

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

Direktor: Professor Dr. med. Rainer Meffert

**Experimentelle Induktion von Sprunggelenksfrakturen bei Osteoporose:
biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Plattenosteosynthesen an
humanen Unterschenkeln**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Maria Christine Moritz

aus Sulzthal

Würzburg, April 2011

Referent: Prof. Dr. R. Meffert

Koreferent: Prof. Dr. P. Schneider

Dekan: Prof. Dr. M. Frosch

Tag der mündlichen Prüfung:

25.07.2011

Die Promovendin ist Ärztin

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG – SPRUNGGELENKSFRAKTUREN BEIM ÄLTEREN PATIENTEN – EINE ZUNEHMENDE CHIRURGISCHE HERAUSFORDERUNG	1
2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN.....	2
2.1 Überblick über Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenkes.....	2
2.1.1 Anatomie des oberen Sprunggelenkes	2
2.1.2 Biomechanik des oberen Sprunggelenkes	5
2.2 Verletzungen des oberen Sprunggelenkes und deren Pathomechanismen	6
2.2.1 Epidemiologie und Ätiologie	6
2.2.2 Pathomechanismen	7
2.2.3 Bedeutung der Osteoporose	7
2.3 Verschiedene Klassifikationen von Sprunggelenksverletzungen	8
2.3.1 Klassifikation nach Lauge-Hansen (LH)	9
2.3.1.1 Supination-Eversions-Mechanismus (SE) (I-IV)	10
2.3.1.2 Supination-Adduktions-Mechanismus (SA) (I-II)	12
2.3.1.3 Pronation-Eversions-Mechanismus (PE) (I-IV).....	13
2.3.1.4 Pronation-Abduktions-Mechanismus (PA) (I-III).....	14
2.3.2 Danis-Weber Klassifikation.....	15
2.4 Aktuelle Standards der operativen Versorgung von Sprunggelenksfrakturen	15
2.4.1 Indikationen	15
2.4.2 Osteosynthesen zur Versorgung von Sprunggelenksfrakturen	17
3. FRAGESTELLUNG UND ZIELSETZUNG DER ARBEIT.....	19
4. MATERIAL UND METHODEN	20
4.1 Präparate und ihre Vorbereitung	20
4.1.1 Präparate	20
4.1.2 Präparation der humanen Unterschenkel	21

4.2 Knochendichtemessung mittels peripherer quantitativer Computertomographie (pQCT)	23
4.2.1 Der XCT 2000 Bone Scanner und sein Messprinzip	23
4.2.2 Festlegung der Messparameter	24
4.2.3 Versuchsvorbereitung und exakte Einspannung der Unterschenkel.....	24
4.2.4 Durchführung der pQCT-Messung	25
4.2.4.1 Übersichtsmessung und Festlegung der Schnittebenen	25
4.2.4.2 CT- Messung	27
4.2.5 Auswertung der pQCT-Messung	28
4.3 Experimentelle Frakturinduktion durch LH SE	29
4.3.1 Versuchsvorbereitung und -planung	29
4.3.1.1 Entwicklung der Halterungen zur proximalen Unterschenkel- und Fußfixierung.....	29
4.3.1.2 Entwicklung einer Apparatur zur Supinations- und Dorsalflexionsbewegung	32
4.3.2 Entwicklung des Frakturmodells	33
4.3.2.1 Entwicklungsstadium I.....	33
4.3.2.2 Entwicklungsstadium II	35
4.3.2.3 Entwicklungsstadium III	35
4.3.2.4 Entwicklungsstadium IV	36
4.3.3 Biomechanische Methodik	36
4.3.3.1 Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z020.....	36
4.3.3.2 Versuchsaufbau	37
4.3.3.3 Testablauf.....	37
4.3.4 Auswertung der biomechanischen Testung	39
4.4 Vergleichende biomechanische Testung der nicht winkelstabilen versus winkelstabilen Konturenplatte	40
4.4.1 Einteilung der humanen Unterschenkelpräparate in zwei Gruppen	40
4.4.2 Implantate	40
4.4.2.1 Nicht winkelstabile 6-Loch Konturenplatte	40
4.4.2.2 Winkelstabile Konturenplatte.....	41
4.4.3 Operationstechnisches Vorgehen.....	43
4.4.3.1 Versorgung mit der nicht winkelstabilen Konturenplatte	43
4.4.3.2 Versorgung mit der winkelstabilen Konturenplatte	45
4.4.4 Biomechanische Methodik	46
4.4.4.1 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung	46
4.4.4.2 Auswertung der biomechanischen Testung	46

4.5 Statistische Datenauswertungen	47
4.5.1 Deskriptive Datenanalyse	47
4.5.2 Datenauswertung mittels nicht-parametrischer Verfahren	48
4.5.2.1 Datenauswertung mittels Mann-Whitney-U-Test	48
4.5.2.2 Datenanalyse mittels Spearman-Rangkorrelationstest	49
5. ERGEBNISSE	50
5.1 Ergebnisse der vier Entwicklungsstadien	50
5.2 Einteilung der Ergebnisse nach Frakturtypen	58
5.2.1 Nicht-Frakturgruppe	58
5.2.2 Frakturgruppe.....	59
5.2.2.1 Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (FHS).....	60
5.2.2.2 Fibulafraktur distal der Syndesmose (FDS).....	61
5.3 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung im Frakturmodell	61
5.3.1 Vergleich der Gruppen mittels Mann-Whitney-U-Test.....	61
5.3.1.1 Vergleich zwischen Nicht-Frakturgruppe und Frakturgruppe	61
5.3.1.2 Vergleich zwischen FHS und FDS	62
5.3.2 Spearman-Rangkorrelationstest in FHS.....	63
5.4 Ergebnisse der vergleichenden, biomechanischen Plattenosteosynthese- testung	65
5.4.1 Qualitative Versagensanalyse der nicht winkelstabilen und winkelstabilen Konturenplatte	65
5.4.1.1 Ausrissverhalten der nicht winkelstabilen Konturenplatte	65
5.4.1.2 Ausrissverhalten der winkelstabilen Konturenplatte	66
5.4.2 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung	68
5.4.2.1 Vergleich nicht winkelstabile versus winkelstabile Konturenplatten- gruppe mit Mann-Whitney-U-Test	68
5.4.2.2 Spearman-Rangkorrelationstest in der nicht winkelstabilen und winkelstabilen Konturenplattengruppe	69
6. DISKUSSION	70
6.1 Lässt sich eine LH SE II Verletzung experimentell reproduzieren?	70
6.1.1 Objektivität des Frakturmodells – Standardisierte, biomechanische Methodik	70
6.1.2 Reliabilität des Frakturmodells – die verschiedenen Entwicklungs- stadien (ES)	73
6.1.2.1 Entwicklungsstadium I.....	73

6.1.1.2 Entwicklungsstadium II	74
6.1.2.3 Entwicklungsstadium III	75
6.1.2.4 Entwicklungsstadium IV	76
6.1.2.5 Reliabilität anderer experimenteller Frakturmodelle	76
6.1.3 Validität des Frakturmodells	77
6.1.3.1 Das Hook`sche Gesetz	77
6.1.3.2 Vergleich der Ergebnisse mit LH und anderen Autoren	79
6.1.4 Lauge-Hansen Klassifikation in der klinischen Anwendung.....	80
6.2 Ist die Art der Verletzung von der Knochendichte abhängig?	81
6.2.1 Knochendichtemessung mit pQCT	81
6.2.2 Problematik der Auswertung der Knochen- und Spongiosadichten.....	82
6.2.3 Entscheidende Bedeutung der Knochen- und Spongiosadichte für eine erfolgreiche Frakturinduktion.....	83
6.3 Kann durch winkelstabile Osteosynthese die Primärstabilität am Außenknöchel bei Osteoporose erhöht werden?	84
6.3.1 Biomechanische Überlegenheit der winkelstabilen Konturenplatte bezüglich Versagendrehmoment und -winkel	84
6.3.2 Funktionsprinzip der winkelstabilen Plattenosteosynthese als Ursache für ihre biomechanische Überlegenheit.....	85
6.3.2.1 Funktionsprinzip der nicht winkelstabilen Konturenplatte und ihre Abhängigkeit von der Spongiosadichte des Außenknöchels	85
6.3.2.2 Funktionsprinzip der winkelstabilen Konturenplatte und ihre Unabhängigkeit von der Spongiosadichte des Außenknöchels	87
6.4 Welche Konsequenzen ergeben sich daraus für die klinische Anwendung? ...	90
6.4.1 Operative Behandlung von Sprunggelenksfrakturen bei Osteoporose	90
6.4.2 Vorteile und erste klinische Erfahrungen mit der winkelstabilen Konturen- platte bei Osteoporose	91
6.5 Limitationen experimenteller Frakturinduktionen und biomechanischen Plattenosteosynthesetestung in humanen Unterschenkeln	93
7. ZUSAMMENFASSUNG	95
8. QUELLENANGABEN	97
8.1 Literaturverzeichnis	97
8.2 Tabellenverzeichnis	107

8.3	Abbildungsverzeichnis	108
9.	ALPHABETISCHES ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS.....	117
10.	ANHANG	118
	DANKSAGUNG	
	LEBENS LAUF	

1. Einleitung – Sprunggelenksfrakturen beim älteren Patienten – eine zunehmende chirurgische Herausforderung

Aufgrund des demographischen Wandels und der Lebenszeitverlängerung ändert sich die Epidemiologie von Sprunggelenksfrakturen. Bei Personen über 60 Jahren hat ihre Inzidenz deutlich zugenommen [14, 19, 52, 54-55, 129]. Kannus [54] konnte in einer retrospektiven finnischen Studie von einem Anstieg von Sprunggelenksfrakturen bei Finnen über 60 Jahren in drei Jahrzehnten (1970 – 2000) um das Dreifache berichten. Dabei haben nach Court-Brown [19] Frauen zwischen 75 – 84 Jahren, die höchste altersspezifische Inzidenz. Zu 66,6% beobachtete er dabei isolierte Außenknöchelfrakturen ohne zusätzliche Kapselbandschäden. Ebenso ist ein Anstieg komplexer Malleolarverletzungen im Sinne einer Supination-Eversions-Verletzung Stadium IV nach Lauge-Hansen [14, 56, 95, 129] festzustellen.

