007, Smerek et al. 2008) Die einzelnen Studien differierten jedoch in Bezug auf ihre Einzelparameter. Richter untersuchte die artifiziellen Calcanei mit 1000 Zyklen und einer axialen Kraft von 800 N, welche 1000 Schritte mit vollem Körpergewicht simulieren sollten. (Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Die Belastung des zyklischen Tests bei Carr betrug lediglich 100 N, sodass die Aussagekraft der Daten limitiert ist. (Carr et al. 1997) Um das Gehen an Krücken nachzuahmen, wählte Stoffel 200 N axiale Kraft im zyklischen Belastungstest. (Stoffel et al. 2007) Redfern und Illert steigerten die axiale Kraft schrittweise bis zum Erreichen des vollen Körpergewichts. Ähnlich deren Testsetups, wurde in der vorliegenden Studie die axiale Kraft um je 1 N pro Zyklus gesteigert. Damit soll die steigende Belastung auf das Fersenbein während der postoperativen Rehabilitationsphase simuliert werden, in welcher der Patient den Fuß frühzeitig teilbelastet mobilisiert. Limitiert wird dieser Vergleich durch die Tatsache, dass der reale Belastungsaufbau langsamer von statten geht und zunächst viele Schritte auf einer Laststufe gegangen werden, bevor die

nächste erreicht wird. Der Test hätte somit durch eine Erhöhung der Zykluszahl pro Laststufe an Validität gewonnen. Damit hätte jedoch die Videoaufzeichnung des gesamten Versuchs die Ressourcen erheblich überschritten und die Auswertung prolongiert. Die in vielen Vorarbeiten im Anschluss an die zyklische Belastung durchgeführte load-to-failure Testung, wurde im vorliegenden Testsetup bereits inkludiert, da die zyklische Kraftsteigerung bis zum Versagen der Osteosynthese absolviert wurde. (Lin et al. 1998, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Stoffel et al. 2007) Die Endpunktkriterien der Messungen orientierten sich am realen klinischen Szenario, bei welchem in der Regel eine operative Revision ab einer Fragmentdislokation von 5 mm indiziert ist. Aus klinischer Erfahrung zeigt sich ab einer solchen Verschiebung regelmäßig eine Stufe  $> 2\text{mm}$  der subtalaren Facette, welche in evidenten klinischen Studien ein schlechteres Outcome, insbesondere ein erheblich erhöhtes Arthroserisiko, aufwies. (Mulcahy et al. 1998, Zwipp et al. 2004b, Sangeorzan et al. 1995, Buckley et al. 2002, Redfern et al. 2006, Richter et al. 2006) Deshalb wurde neben dem Bruch der Osteosynthese, eine bleibende Verschiebung ab 5 mm als Endpunktkriterium definiert. Andere Autoren definierten ebenfalls den Bruch der Platten bzw. der Schrauben als Endpunkt. Andere wählten in Abhängigkeit zu ihrer primären Datenerfassungsmethodik eine relative Fragmentverschiebung von 2 mm bis hin zu einer axialen Auslenkung von 3 cm. (Redfern et al. 2006, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005) Letztgenannte wäre im klinischen Alltag jedoch mit einer massiven Dislokation vergesellschaftet und hätte bereits bei geringerer Verschiebung eine Revision indiziert, sodass dieser Endpunkt eine fragliche klinische Relevanz hat.

Die gemessenen bzw. errechneten Werte sind etablierte Standardparameter in experimentellen biomechanischen Studien zur Beurteilung der Stabilität einer Osteosynthese. (Illert et al. 2011, Lin et al. 1998, Redfern et al. 2006, Richter et al. 2006, Richter et al. 2005, Smerek et al. 2008, Stoffel et al. 2007, Wuelker 1996, Wahnert et al. 2012) Im Ergebnis der Studie gab es keinen signifikanten Unterschied in der Versagenslast bzw. Bruchkraft, der Gesamtsteifigkeit und der rein elastischen Steifigkeit, sowie den Winkeländerungen des Gissane- und Böhler- Winkels zwischen der schraubenaugmentierten und der konventionell osteosynthetisierten Gruppe. Auch der Unterschied des kumulativen Überlebens beider Gruppen erreichte keine statistische Signifikanz.

Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass andere Faktoren die primäre Stabilität der Osteosynthese beeinflussen. Einige Studien haben einen Vorteil winkelstabiler Platten in Bezug auf eine frühe Übungsstabilität gezeigt. (Richter et al. 2005, Stoffel et al. 2007)

Andere Autoren publizierten hingegen keine Verbesserung der Stabilität gegenüber der konventionellen Platte. (Illert et al. 2011, Redfern et al. 2006) Im Review von Dingemans von 2018, welches 14 biomechanische Studien inkludierte die winkelstabile und konventionelle Platten verglichen, ergab sich kein klarer Vorteil zugunsten der Winkelstabilität, allerdings eine subtile mechanische Überlegenheit winkelstabiler Platten am osteoporotischen Knochen. (Dingemans et al. 2018)