In den 40-iger und 50-iger Jahren des letzten Jahrhunderts hatte der dänische Chirurg Lauge-Hansen durch Manipulationen an humanen Unterschenkelpräparaten das erste Klassifikationssystem von Sprunggelenksverletzungen geschaffen, das explizit auf den beobachteten Unfallmechanismen basierte [69-72].

Sprunggelenksfrakturen entstehen überwiegend durch Stürze oder Fehltritte [52, 101]. Sie sind deshalb in der Regel keine Osteoporose assoziierten Frakturen ohne Unfallmechanismus. Risiken stellen weibliches Geschlecht, geringe Bewegung, Übergewicht, Diabetes und Fallneigung dar [44, 52, 63, 120, 129].

Jeder zehnte Bundesbürger ist von Osteoporose betroffen [45]. Ihr kommt in der operativen Versorgung von Außenknöchelfrakturen eine bedeutende Rolle zu. Der Halt der Schrauben ist im osteoporotischen Knochen vermindert [34]. Aufgrund der Gefahr einer Gelenkspenetration ist nur eine unikortikale Verankerung der Schrauben möglich. Bei osteoporotischen Verletzungen lassen sich deshalb die Zugschraubenosteosynthese und die Neutralisationsplatte in der Regel nicht umsetzen [26, 89, 117]. Winkelstabile Plattenosteosynthesen sind weniger auf den Halt der Schrauben im Knochen angewiesen [68, 89, 135] und haben sich in der osteoporotischen Frakturversorgung an anderen Körperregionen bewährt [32-33, 53, 59, 112, 121, 136].

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Überblick über Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenkes

2.1.1 Anatomie des oberen Sprunggelenkes

Das obere Sprunggelenk (Articulatio talofibularis) wird durch die gelenksnahen Anteile von distaler Fibula (Außenknöchel) und Tibia (Innenknöchel) und durch die Trochlea tali gebildet (Abb. 2-1).

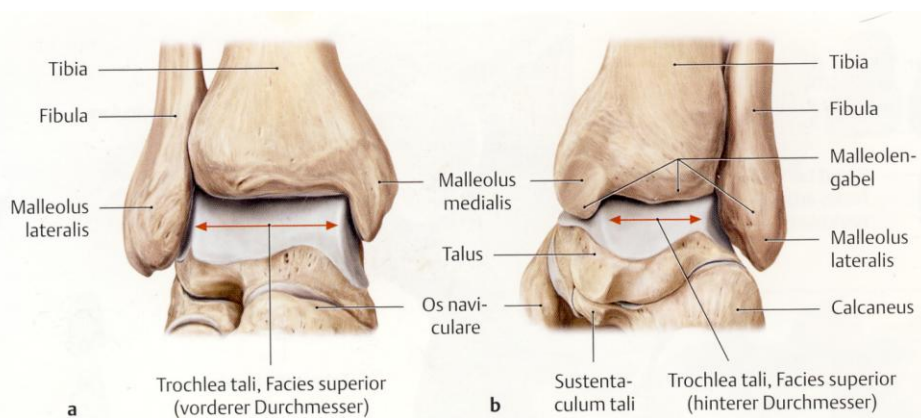


Abb. 2-1: Articulatio talocalcaneonavicularis, (a) Rechter Fuß, Ansicht von vorne und (b) hinten, entnommen aus [118]

Bereits der knöcherne Formschluss weist unter axialer Belastung eine hohe Stabilitätsreserve auf [23].

Gegen seitlichen und rotatorischen Stress wird das obere Sprunggelenk lateral durch die fibularen Kollateralbänder geschützt. Sie bestehen in ansteigender Stärke aus dem Lig. talofibulare anterius, Lig. calcaneofibulare und Lig. talofibulare posterius (Abb. 2-2 und 2-3). Die fibularen Kollateralbänder sind in ihrer Gesamtheit schwächer als die tibialen Kollateralbänder und wesentlich anfälliger für Rupturen [25, 118].

2. Theoretische Grundlagen

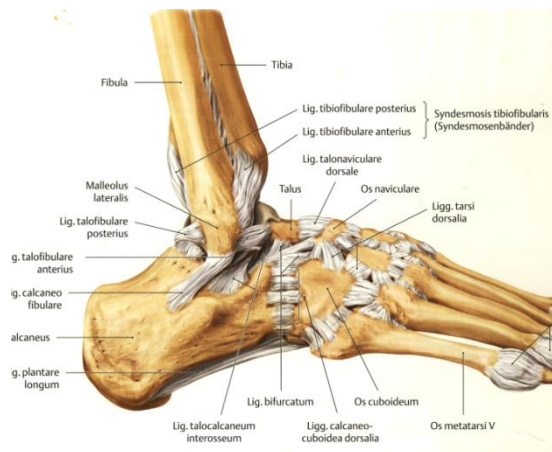


Abb. 2-2: lateraler Bandapparat eines rechten Fußes, Ansicht von lateral, entnommen aus [118]



Abb. 2-3: lateraler Bandapparat eines rechten, präparierten Fußes, Ansicht von lateral

Der mediale Bandapparat wird durch das Lig. deltoideum gebildet. Es besteht aus den oberflächlichen und fächerförmig ausstrahlenden Fasern der Partes tibionavicularis, tibio-calcanea und tibiotalaris superficialis und den tiefer gelegenen, kräftiger ausgeprägten Partes tibiotalaris anterior und posterior (Abb. 2-4 und 2-5) [25, 118].

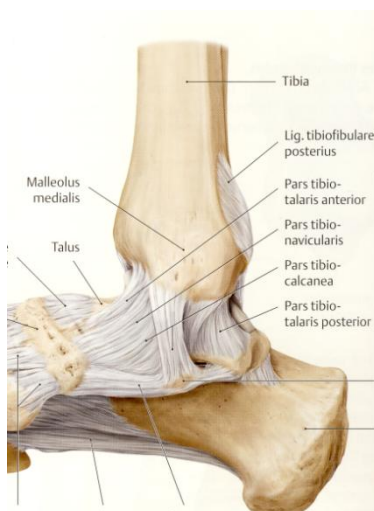


Abb. 2-4: medialer Bandapparat eines rechten Fußes, Ansicht von medial, entnommen aus [118]



Abb. 2-5: medialer Bandapparat eines rechten, präparierten Fußes, Ansicht von medial

Eine solche Anordnung gewährleistet eine sichere Gelenkführung, indem mindestens eines der Seitenbänder gespannt bleibt. Der laterale Bandapparat verhindert eine Ad-

duktion nach tibial und der mediale Bandapparat eine Abduktion nach fibular [25, 104, 118].

Um einen suffizienten Gabelschluss und damit die Kongruenz der Malleolengabel zu gewährleisten, sind Tibia und Fibula durch einen straffen, distalen tibiofibularen Syndesmosenkomplex (Abb. 2-6 –2- 8) verbunden. Dieser besteht aus den Ligg. tibiofibularia anterior et posterior (Abb. 2-6 (5) und (1) - 2- 8), die die Kongruenz der Malleolengabel sichern, aus den Ligg. tibiofibulare interosseum (Abb. 2-6 (2) - 2-8) et transversale, die zur Elastizität des Syndesmosenkomplexes beitragen und aus dem distalen, verstärkten Anteil der Membrana interossea cruca (Abb. 2-6 (6) – 2-8) und dem Lig. tibiofibulare transversale. Sie bieten ein federndes Widerlager für die Absorption der axialen Kräfte [36, 91].

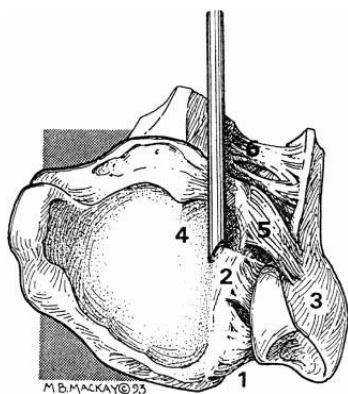


Abb. 2-6: Schematische Darstellung der drei wesentlichen Syndesmosenbänder, 4=Tibia und 3=Fibula, entnommen aus [72, 91]



Abb. 2-7: präparierter, rechter Fuß, Ansicht von vorne, Lig. tibiofibularis anterior



Abb. 2-8: präparierter, rechter Fuß, Ansicht von hinten, Lig. tibiofibularis posterior

Vereinfacht wird allerdings häufig von einer vorderen und hinteren Syndesmosose gesprochen, wobei die Ligg. tibiofibularia anterior bzw. posterior gemeint sind.

Eine Ruptur von zwei oder mehr Bändern, wobei hier den Ligg. tibiofibularia anterior et posterior eine hohe Bedeutung zukommen, führen zu einer mechanischen Syndesmoseninsuffizienz. Eine Verbreiterung der Malleolengabel um 1mm durch Syndesmosensprengung verkleinert die effektive Gelenkkontaktfläche auf bis zu 20% des Normalwertes [25, 101].

Eine dünne Gelenkkapsel setzt an der Knochenknorpelgrenze von Fibula und Tibia sowie am Collum des Talus an. Somit liegen die Malleolen außerhalb der Gelenkkapsel.

Der muskulären Stabilisierung kommt v.a. während des physiologischen Abrollens eine große Bedeutung zu. Wichtig sind hier die Mm. triceps surae, M. tibialis anterior, M. fibularis longus und M. fibularis brevis [25, 118].

2.1.2 Biomechanik des oberen Sprunggelenkes

Das obere Sprunggelenk ist in erster Näherung ein Schaniergelenk. Die Bewegungsachse des oberen Sprunggelenks verläuft sowohl in der frontalen als auch in der sagittalen Ebene annähernd transversal durch das Zentrum des Innen- und Außenknöchels. Sie steigt um 8° von lateral nach medial an und ist in der sagittalen Projektion um 6° nach vorn geneigt und bildet in der Frontalebene mit der Tibiaschaftachse einen Winkel von 82° (Abb. 2-9) [51, 118].

In plantigrader Fußstellung (Neutral-Null-Stellung), in welcher der Fuß mit dem Unterschenkel einen rechten Winkel bildet, beträgt ihr Bewegungsumfang für die Plantarflexion $20\text{-}30^\circ$ und für die Dorsalextension $40\text{-}50^\circ$ [118].

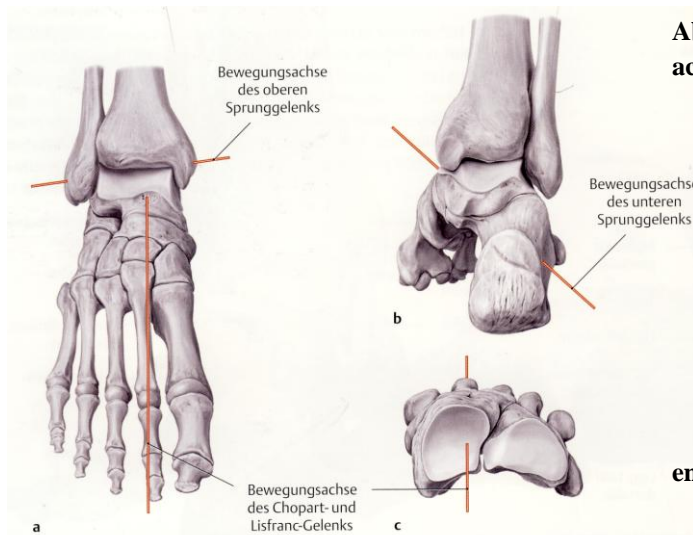


Abb. 2-9: Verlauf der Hauptbewegungsachsen:

- (a) Bewegungsachse des oberen Sprunggelenkes (Plantarflexion/ Dorsalflexion)
- (b) Bewegungsachse des unteren Sprunggelenkes (Inversion/ Eversion)
- (c) Bewegungsachse für die Vorfußbewegung (Vorfußverwindung = Pronation/ Supination)

entnommen aus [118]

Das obere Sprunggelenk interagiert mit dem unteren Sprunggelenk. Als eine Art Kardangelenk können sie durch die Kombination ihrer Bewegungsmöglichkeiten erst den wichtigen Aufgaben des Fußes gerecht werden. Durch die schräge Einstellung der Achsen des oberen und unteren Sprunggelenkes sind die Bewegungsmöglichkeiten von

Vor- und Rückfuß gekoppelt. Die Außenrotation des Unterschenkels bei aufgesetztem Fuß zieht eine Supination des Vorfußes nach sich, die Innenrotation eine Pronation. Die Supination des Fußes ist mit einer Plantarflexion und Adduktion, die Pronation mit einer Dorsalextension gekoppelt (Abb. 2-9) [25, 36].

Dem Außenknöchel kommt biomechanisch die Rolle eines Stabilisators am oberen Sprunggelenk zu. Eine Verkürzung der Fibula führt zu einer erheblichen Fehlbelastung des Gelenkes. Eine Verschiebung des Außenknöchels um 1mm nach lateral erhöht durch eine Kontaktflächenreduktion von 42% die Flächendruckbelastung im oberen Sprunggelenk um 47% [78, 105].

2.2 Verletzungen des oberen Sprunggelenkes und deren Pathomechanismen

2.2.1 Epidemiologie und Ätiologie

Frakturen des oberen Sprunggelenkes sind häufige Frakturen eines lasttragenden Gelenkes. In Großbritannien stellen sie mit einer Inzidenz von fast 90000 pro Jahr bei Patienten zwischen 20 und 65 Jahren die häufigsten Frakturen dar [21, 133].

In skandinavischen Analysen zeigte sich, dass Frauen und Männer gleich häufig betroffen sind, allerdings liegt der Altersgipfel bei Frauen über 50 Jahren, bei Männern unter 45 Jahren [14, 52].

Durch den demographischen Wandel verschiebt sich die Epidemiologie zusehends [19]. Sprunggelenksfrakturen stellen bei älteren Frauen eine der wichtigsten, die Wirbelkörper nicht betreffende Fraktur dar. Ein Anstieg der Lebenserwartung führt zur höchsten, altersspezifischen Inzidenz von Sprunggelenksfrakturen bei Frauen zwischen 75-84 Jahren [19]. Insbesondere isolierte Außenknöchelfrakturen werden am meisten beobachtet [39, 42-44, 52, 142]. So zeigte Hasselman [44] isolierte Fibulafrakturen (AO B.1.1 und A 1.2) als den häufigsten Sprunggelenksfrakturtyp (Prävalenz von 57,6%) [44] bei älteren Frauen.

2.2.2 Pathomechanismen

Typischerweise entstehen Verletzungen des oberen Sprunggelenkes durch indirekte Krafteinwirkung z.B. durch Sturz oder Fehltritte [142].

Jensen [52] machte in einer prospektiven, einjährigen, dänischen Studie in einer Bevölkerungsgruppe von 200000 als Hauptgrund für Sprunggelenksfrakturen Stürze (87%), auf den Boden, auf Stufen oder aus geringer Höhe aus. In 55% der Fälle entstand die Fraktur im Rahmen von Sport oder anderen Freizeitaktivitäten. In 64% der Fälle rannen, liefen oder sprangen die Patienten zum Unfallzeitpunkt. Alkohol oder ein rutschiger Untergrund waren in 33,3% der Fälle als Mitursachen genannt [52]. Nur in etwa 10% liegt ein Hochrasanztrauma, z.B. im Rahmen von Verkehrsunfällen vor [142]. Die direkte Gewalteinwirkung auf das Sprunggelenk bildet die große Ausnahme [103]. Sowohl die Frakturmorphologie als auch der Bandschaden unterscheiden sich grundlegend vom indirekten Frakturmechanismus.

2.2.3 Bedeutung der Osteoporose

Allgemein wird die Osteoporose wie folgt definiert: Sie ist eine systemische Skeletterkrankung, die durch eine niedrige Knochenmasse und eine Störung der Mikroarchitektur des Knochengewebes mit konsekutiv erhöhter Knochenbrüchigkeit und erhöhtem Frakturrisiko charakterisiert ist [7]. 1994 ergänzte die Weltgesundheitsorganisation diese Beschreibung um eine operationale Definition, die sich an der Knochendichte orientiert [9] (Anhang 2-1).

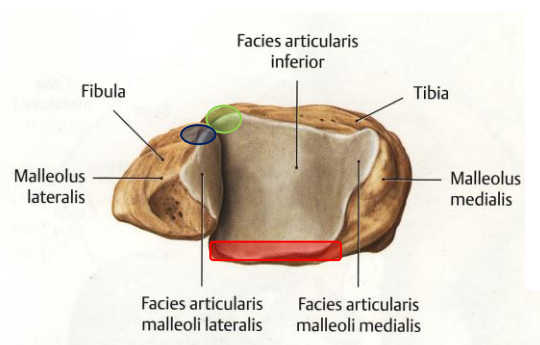
Obwohl die Inzidenz von Sprunggelenksfrakturen mit dem Alter steigt [44, 74] und Frauen zwischen 75-84 Jahren [19] die höchste altersspezifische Inzidenz aufweisen, kommt der Osteoporose in der Entstehung von Sprunggelenksfrakturen eine untergeordnete Rolle zu. Neuere Studien haben gezeigt, dass Sprunggelenksfrakturen keine Osteoporose assoziierten Frakturen darstellen [38, 44, 52, 120, 129]. Hasselman [44] wies in seiner prospektiven Kohortenstudie mit 9704 nicht schwarzen Frauen über 65

Jahren nach, dass Risikofaktoren ein hoher Bodymassindex und körperliche Aktivität, nicht jedoch die Knochendichte, darstellen.

2.3 Verschiedene Klassifikationen von Sprunggelenksverletzungen

Im Wesentlichen werden Sprunggelenksverletzungen nach Lauge-Hansen und Danis und Weber eingeteilt. Die Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese (AO) spielt bei Sprunggelenksverletzungen eine eher untergeordnete Rolle.

Im klinischen Sprachgebrauch hat sich zudem die rein deskriptive Einteilung nach uni-, bi- und trimalleolären Frakturen eingebürgert. Die hintere Tibiakante kommt als „dritter Knöchel“ [46] hinzu. Dieses Fragment entspricht dem tibialseitigem, knöchernen Ausriss der hinteren Syndesmose und wurde erstmals von Earle 1828 beschrieben.



Im deutschsprachigen Raum wird es in Analogie zu dem von Volkmann 1875 erstmals versorgten vorderen Tibiakantenfragment, historisch unkorrekt als **hinteres Volkmann-Dreieck** bezeichnet [103] (Abb. 2-10).

Abb. 2-10: Gelenkflächen einer Malleolengabel, rechter Fuß, hinteres Volkmann-Dreieck, Tubercule du Tillaux-Chaput und Wagstaffe-Fragment, Ansicht von distal aus [118]

In der langen Geschichte der Versorgung oberer Sprunggelenksfrakturen haben sich noch weitere Eigennamen für spezielle Frakturformen ergeben [142]. So wird der knöchernen Ausriss der vorderen Syndesmose an der Fibulavorderkante als **Wagstaffe-Fragment** und an der lateralen Tibiavorderkante als **Tubercule du Tillaux-Chaput** bezeichnet [101] (Abb. 2-10).