Weitere Einflusskriterien lassen die Ergebnisse der Studien vermuten, die den poly- und uniaxialen Schraubenverlauf miteinander verglichen. Die zwar größtenteils nicht am Fersenbein durchgeführten Tests ergaben eine bessere Stabilität des polyaxialen Schraubenverlaufs. (Korner et al. 2004, Richter et al. 2006, Liporace et al. 2006, Schandelmaier et al. 2001, Seide et al. 2007, Siffri et al. 2006) Auch eine zusätzliche Fixierung der sustentaculären Fragments mittels einer extra Schraube soll die Primärsteifigkeit erhöhen. (Lin et al. 1998, Pang et al. 2014, Zwipp et al. 2005a) Durch die Impression der posterioren Gelenkfacette verbleibt nach Reposition nahezu immer ein zentraler Defekt. Um das großen Kräften ausgesetzte Talocalcanealgelenk subchondral stabil zu unterstützen und somit die gewünschte frühe Übungsstabilität zu erreichen, haben mehrere Studien das Auffüllen dieses zentralen Defekts mit Knochenersatzmaterialien zusätzlich zur Osteosynthese untersucht. Die Ergebnisse zeigen ein uneinheitliches Bild. (Brodt et al. 2007, Huber et al. 2006a, Johal et al. 2009, Longino und Buckley 2001, Zeman et al. 2019) Zeman et al. kamen zu dem Schluss, dass das Auffüllen des Defekts nicht erforderlich ist, da es weder die Heilung beschleunigt noch bessere Behandlungsergebnisse mit sich bringt. (Zeman et al. 2019) Johal et al. füllten den Defekt mit injizierbarem Calciumphosphatzement und fanden nach 6 Monaten einen signifikanten Verlust des Böhler-Winkels in der Gruppe ohne Defektfüllung, allerdings keine Unterschiede 6 Wochen und 3 Monaten postoperativ. Ebenso erreichten die Differenzen der sekundären Endpunkte (Schmerzen, Allgemeinzustand und Gelenkfunktion nach 2 Jahren) keine statistische Signifikanz. Schlussfolgernd kann eine zentrale Augmentation den Kollaps des Fersenbeins nach erfolgter Belastungswiederaufnahme möglicherweise verhindern. (Johal et al. 2009) Hierfür könnte der bereits o.g. osteokonduktive und -induktive Effekt möglicherweise ursächlich sein.

Denkbar wäre auch eine Kombination aus Platte, zentraler Defektauffüllung und Schraubenaugmentation mit injizierbarem Calciumphosphatzement oder in Verbindung mit anderen Knochenersatzmaterialien. Es kann nur gemutmaßt werden, dass damit die für die

frühe Beübung wichtige Stabilität erhöht, der Heilungsprozess angeregt und der Kollaps nach Belastungsaufnahme verhindert wird.

Da die vorliegende Studie keine Korrelation zwischen Knochendichte und Stabilitätsparametern der Osteosynthese zum Inhalt hatte, kann anhand der absoluten Werte nur vermutet werden, dass die Schraubenaugmentation unabhängig von der Knochenmineraldichte die primäre Steifigkeit nicht relevant beeinflusst.

Bei jeglicher Art einer experimentellen biomechanischen Studie wird immer offen bleiben, welchen anteiligen Einfluss der primäre Knorpelschaden trotz korrekter Reposition und stabiler Osteosynthese auf die Ausbildung einer posttraumatischen Arthrose hat. (Zwipp et al. 2013)



## 7 Schlussfolgerungen

Um eine optimale Versorgung und Rehabilitation der Fersenbeinfraktur zu erreichen, bedarf es eines individuellen Behandlungskonzepts. Eine entscheidende Rolle spielt hierbei die operative Therapie, die weiterhin eine anspruchsvolle Herausforderung bleibt, um dauerhafte Funktionseinschränkungen zu minimieren. Bisher wurden verschiedene Einflussfaktoren untersucht, die Stabilität der lateralen Plattenosteosynthese zu erhöhen, um eine frühzeitige Übungsstabilität zu ermöglichen. Die vorliegende Studie testete, ob eine zusätzliche Augmentation der Schrauben höheren Kräften bis zum Versagen der Osteosynthese standhält.

Wichtiges Element des Versuchsaufbaus stellte der doppelte Kreuztisch der hinteren Plattform dar, um eine physiologische Bewegung des Tuber calcanei zu ermöglichen. Die Aufzeichnung aller Versuche per Videosequenz erwies sich als vorteilhaft. Neben der Ermittlung der Parameter Bruchkraft bzw. Kraft und Weg zur Bestimmung der Steifigkeit und Zykluszahl konnten die Winkeländerungen und die Fragmentverschiebung dynamisch erfasst werden. Dies kommt dem realen klinischen postoperativen Szenario nahe und objektiviert die Maschinenmessdaten.

Der Unterschied aller untersuchten biomechanischen Parameter erreichte keine statistische Signifikanz. Daraus lässt sich folgern, dass die Schraubenaugmentation mittels injizierbarem Calciumphosphatzement einer winkelstabilen Platte intraartikulärer Fersenbeinfrakturen, keinen eindeutigen Vorteil für die primäre Stabilität der Osteosynthese mit sich bringt.

Die vorliegenden Ergebnisse müssen jedoch stets unter Kenntnisnahme der methodischen Limitationen betrachtet werden. Durch die Verwendung nicht standardisierbarer humaner Proben, das Fehlen des Weichteilmantels und der nur einer Phase des menschlichen Gangs nachempfundene Versuchsaufbau, schmälert die Aussagekraft in Bezug auf die in vivo Osteosynthese und kann folglich nur bedingt auf die klinische Praxis übertragen werden.

Unklar bleibt auch, ob der osteoinduktive und -konduktive Effekt des injizierbaren Knochenersatzmaterials für den Heilungsprozess, als auch die Stabilität und Langlebigkeit der Osteosynthese wichtiger sein könnten, als einzig die Erhöhung der Primärstabilität. Diese in vitro nicht reproduzierbaren Wirkmechanismen sollten im klinischen Alltag beobachtet werden und rechtfertigen insbesondere in Hinblick auf das zunehmende Lebensalter sowie den steigenden Anspruch an die körperliche Leistungsfähigkeit und Aktivität, weiterführende klinische und experimentelle Studien. Zeitgleich wird das Gesamtergebnis stets von der Beherrschung des begleitenden Weichteilschadens abhängig

bleiben, sodass die Weiterentwicklung minimal-invasiver Verfahren wichtiger Forschungsschwerpunkt bleiben sollte.