2.3.1 Klassifikation nach Lauge-Hansen (LH)

In den 40 - 50-iger Jahren des letzten Jahrhunderts hatte der dänische Chirurg Lauge-Hansen (LH) in einer Reihe experimenteller und klinischer Studien die knöchernen und ligamentären Verletzungen des oberen Sprunggelenkes ausführlich beleuchtet [69-72]. Durch Manipulationen an humanen Unterschenkelpräparaten hatte er das erste Klassifikationssystem von Sprunggelenksverletzungen geschaffen, das explizit auf beobachteten Unfallmechanismen basierte. Details der erzeugten Verletzungen erhielt er röntgenologisch und durch Präparation der betreffenden anatomischen Strukturen nach den durchgeführten Versuchen [69, 72].

Sein Klassifikationssystem gliederte er nach den vier beobachteten Frakturmechanismen in vier Grundtypen (Tabelle 2-1).

	Richtung der Gewalteinwirkung Stellung des Fußes zum Unfallzeitpunkt	
	Supination	Pronation
Außenrotation des Talus	Supination-Eversion (I-IV)	Pronation-Eversion (I-IV)
Seitlich	Supination-Adduktion (I-II)	Pronation-Abduktion (I-III)

Tabelle 2-1: Einteilung der Sprunggelenksfrakturen nach Lauge-Hansens Frakturmechanismen [69, 102]

Ihre Bezeichnung berücksichtigte zum einen die Position des Fußes (Supination oder Pronation) und zum anderen die Richtung der Gewalteinwirkung (Eversion, Abduktion oder Adduktion) zum Unfallzeitpunkt.

Der von LH verwendete Begriff der Eversion [69] ist missverständlich. Für den Pathomechanismus entscheidend ist unter Eversion die Außenrotation des Talus zu verstehen. Im englischsprachigen Raum wird daher anstelle von Eversion häufig „external rotation“ gebraucht [101-102].

Je nach Dauer und Intensität der Gewalteinwirkung liefen die Verletzungen in mehreren Stadien ab, welche die Untergruppen seiner Klassifikation bildeten. Die Untergruppen definierten das Ausmaß der Verletzung, wobei jeweils knöcherne und ligamentäre Strukturen betroffen sein konnten [69-72].

LH konnte 95% aller Sprunggelenksfrakturen einem dieser Typen zuordnen [72]. Zu den 5% gehörten Verletzungen, welche durch ein Stauchungsmoment verursacht wurden, wie die isolierte Fraktur des hinteren Volkmannsdreieckes oder Kombinationsverletzungen aus Innenknöchelfraktur und Abbruch der vorderen Tibiakante. Diese Verletzung bezeichnete LH als Pronation-Dorsalflexions-Verletzung [72].

Im Folgenden werden nun seine vier Frakturmechanismen genauer vorgestellt. Insbesondere wird dabei auf LHs experimentelle Vorgehensweise eingegangen.

2.3.1.1 Supination-Eversions-Mechanismus (SE) (I-IV)



18 unterhalb des Knies amputierte Unterschenkel spannte LH mit dem Tibiaplateau fest in einen Schraubstock ein [69, 72].

Den Fuß **supinierte** er maximal mit der Hand und **rotierte** den Fuß nach **außen** bis er ein Knacken wahrnahm (Stadium I). Für die Stadien II-IV rotierte er den Fuß bis zu 90° nach außen, übte mit der Hand **von plantar einen Druck Richtung Ferse (Dorsalflexion)** aus und **erzeugte eine laterale Kraft** auf die distale Fibula (Abb. 2-11).

Abb. 2-11: Supination-Eversions-Mechanismus

Den Pathomechanismus beschrieb er folgendermaßen (Abb. 2-12):

Aufgrund der Rotation des Unterschenkels gegen den in Supination fixierten Fuß, rotierte der Talus in der Sprunggelenksgabel nach außen. Die lateralen Bandstrukturen standen unter Spannung. Die Innenrotation des Unterschenkels gegen den außenrotierten Talus führte zur Ruptur des Lig. tibiofibulare anterius, welche auch knöchern am tibialen Ansatz (Tubercule du Tillaux-Chaput) oder am fibularen Ansatz (Wagstaffe-Fragment) ausreißen konnte (Stadium I). Die Außenrotation des Talus führte bei fortgesetzter Gewalteinwirkung zur schräg bis spiralförmig verlaufenden Fibulafraktur auf Syndesmosenhöhe mit einem Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior

2. Theoretische Grundlagen

(Stadium II) und zur Ruptur des Lig. tibiofibulare posterius bzw. Abspaltung des hinteren Volkmann-Dreiecks (Stadium III).

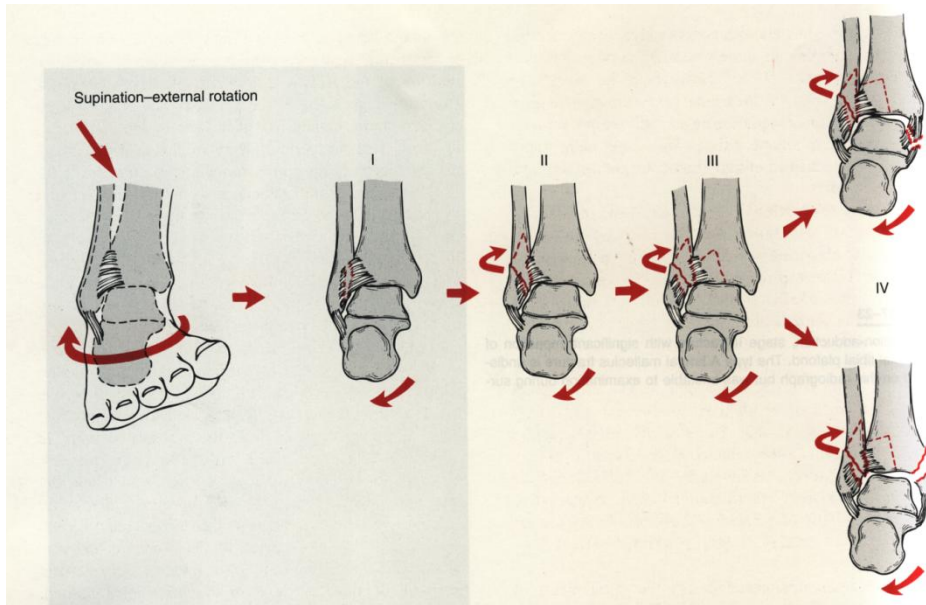


Abb. 2-12: Supination-Eversions-Mechanismus (Stadien I-IV) aus [15]

Im Stadium IV kam es schließlich zur horizontal bis schräg verlaufenden Avulsionsfraktur des Innenknöchels bzw. Ruptur des Lig. deltoideum [69, 72].

Über Alter und Geschlecht sowie etwaiger Vorerkrankungen der Donatoren machte er keine Angaben.

Verletzungen durch den SE-Mechanismus werden klinisch am häufigsten beobachtet. In größeren klinischen Fallstudien betrug deren relative Häufigkeit 40-75% [39, 72, 75, 141-142].

2.3.1.2 Supination-Adduktions-Mechanismus (SA) (I-II)

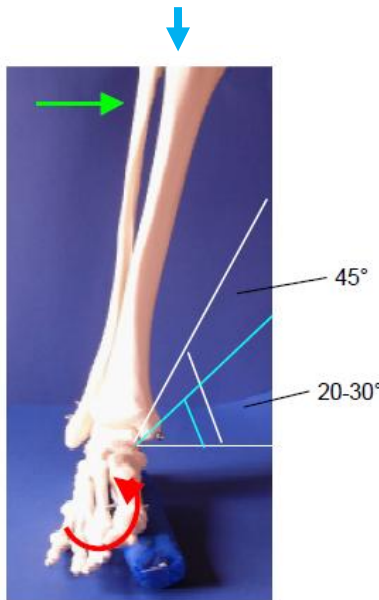
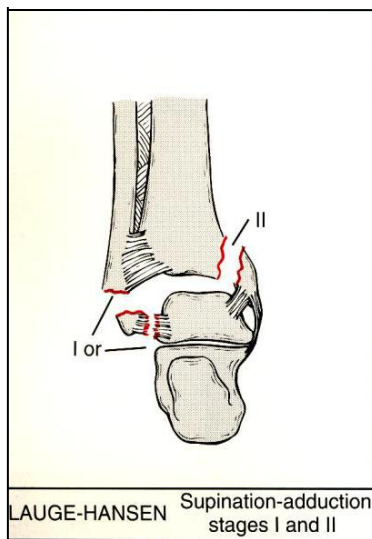


Abb. 2-13: **Supination-Adduktions-Mechanismus**

Acht Unterschenkel wurden unterhalb des Knies amputiert, der Fuß mit der Hand maximal **supiniert** und mit Nägeln durch lateralen und medialen Fußrand und Ferse auf den Untergrund fixiert (Abb. 2-13) [69, 72].

LH erzeugte eine Adduktion des Talus durch **Bewegung des Tibiaplateaus nach medial** bei gleichzeitiger **senkrechter Krafteinwirkung** auf den Unterschenkel. Um das Verletzungsausmaß im Stadium I zu erreichen, **bewegte er den Unterschenkel um 45° (Winkel zwischen Unterschenkel und Untergrund) und in Stadium II um 20-30° nach medial.**



Im Stadium I kam es zu einer Fibulafraktur distal der Syndesmose, ggf. mit begleitenden Verletzungen des lateralen Bandapparates. Setzte sich die adduzierende Gewalt in Richtung Innenknöchel fort, entstand durch die Hebelwirkung des Talus eine fast vertikal verlaufende Innenknöchelfraktur (Stadium II) (Abb. 2-14) [69, 72, 106].

Abb. 2-14: **Supination-Adduktions-Mechanismus (Stadien I-II) aus [15]**

Die relative Häufigkeit von SA Verletzungen betrug in größeren klinischen Studien 5-20% [39, 72, 75, 141-142].