## Literatur- und Quellenverzeichnis

- Agren PH, Wretenberg P, Sayed-Noor AS. 2013. Operative versus nonoperative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective, randomized, controlled multicenter trial. *J Bone Joint Surg Am*, 95 (15):1351-1357.
- Barei DP, Bellabarba C, Sangeorzan BJ, Benirschke SK. 2002. Fractures of the calcaneus. *Orthop Clin North Am*, 33 (1):263-285, x.
- Belenger M, Vander Elst E, Lorthioir J. 1951. [Fractures of the calcaneum; their treatment and treatment of sequels]. *Acta Orthop Belg*, 17 (3):59-167.
- Benirschke SK, Sangeorzan BJ. 1993. Extensive intraarticular fractures of the foot. Surgical management of calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (292):128-134.
- Bezes H, Massart P, Delvaux D, Fourquet JP, Tazi F. 1993. The operative treatment of intraarticular calcaneal fractures. Indications, technique, and results in 257 cases. *Clin Orthop Relat Res*, (290):55-59.
- Bloemers FW, Blokhuis TJ, Patka P, Bakker FC, Wippermann BW, Haarman HJ. 2003. Autologous bone versus calcium-phosphate ceramics in treatment of experimental bone defects. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 66 (2):526-531.
- Böhler L. 1931. Diagnosis, pathology and treatment of fractures of os calcis. *J Bone Joint Surg*, 13:75-89.
- Brodt S, Gisep A, Schwieger K, Suhm N, Appelt A. 2007. [Solid body augmentation for comminuted calcaneal fractures : development and biomechanical testing of a hybrid osteosynthesis technique]. *Unfallchirurg*, 110 (12):1013-1020.
- Buckley R, Tough S, McCormack R, Pate G, Leighton R, Petrie D, Galpin R. 2002. Operative compared with nonoperative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures: a prospective, randomized, controlled multicenter trial. *J Bone Joint Surg Am*, 84 (10):1733-1744.
- Cann CE, Genant HK. 1980. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*, 4 (4):493-500.

- Carr JB. 2005. Surgical treatment of intra-articular calcaneal fractures: a review of small incision approaches. *J Orthop Trauma*, 19 (2):109-117.
- Carr JB, Hamilton JJ, Bear LS. 1989. Experimental intra-articular calcaneal fractures: anatomic basis for a new classification. *Foot Ankle*, 10 (2):81-87.
- Carr JB, Tigges RG, Wayne JS, Earll M. 1997. Internal fixation of experimental intraarticular calcaneal fractures: a biomechanical analysis of two fixation methods. *J Orthop Trauma*, 11 (6):425-428; discussion 428-429.
- Chow LC, Takagi S. 2001. A Natural Bone Cement-A Laboratory Novelty Led to the Development of Revolutionary New Biomaterials. *J Res Natl Inst Stand Technol*, 106 (6):1029-1033.
- Clare MP, Sanders RW. 2011. [Calcaneus fractures]. *Unfallchirurg*, 114 (10):869-876.
- Collinge C, Merk B, Lautenschlager EP. 2007. Mechanical evaluation of fracture fixation augmented with tricalcium phosphate bone cement in a porous osteoporotic cancellous bone model. *J Orthop Trauma*, 21 (2):124-128.
- Courty A. 1945. Étude sur l'architecture du calcanéum. Considérations physiologiques. Conséquences chirurgicales. *Rev Orthop Chir Appar Mot*, 31:10-24.
- Crosby LA, Fitzgibbons TC. 1996. Open reduction and internal fixation of type II intra-articular calcaneus fractures. *Foot Ankle Int*, 17 (5):253-258.
- DeWall M, Henderson CE, McKinley TO, Phelps T, Dolan L, Marsh JL. 2010. Percutaneous reduction and fixation of displaced intra-articular calcaneus fractures. *J Orthop Trauma*, 24 (8):466-472.
- Dickson KF, Friedman J, Buchholz JG, Flandry FD. 2002. The use of BoneSource hydroxyapatite cement for traumatic metaphyseal bone void filling. *J Trauma*, 53 (6):1103-1108.
- Dingemans SA, Sintenie FW, de Jong VM, Luitse JSK, Schepers T. 2018. Fixation Methods for Calcaneus Fractures: A Systematic Review of Biomechanical Studies Using Cadaver Specimens. *J Foot Ankle Surg*, 57 (1):116-122.
- Epstein N, Chandran S, Chou L. 2012. Current concepts review: intra-articular fractures of the calcaneus. *Foot Ankle Int*, 33 (1):79-86.

- Essex-Lopresti P. 1952. The mechanism, reduction technique, and results in fractures of the os calcis. *Br J Surg*, 39 (157):395-419.
- Fakhouri AJ, Manoli A, 2nd. 1992. Acute foot compartment syndromes. *J Orthop Trauma*, 6 (2):223-228.
- Felsenberg D, Gowin W. 1999. [Bone densitometry by dual energy methods]. *Radiologe*, 39 (3):186-193.
- Gabel J. 2015. Rückfußfrakturen. *Trauma und Berufskrankheit*, 17 (1):45-53.
- Gefen A, Seliktar R. 2004. Comparison of the trabecular architecture and the isostatic stress flow in the human calcaneus. *Med Eng Phys*, 26 (2):119-129.
- Giddings VL, Beaupre GS, Whalen RT, Carter DR. 2000. Calcaneal loading during walking and running. *Med Sci Sports Exerc*, 32 (3):627-634.
- Gissane W. 1947. Discussion on "Fractures of the os calcis." In Proceedings of the British Orthopaedic Association. *J Bone Joint Surg*, 29:254-255.
- Goulet JA, Senunas LE, DeSilva GL, Greenfield ML. 1997. Autogenous iliac crest bone graft. Complications and functional assessment. *Clin Orthop Relat Res*, (339):76-81.
- Graul I, Lindner R, Schettler N, Friedel R, Hofmann GO. 2020. Deviations in positioning variable pitch screws- scaphoid waist fractures. *Orthop Traumatol Surg Res*, 106 (2):347-351.
- Guerado E, Bertrand ML, Cano JR. 2012. Management of calcaneal fractures: what have we learnt over the years? *Injury*, 43 (10):1640-1650.
- Hallbauer J, Klos K, Rausch S, Grafenstein A, Wipf F, Beimel C, Hofmann G, Muckley T. 2014. Biomechanical comparison of a lateral polyaxial locking plate with a posterolateral polyaxial locking plate applied to the distal fibula. *Foot Ankle Surg*, 20 (3):180-185.
- Hansen ST. 1991. [Post-traumatic misposition of the dorsum of the foot]. *Orthopade*, 20 (1):95-98.
- Harty M. 1973. Anatomic considerations in injuries of the calcaneus. *Orthop Clin North Am*, 4 (1):179-183.