2.3.1.3 Pronation-Eversions-Mechanismus (PE) (I-IV)



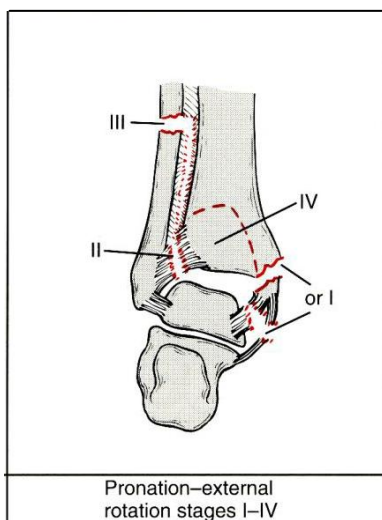
Vier Unterschenkel wurden unterhalb des Knies amputiert, das Tibiaplateau fest in den Schraubstock eingespannt und der Fuß mit der Hand maximal **proniert** [69, 72] (Abb. 2-15).

Mit der anderen Hand **rotierte** LH den Fuß nach **außen**.

Abb. 2-15: **Pronation-Eversions-Mechanismus**

Der Pathomechanismus ähnelte dem des SE (Abb. 2-16).

Der Fuß war allerdings proniert und der Talus stand dadurch mit seinem breiteren Anteil der Trochlea in der Sprunggelenksgabel und stieß zunächst den Innenknöchel horizontal weg bzw. führte zur Ruptur des Lig. deltoideum (Stadium I).



Durch fortgesetzte Außenrotation des sich in Valgusstellung befindenden Talus kam es zur Ruptur des Lig. tibiofibulare anterius bzw. knöchernen tibialen oder fibularen Avulsionen (Stadium II), Fibulafraktur proximal der Syndesmose (Stadium III) und rupturierte das Lig. tibiofibulare posterius teils mit knöchernem Ausriss der hinteren Tibiakante (hinteres Volkmandreieck) [69].

Abb. 2-16: **Pronation-Eversions-Mechanismus Stadien (I-IV) aus [15]**

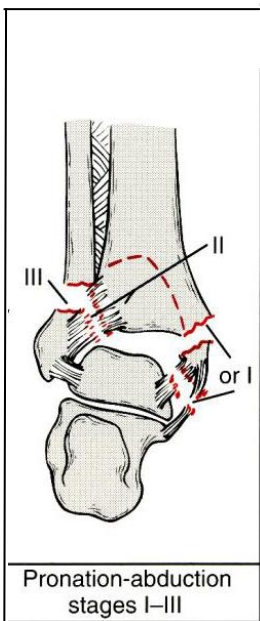
Mit einer relativen Häufigkeit von 7-24% wurden PE Verletzungen in größeren klinischen Fallstudien beobachtet [39, 72, 75, 141-142].

2.3.1.4 Pronation-Abduktions-Mechanismus (PA) (I-III)



Drei Unterschenkel wurden unterhalb des Knies amputiert [69, 72] (Abb. 2-17). Den Fuß **pronierte** LH durch Einlage eines Keils unter die laterale Fußkante und fixierte ihn mit Nägeln durch proximale Phalanx und Calcaneus auf dem Untergrund. Durch Bewegung des **Tibiaplateaus nach lateral und anterior**, bei gleichzeitiger Ausübung einer **senkrechten Kraft auf den Unterschenkel** wurde der Talus **abduziert**.

Abb. 2-17: **Pronation-Abduktions-Mechanismus**



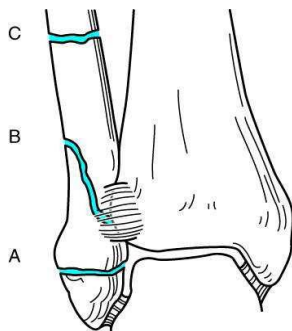
Den Pathomechanismus beschrieb LH wie folgt (Abb. 2-18): Zunächst entstand eine horizontal verlaufende Innenknöchelfraktur oder eine Ruptur des Lig. deltoideum (Stadium I). Bei fortgesetzter Abduktion kam es zur Ruptur der Lig. tibiofibularia anterius et posterius, teils mit knöchernem Ausriss (Tubercule du Tillaux-Chaput oder hinteres Volkmannndreieck) (Stadium II) und Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (Stadium III). Wie durch SA konnte es auch hier zu einer Impression des lateralen Tibiaplafonds kommen [69].

Abb. 2-18: **Pronation-Abduktions-Mechanismus Stadien (I-III) aus [15]**

Die relative Häufigkeit von PA Verletzungen betrug in größeren Fallstudien 5-20% [39, 72, 75, 141-142].

2.3.2 Danis-Weber Klassifikation

1966 griff Weber die pathologisch-anatomische Klassifikation des belgischen Chirurgen Danis [20] in seinem Standardwerk über die Verletzungen des oberen Sprunggelenkes auf [137].



Im deutschsprachigen Raum wird diese dreigliedrige Klassifikation häufig verwendet. Sie orientiert sich ausschließlich an der Höhe der Fibulafraktur im Bezug zur Syndesmose (Abb. 2-19). Die Syndesmose ist von entscheidender Bedeutung für die Stabilität der Malleolengabel [78].

Abb. 2-19: Klassifikation nach Danis - Weber aus [137]

Sie unterscheidet zwischen infrasyndesmaler Fibulafraktur (Typ Weber A) mit intakter Syndesmose und transsyndesmaler Fibulafraktur (Typ Weber B), bei welcher die Syndesmose unverletzt, teilweise oder komplett zerrissen sein kann. Bei der suprasyndesmaler Fibulafraktur (Typ Weber C) ist die Syndesmose stets zerrissen [78].

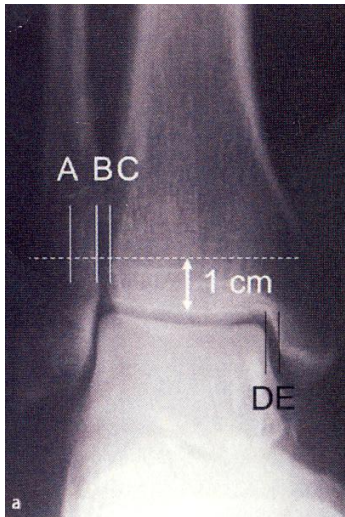
Für Sprunggelenksverletzungen stellt die alphanummerische AO-Klassifikation lediglich eine Erweiterung der Danis-Weber Einteilung um zwei hierarchisch, nach der Schwere der Begleitverletzungen ansteigende Untergruppen (A1.1- C.3.3) dar [2](Anhang 2-2).

2.4 Aktuelle Standards der operativen Versorgung von Sprunggelenksfrakturen

2.4.1 Indikationen

Sprunggelenksfrakturen sind Gelenkbrüche. Eine exakte anatomische Stellung oder Rekonstruktion der Gelenkflächen ist notwendig, um langfristig ein gutes funktionelles Ergebnis zu erreichen [130]. Um die Indikation zur operativen Frakturversorgung zu

stellen, muss neben der klinischen Untersuchung, v.a. eine bildgebende und funktionelle Diagnostik erfolgen. Die beiden Standardröntgenaufnahmen des oberen Sprunggelenkes sind zum einen eine exakt seitliche Aufnahme und zum anderen eine a.p.-Aufnahme mit 20° Innenrotation des Unterschenkels, um die Malleolengabel und den Gelenkspalt frei einsehen zu können (engl. „mortise view“) [5, 101, 130].



Beurteilt werden mediale und laterale Gelenkspaltbreite und Weite des fibulotibialen Abstands 1cm oberhalb des Gelenkspaltes (BC) (frz. „ligne claire“) bzw. tibiofibuläre Überlappung (AB) (Abb. 2-20) [101].

Eine noch akzeptable Verbreiterung der „ligne claire“ wird mit 0 [106] bis 5 [134] mm in der Literatur sehr unterschiedlich bewertet [110]. Die 2 mm Grenze wird mit der möglichen Gefahr eines Impingementsyndroms begründet [110].

Abb. 2-20: Parameter zur Einschätzung der Syndesmosenweite (BC und AB) und medialen Gelenkspaltweite (DE) in der a.p.- Röntgenaufnahme aus [101]

Eine Verbreiterung von mehr als 5 mm weist auf eine Syndesmosenin stabilität (Verletzung oder chronische Insuffizienz) hin [101]. Eine Erweiterung des medialen Gelenkspaltes (DE) (engl. „medial clear space“) im Vergleich zum oberen Gelenkspalt ist Zeichen einer Subluxation des Talus nach lateral (Abb. 2-20) [101].

Bei unklarem Befund erfolgt die Prüfung einer medialen Bandverletzung funktionell unter dem Bildwandler z.B. durch Ausüben eines Außenrotationsstress bei fixiertem Unterschenkel. Kriterien für eine Instabilität der Malleolengabel stellen eine Erweiterung des medialen Gelenkspaltes im Vergleich zum oberen Gelenkspalt um mehr als 1 mm oder eine totale Weite des medialen Gelenkspaltes von mehr als 4 mm dar [5, 101, 115].

Indikationen für eine operative Versorgung sind, neben den genannten Verletzungen des medialen Kompartiments (Innenknöchelfraktur oder Verletzung des Lig. deltoideum) und knöchernen oder ligamentären Syndesmosenverletzungen, ein Lateralversatz

bzw. Verkürzung der Fibula von mehr als 2 mm oder eine Achsabweichung und Rotationsfehlstellung des distalen Fragments von mehr als 5°. Daneben werden offene Frakturen, Frakturen mit Gefäß- oder Nervenverletzungen oder Verletzungen mit erheblichem geschlossenen Weichteilschaden operativ versorgt [5, 101, 103, 130].