- Harvey EJ, Grujic L, Early JS, Benirschke SK, Sangeorzan BJ. 2001. Morbidity associated with ORIF of intra-articular calcaneus fractures using a lateral approach. *Foot Ankle Int*, 22 (11):868-873.
- Heier KA, Infante AF, Walling AK, Sanders RW. 2003. Open fractures of the calcaneus: soft-tissue injury determines outcome. *J Bone Joint Surg Am*, 85 (12):2276-2282.
- Huber FX, Hillmeier J, McArthur N, Kock HJ, Meeder PJ. 2006a. The use of nanocrystalline hydroxyapatite for the reconstruction of calcaneal fractures: Preliminary results. *J Foot Ankle Surg*, 45 (5):322-328.
- Huber FX, Hillmeier J, Herzog L, McArthur N, Kock HJ, Meeder PJ. 2006b. Open reduction and palmar plate-osteosynthesis in combination with a nanocrystalline hydroxyapatite spacer in the treatment of comminuted fractures of the distal radius. *J Hand Surg Br*, 31 (3):298-303.
- Illert T, Rammelt S, Drewes T, Grass R, Zwipp H. 2011. Stability of locking and non-locking plates in an osteoporotic calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int*, 32 (3):307-313.
- Jiang N, Lin QR, Diao XC, Wu L, Yu B. 2012. Surgical versus nonsurgical treatment of displaced intra-articular calcaneal fracture: a meta-analysis of current evidence base. *Int Orthop*, 36 (8):1615-1622.
- Johal HS, Buckley RE, Le IL, Leighton RK. 2009. A prospective randomized controlled trial of a bioresorbable calcium phosphate paste (alpha-BSM) in treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures. *J Trauma*, 67 (4):875-882.
- Juliano P, Nguyen HV. 2001. Fractures of the calcaneus. *Orthop Clin North Am*, 32 (1):35-51, viii.
- Kaab MJ, Frenk A, Schmeling A, Schaser K, Schutz M, Haas NP. 2004. Locked internal fixator: sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J Orthop Trauma*, 18 (8):483-487.
- Kalender WA, Suess C. 1987. A new calibration phantom for quantitative computed tomography. *Med Phys*, 14 (5):863-866.
- Kanis JA, Black D, Cooper C, Dargent P, Dawson-Hughes B, De Laet C, Delmas P, Eisman J, Johnell O, Jonsson B, Melton L, Oden A, Papapoulos S, Pols H, Rizzoli R, Silman A, Tenenhouse A, International Osteoporosis F, National Osteoporosis F. 2002. A

new approach to the development of assessment guidelines for osteoporosis. *Osteoporos Int*, 13 (7):527-536.

Kent NW, Blunn G, Karpukhina N, Davis G, de Godoy RF, Wilson RM, Coathup M, Onwordi L, Quak WY, Hill R. 2018. In vitro and in vivo study of commercial calcium phosphate cement HydroSet. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 106 (1):21-30.

Kinner BJ, Best R, Falk K, Thon KP. 2002. Is there a reliable outcome measurement for displaced intra-articular calcaneal fractures? *J Trauma*, 53 (6):1094-1101; discussion 1102.

Klaß A. 2002. Das Fußkompartmentsyndrom-eine experimentelle Studie Bochum: Ruhr-Universität Bochum.

Kline AJ, Anderson RB, Davis WH, Jones CP, Cohen BE. 2013. Minimally invasive technique versus an extensile lateral approach for intra-articular calcaneal fractures. *Foot Ankle Int*, 34 (6):773-780.

Korner J, Diederichs G, Arzdorf M, Lill H, Josten C, Schneider E, Linke B. 2004. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma*, 18 (5):286-293.

Krotscheck H. 1979. [Classification of calcaneus fractures by LER]. *Hefte Unfallheilkd*, 134:159-161.

Laurie SW, Kaban LB, Mulliken JB, Murray JE. 1984. Donor-site morbidity after harvesting rib and iliac bone. *Plast Reconstr Surg*, 73 (6):933-938.

Letournel E. 1993. Open treatment of acute calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (290):60-67.

Levine DS, Helfet DL. 2001. An introduction to the minimally invasive osteosynthesis of intra-articular calcaneal fractures. *Injury*, 32 Suppl 1:SA51-54.

Lin PP, Roe S, Kay M, Abrams CF, Jones A. 1998. Placement of screws in the sustentaculum tali. A calcaneal fracture model. *Clin Orthop Relat Res*, (352):194-201.