Stabile, isolierte Außenknöchelfrakturen lassen sich unter schmerzadaptierter Vollbelastung im Talobrace behandeln. Eine gute Compliance und ein fehlender zusätzlicher Bandschaden sind Voraussetzung. Langzeitergebnisse können auf diesem Weg hervorragend sein [110]. In Studien zur Nachuntersuchung (> 20 Jahre follow-up) von isolierten Außenknöchelfrakturen mit Fragmentdislokationen von bis zu 3 mm zeigten sich bei 94% gute klinische Ergebnisse [12, 67].

2.4.2 Osteosynthesen zur Versorgung von Sprunggelenksfrakturen

Ziel der operativen Versorgung ist die anatomische Reposition und Retention der Frakturen unter frühfunktioneller Nachbehandlung. Schon eine Taluslateralisation von 1mm führt zu einem um 40% geminderten tibiotalaren Gelenkkontakt [107, 138]. Eine Verkürzung der Fibula um mehr als 3 mm hat einen Anstieg der tibiotalaren Gelenkbelastung zur Folge [23, 108].

Die Standardversorgungen im Bereich des Sprunggelenkes sind Platten- und Schraubenosteosynthesen [5, 29, 101, 103, 115, 130]:

- Kleinfragmentplatten (z.B. 1/3 Rohrplatte, LC-DCP und Konturenplatte)
- winkelstabile Implantate
bei ausgedehnter Trümmerzone proximaler Fibulafrakturen oder massiver Osteoporose
- Schraubenosteosynthesen (z.B. Zugschrauben)

Alternativen stellen folgende Verfahren dar [5, 101, 103, 130]:

- Fixateur externe
gelenkübergreifende Fixation bei Weichteilschäden
- Zuggurtung mit Kirschnerdraht- und Zuggurtungsosteosynthese

2. Theoretische Grundlagen

- Rein konservativ im Gips/Vacoped bei schlechten Weichteilverhältnissen insbesondere bei pAVK St. II, bei Diabetes mellitus mit Mikro- und Makroangiopathien oder Neuropathien und bei chronisch venöser Insuffizienz

Seltene Verfahren zur operativen Versorgung von Sprunggelenksfrakturen sind [5, 130]

- resorbierbare Osteosynthesematerialien
resorbierbare Schrauben bei Innenknöchel- und Syndesmosenfixation [61]
- intramedulläre Schienung der Fraktur
(z.B. durch intramedulläres Kompressionsnagelsystem IP-XS-Nagel nach Prof. Friedl [8])

3. Fragestellung und Zielsetzung der Arbeit

Ziele der Arbeit waren die experimentelle Reproduktion einer LH SE II Verletzung in humanen, osteoporotischen Unterschenkeln und die vergleichende, biomechanische Testung der winkelstabilen und nicht winkelstabilen 6-Loch Konturenplatte der Firma ArgoMedical AG an den induzierten Außenknöchelfrakturen.

Dabei stellten sich drei wesentliche Fragen:

- Lässt sich eine LH SE II Verletzung experimentell reproduzieren?
- Ist die Art der Verletzung von der Knochendichte abhängig?
- Kann durch winkelstabile Osteosynthese die Primärstabilität am osteoporotischen Außenknöchel erhöht werden?

4. Material und Methoden

4.1 Präparate und ihre Vorbereitung

4.1.1 Präparate

Probe	Länge [cm]	Seite	Alter [J]	Geschlecht
1	34	rechts	95	♀
2	34	links		
3	33	links	83	♀
4	42	rechts	67	♂
5	36,5	rechts	86	♀
6	36	links		
7	36	links	94	♀
8	35	links	84	♀
9	34,5	rechts		
10	37	rechts	100	♀
11	37	links		
12	36	rechts	83	♀
13	36	links		
14	32	links	97	♀
15	32,5	rechts		
16	35	links	89	♀
17	34	rechts		
18	33	rechts	91	♀
19	38	rechts	62	♀
20	39	rechts	70	♀

Während eines Zeitraumes von 14 Monaten (April 2008 - Juni 2009) stellte das anatomische Institut der Julius-Maximilians-Universität Würzburg 20 humane Unterschenkel zur Verfügung.

Präparatoren des anatomischen Institutes entnahmen diese den Spendern post mortem durch Amputation auf Höhe des Tibiaplateaus und lagerten sie bei -20°C tiefgekühlt ein. Die 20 Präparate setzten sich aus sieben Paaren und sechs einzelnen Unterschenkeln zusammen, dabei waren 19 weiblicher und einer männlicher Herkunft. Das Durchschnittsalter der Spender betrug 87,5 Jahre. Das Spektrum reichte hierbei von 62 bis 100 Jahren (Tabelle 4-1).

Tabelle 4-1: gemessene Unterschenkellänge in cm, das Alter zum Todeszeitpunkt in Jahren [J] und das Geschlecht der Donatoren

4.1.2 Präparation der humanen Unterschenkel

Die Unterschenkel tauten jeweils 24 Stunden bei Raumtemperatur langsam auf. Vor und während der Präparation untersuchte ich sie auf Verletzungen. Insbesondere an Innen- und Außenknöcheln und ihrer Bandstrukturen zeigten sich keinerlei Verletzungen. Jeder Unterschenkel musste später sicher in den Halterungen der Materialprüfmaschine fixiert werden können. Dazu wurde ein 10 cm langer Bereich vom Tibiaplateau bis auf Fibula und Tibia mit Membrana interossea cruris und den Ligg. capitis fibulae anterioris und posterioris folgendermaßen präpariert (Abb. 4-1 – 4-2):

- entfernen der noch dem Tibiaplateau aufliegenden Menisken und Kreuzbänder
- vollständiges Entfernen der umgebenden Haut sowie des Subkutangewebes mit Gefäßen und Nerven
- abtrennen der Sehnenansätze der Mm. gracilis, sartorius und semitendinosus, des M. quadriceps femoris, des M. semimembranosus, des Tractus iliotibialis, des M. biceps femoris und des M. popliteus
- entfernen der Muskelverläufe der Mm. gastrocnemicus und plantaris und M. soleus auf einer Länge von 10 cm und der Muskelverläufe der Mm. tibialis posterior, flexor digitorum longus, tibialis anterior, extensor digitorum longus und fibularis longus auf einer Länge von 7 cm
- abtrennen der Ligg. collaterale fibulare und tibiale medial der Tuberositas tibiae



Abb. 4-1: proximalen Ausschnitt Probe 1 von vorne



Abb. 4-2: Skizze eines rechten Unterschenkels, proximaler Ausschnitt, entnommen aus [118]

4. Material und Methoden

Um den Außenknöchel inklusive Bandstrukturen einsehen und beurteilen zu können, wurde ein 13x6 cm großer Bereich über der Facies lateralis des Außenknöchels freigelegt (Abb. 4-3 – 4-5):

- entfernen von Haut und Subkutangewebe mit Nerven und Gefäßen
- entfernen der Ansatzsehnen der Mm. fibularis longus et brevis und extensor digitorum longus auf einer Länge von 11 cm



Abb. 4-3: Probe 15, Ansicht von lateral



Abb. 4-4: Ausschnitt von Abb. 4-3

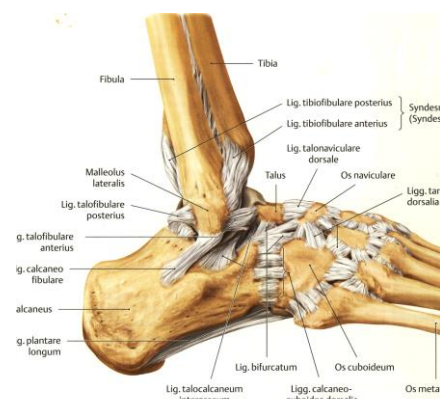


Abb. 4-5: Skizze rechter Fuß, Ansicht von lateral, entnommen aus [118]

Analog zum Außenknöchel wurde ein 13x6 cm großer Bereich über der Facies medialis des Innenknöchels unter Erhalt des Lig. deltoideum präpariert (Abb. 4-6 – 4-8):

- entfernen von Haut und Subkutangewebe sowie Nerven und Gefäßen
- entfernen der Ansatzsehnen der Mm. tibialis posterior et flexor digitorum longus auf einer Länge von 13 cm



Abb. 4-6: Probe 18, Ansicht von medial



Abb. 4-7: Ausschnitt von Abb. 4-6

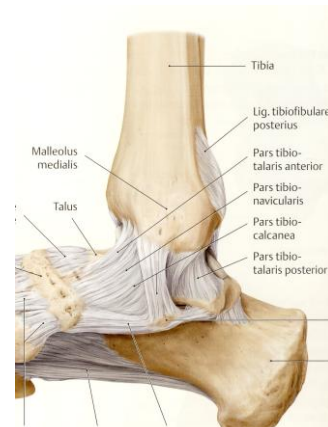
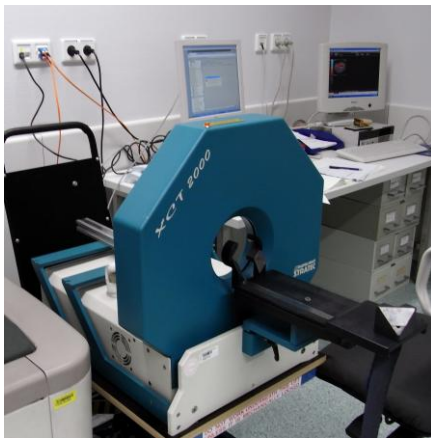


Abb. 4-8: Skizze rechter Fuß, Ansicht von medial, aus [118]

4.2 Knochendichtemessung mittels peripherer quantitativer Computertomographie (pQCT)

4.2.1 Der XCT 2000 Bone Scanner und sein Messprinzip

Im aufgetauten und präparierten Zustand wurden die Knochendichten der 20 Unterschenkel in der nuklearmedizinischen Abteilung, Zentrum Innere Medizin, der Julius-Maximilians-Universität Würzburg mit dem XCT 2000 Bone Scanner, unter Aufsicht von Prof. Dr. P. Schneider gemessen.