- Liporace FA, Kubiak EN, Jeong GK, Iesaka K, Egol KA, Koval KJ. 2006. A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model. *J Trauma*, 61 (3):668-672.
- Longino D, Buckley RE. 2001. Bone graft in the operative treatment of displaced intraarticular calcaneal fractures: is it helpful? *J Orthop Trauma*, 15 (4):280-286.
- Manoli A, 2nd, Weber TG. 1990. Fasciotomy of the foot: an anatomical study with special reference to release of the calcaneal compartment. *Foot Ankle*, 10 (5):267-275.
- Maskill JD, Bohay DR, Anderson JG. 2005. Calcaneus fractures: a review article. *Foot Ankle Clin*, 10 (3):463-489, vi.
- Mitchell MJ, McKinley JC, Robinson CM. 2009. The epidemiology of calcaneal fractures. *Foot (Edinb)*, 19 (4):197-200.
- Mittlmeier T, Machler G, Lob G, Mutschler W, Bauer G, Vogl T. 1991. Compartment syndrome of the foot after intraarticular calcaneal fracture. *Clin Orthop Relat Res*, (269):241-248.
- Mulcahy DM, McCormack DM, Stephens MM. 1998. Intra-articular calcaneal fractures: effect of open reduction and internal fixation on the contact characteristics of the subtalar joint. *Foot Ankle Int*, 19 (12):842-848.
- Myerson M, Manoli A. 1993. Compartment syndromes of the foot after calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, (290):142-150.
- Nelson JD, McIff TE, Moodie PG, Iverson JL, Horton GA. 2010. Biomechanical stability of intramedullary technique for fixation of joint depressed calcaneus fracture. *Foot Ankle Int*, 31 (3):229-235.
- Oberkircher L, Kruger A, Horth D, Hack J, Ruchholtz S, Fleege C, Rauschmann M, Arabmotlagh M. 2018. Anterior cement augmentation of adjacent levels after vertebral body replacement leads to superior stability of the corpectomy cage under cyclic loading-a biomechanical investigation. *Spine J*, 18 (3):525-531.
- Palmer I. 1948. The mechanism and treatment of fractures of the calcaneus; open reduction with the use of cancellous grafts. *J Bone Joint Surg Am*, 30A (1):2-8.



- Pang QJ, Yu X, Guo ZH. 2014. The sustentaculum tali screw fixation for the treatment of Sanders type II calcaneal fracture: A finite element analysis. *Pak J Med Sci*, 30 (5):1099-1103.
- Pastor T, Gradl G, Klos K, Ganse B, Horst K, Andruszkow H, Hildebrand F, Pape HC, Knobe M. 2016. Displaced intra-articular calcaneal fractures: is there a consensus on treatment in Germany? *Int Orthop*, 40 (10):2181-2190.
- Procter P HB, Murphy M, Phelps R C, Miles A W, Gheduzzi S. 2008. In-vitro study of screw fixation in augmented cancellous bone Poster No. 1720 • 54th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. University of Bath, Bath, United Kingdom.
- Rammelt S, Zwipp H. 2004. Calcaneus fractures: facts, controversies and recent developments. *Injury*, 35 (5):443-461.
- Rammelt S, Amlang M, Barthel S, Zwipp H. 2004. Minimally-invasive treatment of calcaneal fractures. *Injury*, 35 Suppl 2:SB55-63.
- Rammelt S, Durr C, Schneiders W, Zwipp H. 2012. [Minimally invasive fixation of calcaneal fractures]. *Oper Orthop Traumatol*, 24 (4-5):383-395.
- Rammelt S, Amlang M, Sands AK, Swords M. 2016. [New techniques in the operative treatment of calcaneal fractures]. *Unfallchirurg*, 119 (3):225-236; quiz 236-228.
- Rammelt S, Barthel S, Biewener A, Gavlik JM, Zwipp H. 2003. [Calcaneus fractures. Open reduction and internal fixation]. *Zentralbl Chir*, 128 (6):517-528.
- Rammelt S, Amlang M, Barthel S, Gavlik JM, Zwipp H. 2010. Percutaneous treatment of less severe intraarticular calcaneal fractures. *Clin Orthop Relat Res*, 468 (4):983-990.
- Redfern DJ, Oliveira ML, Campbell JT, Belkoff SM. 2006. A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates for the fixation of calcaneal fractures. *Foot Ankle Int*, 27 (3):196-201.
- Richter M, Droste P, Goesling T, Zech S, Krettek C. 2006. Polyaxially-locked plate screws increase stability of fracture fixation in an experimental model of calcaneal fracture. *J Bone Joint Surg Br*, 88 (9):1257-1263.
- Richter M, Gosling T, Zech S, Allami M, Geerling J, Droste P, Krettek C. 2005. A comparison of plates with and without locking screws in a calcaneal fracture model. *Foot Ankle Int*, 26 (4):309-319.

- Sanders R. 1992. Intra-articular fractures of the calcaneus: present state of the art. *J Orthop Trauma*, 6 (2):252-265.
- Sanders R. 2000. Displaced intra-articular fractures of the calcaneus. *J Bone Joint Surg Am*, 82 (2):225-250.
- Sanders R, Gregory P. 1995. Operative treatment of intra-articular fractures of the calcaneus. *Orthop Clin North Am*, 26 (2):203-214.
- Sanders R, Fortin P, DiPasquale T, Walling A. 1993. Operative treatment in 120 displaced intraarticular calcaneal fractures. Results using a prognostic computed tomography scan classification. *Clin Orthop Relat Res*, (290):87-95.
- Sanders R, Vaupel ZM, Erdogan M, Downes K. 2014. Operative treatment of displaced intraarticular calcaneal fractures: long-term (10-20 Years) results in 108 fractures using a prognostic CT classification. *J Orthop Trauma*, 28 (10):551-563.
- Sangeorzan BJ, Ananthakrishnan D, Tencer AF. 1995. Contact characteristics of the subtalar joint after a simulated calcaneus fracture. *J Orthop Trauma*, 9 (3):251-258.
- Sarrafian SK. 1993. Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop Relat Res*, (290):17-26.
- Schandelmaier P, Partenheimer A, Koenemann B, Grun OA, Krettek C. 2001. Distal femoral fractures and LISS stabilization. *Injury*, 32 Suppl 3:SC55-63.
- Schuh A, Hausel M. 2000. [Difficulties in evaluating follow-up outcome in calcaneus fracture managed with plate osteosynthesis. Is there a reliable score?]. *Unfallchirurg*, 103 (4):295-300.
- Schünke M, Schulte, E., Schumacher, U. 2011. PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie – Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem Georg Thieme Verlag.
- Seide K, Triebe J, Faschingbauer M, Schulz AP, Puschel K, Mehrrens G, Jurgens C. 2007. Locked vs. unlocked plate osteosynthesis of the proximal humerus - a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22 (2):176-182.
- Siffri PC, Peindl RD, Coley ER, Norton J, Connor PM, Kellam JF. 2006. Biomechanical analysis of blade plate versus locking plate fixation for a proximal humerus fracture: comparison using cadaveric and synthetic humeri. *J Orthop Trauma*, 20 (8):547-554.

- Slatis P, Kiviluoto O, Santavirta S, Laasonen EM. 1979. Fractures of the calcaneum. *J Trauma*, 19 (12):939-943.
- Smerek JP, Kadakia A, Belkoff SM, Knight TA, Myerson MS, Jeng CL. 2008. Percutaneous screw configuration versus perimeter plating of calcaneus fractures: a cadaver study. *Foot Ankle Int*, 29 (9):931-935.
- Sormaala MJ, Niva MH, Kiuru MJ, Mattila VM, Pihlajamaki HK. 2006. Stress injuries of the calcaneus detected with magnetic resonance imaging in military recruits. *J Bone Joint Surg Am*, 88 (10):2237-2242.
- Stoffel K, Booth G, Rohrl SM, Kuster M. 2007. A comparison of conventional versus locking plates in intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical study in human cadavers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22 (1):100-105.
- Szpalski M, Gunzburg R. 2002. Applications of calcium phosphate-based cancellous bone void fillers in trauma surgery. *Orthopedics*, 25 (5 Suppl):s601-609.
- Thordarson DB, Hedman TP, Yetkinler DN, Eskander E, Lawrence TN, Poser RD. 1999. Superior compressive strength of a calcaneal fracture construct augmented with remodelable cancellous bone cement. *J Bone Joint Surg Am*, 81 (2):239-246.
- Tornetta P, 3rd. 1996. Open reduction and internal fixation of the calcaneus using minifragment plates. *J Orthop Trauma*, 10 (1):63-67.
- Tscherne H, Oestern HJ. 1982. [A new classification of soft-tissue damage in open and closed fractures (author's transl)]. *Unfallheilkunde*, 85 (3):111-115.
- Ubhi CS, Morris DL. 1984. Fracture and herniation of bowel at bone graft donor site in the iliac crest. *Injury*, 16 (3):202-203.
- Van Lieshout EM, Van Kralingen GH, El-Massoudi Y, Weinans H, Patka P. 2011. Microstructure and biomechanical characteristics of bone substitutes for trauma and orthopaedic surgery. *BMC Musculoskelet Disord*, 12:34.
- Wahnert D, Hofmann-Fliri L, Schwieger K, Brianza S, Raschke MJ, Windolf M. 2013. Cement augmentation of lag screws: an investigation on biomechanical advantages. *Arch Orthop Trauma Surg*, 133 (3):373-379.

- Wahnert D, Hoffmeier KL, Klos K, Stolarczyk Y, Frober R, Hofmann GO, Muckley T. 2012. Biomechanical characterization of an osteoporotic artificial bone model for the distal femur. *J Biomater Appl*, 26 (5):565-579.
- Wawro W, Hofmann, G.O. 2010. Talus- und Kalkaneusfrakturen. *Trauma und Berufskrankheit*, 12 [Suppl 3]:360-365.
- Wuelker N, Zwipp, H. 1996. Fracture anatomy of the calcaneus with axial loading. Cadaver experiments *J Foot Ankle Surg*, 2:155-162.
- Yao LF, Wang HQ, Zhang F, Wang LP, Dong JH. 2019. Minimally invasive treatment of calcaneal fractures via the sinus tarsi approach based on a 3D printing technique. *Math Biosci Eng*, 16 (3):1597-1610.
- Zech S, Goesling T, Hankemeier S, Knobloch K, Geerling J, Schultz-Brunn K, Krettek C, Richter M. 2006. Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. *Foot Ankle Int*, 27 (12):1126-1136.
- Zeman J, Matejka T, Zeman P, Belatka J, Matejka J. 2019. [Outcomes of Treatment of Calcaneal Fractures Using Locking Compression Plate with or without Augmentation]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 86 (6):413-418.
- Zeman J, Matejka J, Matejka T, Salasek M, Zeman P, Nepras P. 2013. [Open reduction and plate fixation (ORIF LCP) for treatment of bilateral calcaneal fractures]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*, 80 (2):142-147.
- Zion I, Shabat S, Marin L, London E, Matan Y, Howard CB, Nyska M. 2003. Subtalar distraction arthrodesis using a ramp cage. *Orthopedics*, 26 (11):1117-1119.
- Zwipp H. 1994. *Chirurgie des Fußes* Wien, New York: Springer.
- Zwipp H, Rammelt S, Barthel S. 2004a. [Calcaneal fractures--the most frequent tarsal fractures]. *Ther Umsch*, 61 (7):435-450.
- Zwipp H, Rammelt S, Barthel S. 2004b. Calcaneal fractures--open reduction and internal fixation (ORIF). *Injury*, 35 Suppl 2:SB46-54.
- Zwipp H, Rammelt S, Barthel S. 2005a. [Fracture of the calcaneus. Surgical technique]. *Unfallchirurg*, 108 (9):749-760.