Das vollautomatische Messgerät der Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland (Abb. 4-9) arbeitete mit einer speziell entwickelten Röntgenröhre mit sehr kleinem Fokus und einem Blendensystem. Die Kollimation wurde dabei fächerförmig ausgeführt.

Abb. 4-9: XCT 2000 Bone Scanner in der nuklearmedizinischen Abteilung der Universität Würzburg

Die Röntgenstrahlen wurden in Abhängigkeit der Gewebedichten (Fett, Wasser, Knochen etc.) verschieden stark absorbiert.

Ein mit 12 Detektoren bestücktes Array maß die Röntgenintensität, bereitete sie elektronisch auf und führte sie dem Rechner zu, der aus dem abgescannten Weg ein Absorptionsprofil erstellte. Im Anschluss drehte sich das Röhre-Detektoren-System um eine definierte Gradzahl weiter, um die nächste Profilsérie abzuscanen. Auf diese Weise wurden 144 Projektionen in einer Schicht bei einer Schichtdicke von ca. 2 mm erzeugt. Die Absorptionsprofile aus verschiedenen Winkelstellungen wurden mittels gefilterter Rückprojektion zu Querschnittsbildern des Unterschenkels verarbeitet (filtered backprojection). Durch Kalibrierung mit Dichtephantomen bekannter Calciumhydroxylapatitkonzentration ließen sich die ermittelten linearen Schwächungskoeffizienten in absolute Dichtewerte [mg/ccm] umrechnen [1].

Bei einer konstanten Röhrenspannung von 58kV und einem Anodenstrom von ca. 220 μ A absorbierte eine spezielle Filterung ein Teil des Röntgenspektrums, sodass eine schmalbandige Röntgenlinie bei 37 keV mit einer Halbwertsbreite von ca. 22keV resultierte [1].

4.2.2 Festlegung der Messparameter

Als Parameter wurden Gesamtknochen- und Spongiosadichten in [mg/ccm] bestimmt, gemessen jeweils in den ausgewählten Regionen (Regions of interest; ROIs) Tibia distal, Fibula proximal und Fibula distal eines Unterschenkels.

4.2.3 Versuchsvorbereitung und exakte Einspannung der Unterschenkel

Jeder Unterschenkel wurde zunächst waagrecht durch die Einspannklammer in den CT-Ring geführt, so dass Fuß und distaler Unterschenkel durch die Gantry ragten.

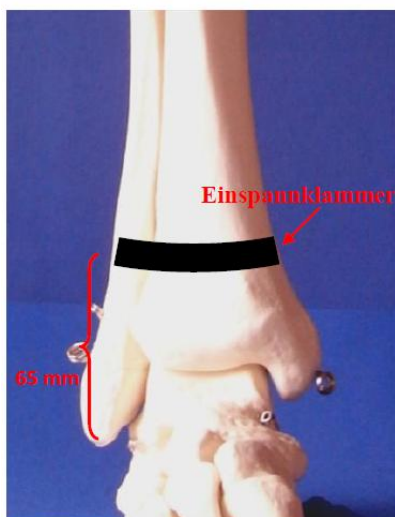


Abb. 4-10: Schematische Darstellung der Einspannposition

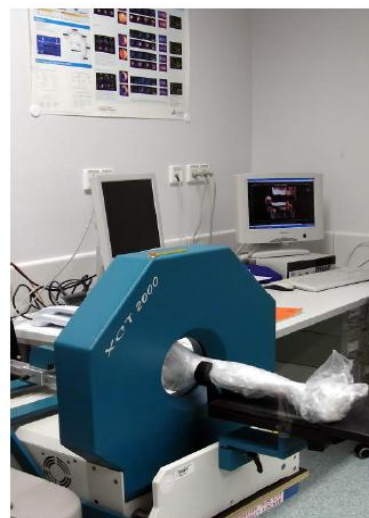


Abb. 4-11: XCT 2000 Bone Scanner mit eingespanntem Unterschenkel

Die Unterschenkelachse und Messebene mussten senkrecht aufeinander stehen. Bei einem Abstand von 65 mm gemessen zwischen Fibulaspitze und distalem Klammerende (Abb. 4-10) und unter Kontrolle des Lichtstrahles fixierte man den Unterschenkel per Einspannklammer. Um Bewegungen des Unterschenkels während der Messung zu verhindern, wurde das Tibiaplateau durch Klebeband auf der Auflagefläche befestigt (Abb. 4-11). Diese Position diente als Startposition für jede Messung.

4.2.4 Durchführung der pQCT-Messung

4.2.4.1 Übersichtsmessung und Festlegung der Schnittebenen

Die Knochendichtemessung erfolgte in zwei Schritten unter Verwendung der Messmaske RESMG.000. Zunächst wurde ein Übersichtsbild zur Festlegung der genauen Schnittebenen erstellt (Abb. 4-12 und 4-13).

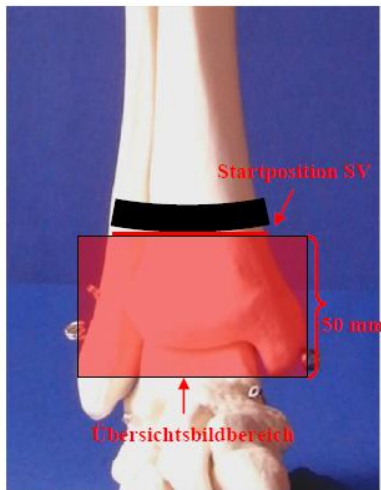


Abb. 4-12: Schematische Darstellung des Übersichtsbildbereichs

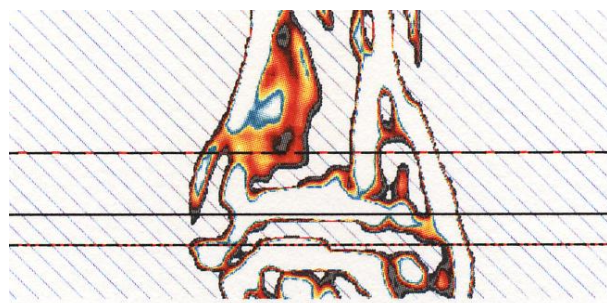


Abb. 4-13: Übersichtsbild

Als Parameter wurde die Voxelgröße mit 0,5 mm, SV-Geschwindigkeit mit 40 mm/s, SV-Startwinkel 0° , den Abstand der Linien mit 2 mm und die Zahl der Linien mit 25 festgelegt.

4. Material und Methoden

Das Übersichtsbild umfasste einen 50 mm langen, nach distal reichenden Bereich, der die distalen Enden von Tibia und Fibula sowie die Trochlea tali beinhaltete (Abb. 4-12). Im Übersichtsbild wurde der Unterschenkel planar und längs des Unterschenkels, mäanderförmig abgebildet. Der Messstrahl verlief dabei quer durch den Unterschenkel. Man erhielt ein farblich codiertes, digitales Rasterbild, ähnlich einem Röntgenbild mit hellen, knochendichten Anteilen und dunklen Weichteilanteilen (Abb. 4-13).

Als Referenzlinie wurde die Mitte der distalen, kortikalen Endbegrenzung der Tibia gewählt (Abb. 4-14 und 4-15).

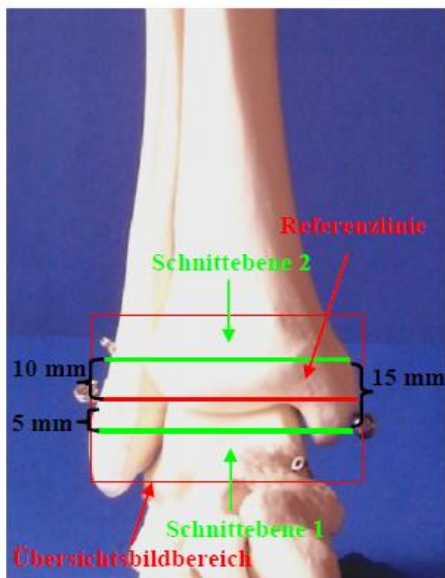


Abb. 4-14: Schematische Darstellung des Übersichtsbildes mit den Schnittebenen

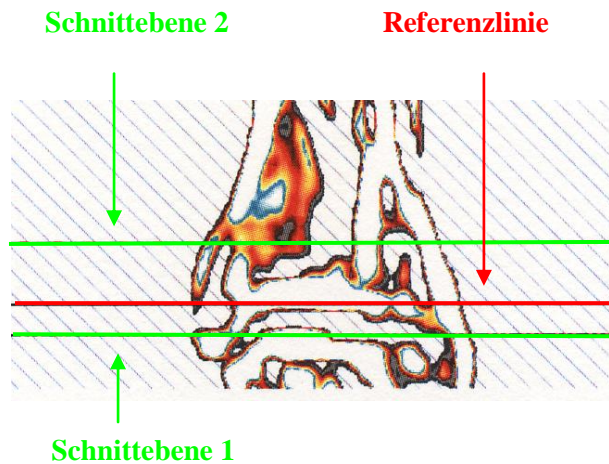


Abb. 4-15: Übersichtsbild mit Schnittebenen (Orientierung: oben = proximal; unten = distal)

Diese anatomische Referenzlinie wurde vom Messsystem automatisch identifiziert und war Voraussetzung für die Reproduzierbarkeit der Messungen [1].

Zwei CT-Schnitte wurden in einem Abstand von 15 mm festgelegt. Die erste Schnittebene befand sich 5 mm distal der Referenzlinie bzw. 20 mm proximal der Fibulaspitze, die zweite Schnittebene 15 mm proximal der ersten Schnittebene bzw. 10 mm proximal der Referenzlinie (Abb. 4-14 und 4-15).

4.2.4.2 CT- Messung

Als wichtige Parameter für die CT- Messung wurden die Voxelgröße mit 0,5 mm, die Schnitte mit "nicht symmetrisch", die Anzahl der Schnitte mit "zwei", der Abstand der Schnitte mit 15 mm, die CT- Geschwindigkeit mit 20 mm/s und die SV-Startposition festgelegt.