- Zwipp H, Rammelt S, Barthel S. 2005b. [Fracture of the calcaneus]. *Unfallchirurg*, 108 (9):737-747; quiz 748.
- Zwipp H, Tscherne H, Wulker N, Grote R. 1989. [Intra-articular fracture of the calcaneus. Classification, assessment and surgical procedures]. *Unfallchirurg*, 92 (3):117-129.
- Zwipp H, Tscherne H, Thermann H, Weber T. 1993. Osteosynthesis of displaced intraarticular fractures of the calcaneus. Results in 123 cases. *Clin Orthop Relat Res*, (290):76-86.
- Zwipp H, Rammelt S, Amlang M, Pompach M, Durr C. 2013. [Operative treatment of displaced intra-articular calcaneal fractures]. *Oper Orthop Traumatol*, 25 (6):554-568.
- Zwipp H, Baumgart F, Cronier P, Jorda E, Klaue K, Sands AK, Yung SW. 2004c. Integral classification of injuries (ICI) to the bones, joints, and ligaments--application to injuries of the foot. *Injury*, 35 Suppl 2:SB3-9.
- Zwipp H, Rammelt, S. 2014. *Tscherne Unfallchirurgie Fuß*. Berlin Heidelberg: Springer.
- Zwipp H, Rammelt, S., Barthel, S. 2005. Kalkaneusfraktur. *Unfallchirurg*, 108:737-748.

## Anhang

### A.1. Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Anatomie des Talus und Calcaneus des rechten Fußes - (oben links) Ansicht von lateral, (oben rechts) Ansicht von kranial, (unten links) Ansicht von medial, (unten rechts) Ansicht von dorsal (modifiziert nach Schünke M, Schulte, E., Schumacher, U. 2011. PROMETHEUS LernAtlas der Anatomie– Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem 3. Auflage Georg Thieme Verlag Stuttgart. S. 422-425)..... 5
- Abbildung 2: Konventionelles Röntgenbild des rechten USG & Calcaneus in lateraler Projektion inkl. der wichtigen Winkel nach Böhler (grün) und Gissane (rot), sowie dem "neutral triangle" (gelb) nach Harty und dem Thalamus (pink) nach Destot (modifiziert nach <http://www.idr.med.uni-erlangen.de/orthorad/popup/main-u23.jpg>, 04.02.16 15:18) ..... 5
- Abbildung 3: Die fünf Hauptfragmente der intraartikulären Fersenbeinfraktur – (a) Frakturmodell nach biomechanischer Studie von (Carr et al. 1989), (b) axiale CT Schnitte mit dem sustentaculären (SU), tuberositären (TU), Processus-anterior (PA), anterioren (AF) Fragment und dem posterioren Facettenfragment (PF) (aus Zwipp H, Rammelt, S. 2014. Tscherne Unfallchirurgie Fuß. Berlin Heidelberg: Springer. Kap. 5.2., S. 401) ..... 8
- Abbildung 4: Fraktur des rechten Fersenbeins - (links) konventionelles Röntgenbild in seitlicher Projektion, (rechts) koronarer Schnitt der korrespondierenden CT - erst hier wird das komplette Ausmaß der Fraktur ersichtlich (modifiziert nach: Imhof et al. 2004. Fußchirurgie)..... 10

Abbildung 5:	Calcaneusfrakturen vom (a) joint-depression-type mit verringertem Böhler-Winkel, (b) vom tongue-type mit negativem Böhler-Winkel (modifiziert nach Bohndorf, K., Imhof, H., Wörtler, K., 2013. Radiologische Diagnostik der Knochen und Gelenke Stuttgart: Georg Thieme Verlag.).....	12
Abbildung 6:	X-Fragment/Y-Gelenk-Klassifikation nach Zwipp et al., 1 sustentaculäres Fragment, 2 tuberositäres Fragment, 3 posteriores Facettenfragment, 4 Processus-anterior Fragment, 5 anteriores Fragment (aus: Zwipp H, Tscherne H, Wulker N, Grote R. 1989. [Intra-articular fracture of the calcaneus. Classification, assessment and surgical procedures]. Unfallchirurg, 92 (3):117-129.).....	13
Abbildung 7:	Sanders-Klassifikation. Schematische Darstellung des subtalaren Gelenks im koronaren CT-Schnitt, Unterteilung der Gelenkfacette in 3 Säulen (A-C) in Abhängigkeit vom Verlauf der primären Frakturlinie, A – lateralen Anteil der post. Gelenkfacette, B – zentralen Anteil der post. Gelenkfacette, C - medialen Anteil (Sulcus calcanei) der Gelenkfacette; Typ I entspricht einer nichtdislozierten Fraktur, Typ II einer dislozierten Gelenkfrakturlinie, Typ III zwei dislozierter Gelenkfrakturlinien, Typ V drei und mehr dislozierter Gelenkfrakturlinien (aus: Imhoff, A.. 2004. Fußchirurgie Stuttgart: Georg Thieme Verlag. S. 158.) .....	14
Abbildung 8:	AO-ICI-Klassifikation, (a) Einteilung in Typ A – extraartikuläre, Typ B – intraartikuläre, Typ C – Luxationsfrakturen, (b) B1-Fraktur mit betroffener post. Facette (d), B2- Fraktur mit zusätzlich betroffener kuboidalen Facette (h), B3-Fraktur mit zusätzlich betroffener medialen (e) oder anterioren (f) Facette; (aus: Zwipp H, Rammelt, S. 2014. Tscherne Unfallchirurgie Fuß. Berlin Heidelberg: Springer. S. 408).....	15

Abbildung 9:	Nomenklatur der Knochen (links) und Gelenke des Fußes nach AO/ICI, Kodierung der Gelenkflächen des OSG und USG mittels Kleinbuchstaben (rechts): a=tibiale Gelenkfacette, b=mediale Facette, c=laterale Facette des OSG, d=posteriore Facette, e=mediale Facette und f=anteriore Facette des Subtalargelenks; (aus: Zwipp H, Rammelt, S. 2014. Tscherne Unfallchirurgie Fuß. Berlin Heidelberg: Springer. S. 48-49). .....	16
Abbildung 10:	angezeichneter ausgedehnt lateraler Zugang mit den o.g. anatomischen Landmarken und der Schnittführung nach der $\frac{2}{3}$ Regel (aus: (Zwipp et al. 2004b)).....	19
Abbildung 11:	Calcaneus Standard Platte aus dem VariAX System der Firma Stryker (aus: <a href="http://www.strykerfoot.com/2variaxfootbroch_low.pdf">http://www.strykerfoot.com/2variaxfootbroch_low.pdf</a> ). .....	23
Abbildung 12:	Augmentationsmaterial: Hydro-Set™ der Firma Stryker mit Spatel, pulverförmiger und flüssiger Komponente, Anrührbecher, Applikationsspritze, Spritzenstempel und Applikationskanüle.....	24
Abbildung 13:	Osteosynthese einer Sanders Typ 2b Fraktur mittels VariAx Platte der Firma Stryker und Knochenschraube im sustentaculären Fragment in der Ansicht von lateral (links) und kranial (rechts).....	26
Abbildung 14:	computertomografische axiale Einzelschicht des Fersenbeins der schraubenaugmentierten Osteosynthese, Pfeilmarkierung des Calciumphosphatzements in Angrenzung an die Schrauben, im Frakturspalt und intratrabekulär (a), konventionelle Osteosynthese (b). .....	27
Abbildung 15:	calcaneale Einbettungen am Tuber calcanei und am Proc. anterior in Ansicht von lateral (a) und von kranial (b). .....	27
Abbildung 16:	talare Einbettung in Form einer Halbkugel auf der Trochlea tali.....	28
Abbildung 17:	Schematische Darstellung des Testaufbaus (a); mit montiertem Calcaneus und Talus (b). ((a) zur Verfügung gestellt von der Firma Stryker).....	29
Abbildung 18:	Darstellung des digitalen Geometrie-Dreiecks MB Ruler, Messung des Gissane-Winkels (a) und des Böhler- Winkels (b). .....	30



Abbildung 19:	Kraft-Weg-Diagramm mit Bestimmung der Gesamtsteifigkeit .....	31
Abbildung 20:	Bestimmung der elastischen Steifigkeit im Kraft - Weg - Diagramm (rote Kurve: Gesamtsteifigkeit, graue Kurve: plastische Verformung, grüne Kurve mit dazugehöriger Formel: elastische Verformung) .....	32
Abbildung 21:	Ermittlung der Zykluszahl bei bleibender 5 mm Verschiebung.....	33
Abbildung 22:	Ermittlung der Winkeländerung des Böhler-Winkels bei Zykluszahl für bleibende 5 mm Verschiebung .....	35
Abbildung 23:	Ermittlung der Winkeländerung des Gissane-Winkels bei Zykluszahl für bleibende 5 mm Verschiebung .....	35
Abbildung 24:	Verteilung der Knochenmineraldichte beider Gruppen .....	38
Abbildung 25:	Verteilung der ermittelten Gesamtsteifigkeit beider Gruppen im Vergleich .....	39
Abbildung 26:	Verteilung der ermittelten rein- elastischen Steifigkeit beider Gruppen im Vergleich .....	41
Abbildung 27:	Verteilung der Bruchkraft beider Gruppen im Vergleich.....	42
Abbildung 28:	Verteilung der Versagenslast in [N] bei 5 mm bleibender Verschiebung beider Gruppen im Vergleich.....	44
Abbildung 29:	Verteilung der Winkeldifferenz (Böhler) in [°] bei bleibender Verschiebung von 5mm beider Gruppen im Vergleich.....	45
Abbildung 30:	Verteilung der Winkeldifferenz (Gissane) in [°] bei bleibender Verschiebung von 5 mm beider Gruppen im Vergleich.....	46
Abbildung 31:	Kaplan-Meier Kurve – Überlebenszeitanalyse beider Gruppen.....	47

## A.2. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	BMD beider Gruppen in $\text{g/cm}^3$ .....	37
Tabelle 2:	Ergebnisse der Bestimmung der Gesamtsteifigkeit in $[\text{N/mm}]$ mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik.....	39
Tabelle 3:	Ergebnisse der Bestimmung der rein elastischen Steifigkeit in $[\text{N/mm}]$ mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik .....	40
Tabelle 4:	Ergebnisse der axialen Bruchkraft in $[\text{N}]$ mit deskriptiver und explorativer Statistik.....	42
Tabelle 5:	Ergebnisse der ermittelten Zykluszahl und Versagenslast bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik (für die Versagenslast) .....	43
Tabelle 6:	Ergebnisse der ermittelten Winkeldifferenz (Böhler) in $[\text{°}]$ bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik.....	45
Tabelle 7:	Ergebnisse der ermittelten Winkeldifferenz (Gissane) in $[\text{°}]$ bei bleibender 5 mm Verschiebung mit dazugehöriger deskriptiver und explorativer Statistik.....	46
Tabelle 8:	Mittelwerte und Mediane der Überlebenszeitanalyse und Ergebnis Breslow-Test .....	48

### A.3. Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich- Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben:

Prof. Dr. med. Dr. rer.nat. Gunther O. Hofmann

Dr. med. Robert Lindner

Claudia Beimel

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Ort, Datum

Caroline Wingert

#### A.4. Interessenskonflikt

Ich, Caroline Wingert, weise auf folgende Beziehungen hin:

Die in dieser Studie verwendeten Materialien (Versuchsaufbau, Platten, Schrauben, Augmentationsmaterial) wurden von Stryker Corporation, Kalamazoo, USA zur Verfügung gestellt.

Ich erkläre, dass die Ergebnisse durch die Finanzierung nicht beeinträchtigt wurden und die Objektivität erhalten blieb.