Die CT-Messungen erfolgten auf Höhe der beiden ausgewählten Schnittebenen. Dabei durchquerte der Messstrahl den Unterschenkel ebenfalls quer zur Knochenachse, wobei nach jedem Linearscan das Messsystem um 12° gedreht wurde. Bei einem Winkelabstand der Detektoren relativ zur Quelle von 1,0° ergaben sich nach 15 CT-Scanpositionen 180 Winkelschritte. Nach dem Abschluss des Messvorganges erfolgte die Rückprojektion der Daten in ein Schnittbild durch den Computer und die Generierung einer Serie von Querschnittsbildern am Unterschenkel [1] (Abb. 4-16 und 4-17).

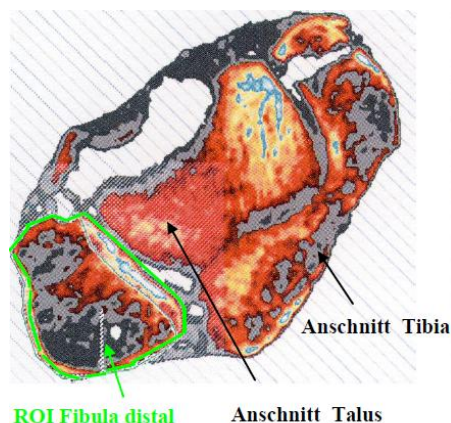


Abb. 4-16: Schnittebene 1 von Probe 2 mit Querschnitt der Fibula, 20 mm proximal der Fibulaspitze (ROI Fibula distal)

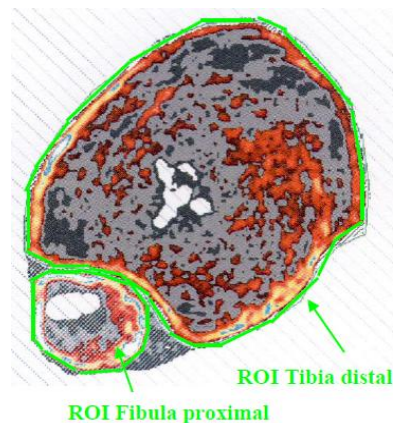


Abb. 4-17: Schnittebene 2 von Probe 2 mit Querschnitt der Fibula (ROI Fibula proximal) und Tibia (ROI Tibia distal) auf Höhe der Syndesmose

Darauf ließen sich Tibia, Fibula und Talus deutlich von dem umgebenden Weichteilmantel unterscheiden. Die Dichteunterschiede wurden durch verschiedene Farbcodes verdeutlicht. Schnittebene 1 zeigt den Fibulaquerschnitt, 20 mm proximal der Fibulaspitze sowie Anschnitte von Trochlea tali und Tibia. Der Fibulaquerschnitt wurde als ROI Fibula distal definiert (Abb. 4-16). Schnittebene 2 auf Höhe der Syndesmose zeigt zum einen den Fibulaquerschnitt, der als ROI Fibula proximal definiert und zum anderen den Tibiaquerschnitt, der als ROI Tibia distal bezeichnet wurde (Abb. 4-17).

4.2.5 Auswertung der pQCT-Messung

In den ROI Fibula distal, ROI Fibula proximal und ROI Tibia distal erfolgte die Bestimmung der Gesamtknochen- und Spongiosadichte mittels Funktion CALCBD.

Diese lieferte im wesentlichen die Ergebnisse der Gesamtknochendichte und der Spongiosadichte der ROIs in mg/ccm [1]. Innerhalb der ROI wurden zunächst alle Bildpunkte außerhalb des Knochens (Weichteile) entfernt, die einen geringeren Schwächungskoeffizienten hatten als der voreingestellte Schwellenwert von 85 mg/ccm.

Um die Spongiosadichte zu bestimmen, wurden Kortikalis und Spongiosa entsprechend ihrer Flächenverhältnisse getrennt. Von der gesamten Querschnittsfläche des Knochens wurden konzentrisch von außen 45% als Kortikalis abgeschält. Die inneren 55% wurden als Spongiosa und die äußeren 45% als Kortikalis und Subkortikalis definiert.

Grundsätzlich galt: je höher der Blauanteil der Querschnittsfläche, desto höher die gemessene Dichte an Knochensubstanz; je höher der Rot- oder sogar Grauanteil, desto geringer die ermittelte Dichte [1] (Abb. 4-18). Bei jedem Unterschenkel erfolgte die Auswertung aller ROIs nach diesem Algorithmus.

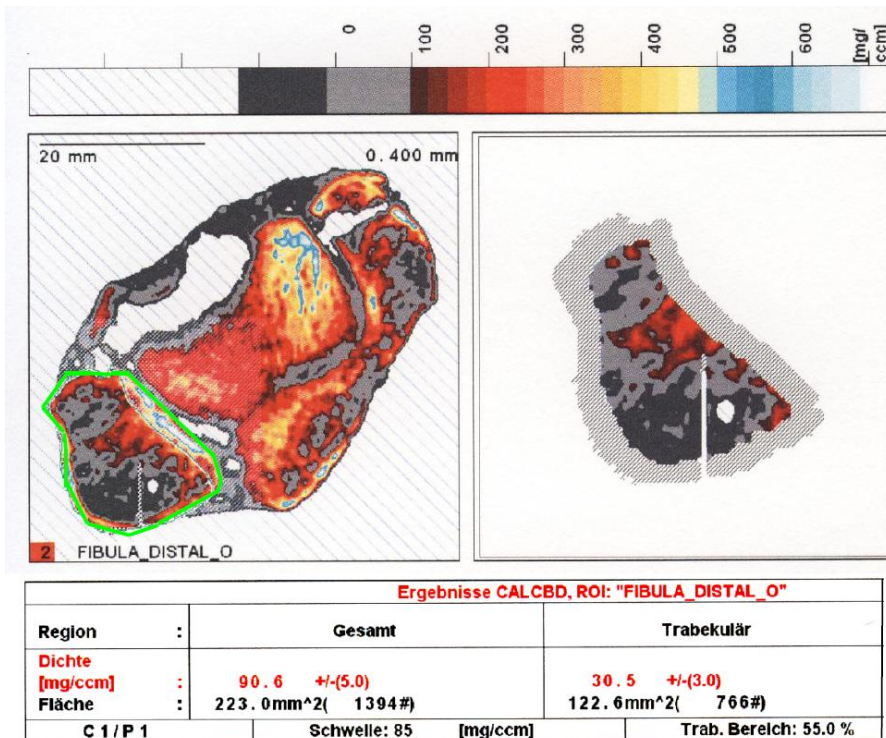


Abb. 4-18: Auswertung von Spongiosa- und Knochenmineraldichte der ROI Fibula distal (grün umrahmt) der Probe 2

4.3 Experimentelle Frakturinduktion durch LH SE

4.3.1 Versuchsvorbereitung und –planung

4.3.1.1 Entwicklung der Halterungen zur proximalen Unterschenkel- und Fußfixierung

Um den Unterschenkel in der Materialprüfmaschine fixieren zu können, wurden zunächst Halterungen für Fuß und proximalen Unterschenkel konstruiert. Die Befestigung von Unterschenkel und Fuß musste so sein, dass diese während der Testung sicher in ihren Halterungen verankert waren und trotzdem eine nahezu unbehinderte Bewegung des Sprunggelenkes möglich machte.

Fixierung des Fußes

Die Fixierung von Calcaneus und Vorfuß verhinderte Bewegungen in den Fußgelenken mit Ausnahme des oberen und unteren Sprunggelenkes.

Dazu wurde folgende Halterung entwickelt (Abb. 4-19):

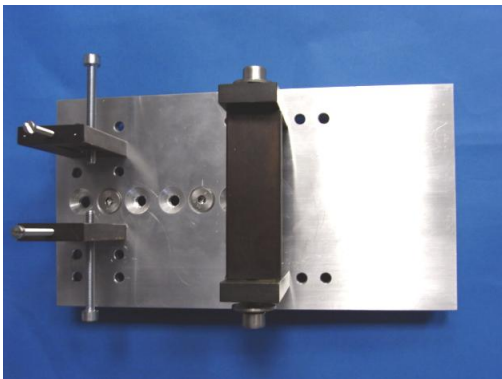


Abb. 4-19: Halterung zur Fußfixierung, Ansicht von oben (Orientierung: linke Seite der Grundplatte Calcaneusfixierung; rechte Seite Vorfußfixierung)

Als Grundplatte diente eine 240x140x10 mm große Aluminiumplatte. Für die Calcaneusfixierung bohrte man in die Grundplatte zwei Reihen mit jeweils sechs Löchern ($d=5$ mm). Zwei 60x40x10 mm große Seitenplatten wurden jeweils senkrecht zur Grundplatte und parallel zueinander verschraubt (Abb. 4-19). Die Verankerungen konnten individuell auf unterschiedliche Fußlängen und -breiten angepasst werden. Je nach

4. Material und Methoden

Breite des Calcaneus und des Vorfußes sowie der Ausrichtung des Fußes verschraubte man die Seitenplatten über verschiedene Lochpaare der Grundplatte (Abb. 4-19).

Zur Führung des Steinmannnagels (Abb. 4-20 und 4-21) diente die mittig in jede Seitenplatte eingefräste 28x5 mm lange Nut.

Dabei waren zwei Besonderheiten zu beachten:

- Der Steinmannnagel musste mittig, ohne Verletzung von ligamentären Strukturen, durch den Calcaneus gebohrt werden, um eine größtmögliche Verankerung zu gewährleisten (Abb. 4-20).
- Es musste genügend Abstand zu den Seitenplatten gehalten werden, um Verletzungen des Calcaneus bzw. medialer und lateraler Bänder des Sprunggelenkes während der Testung zu verhindern (Abb. 4-20).

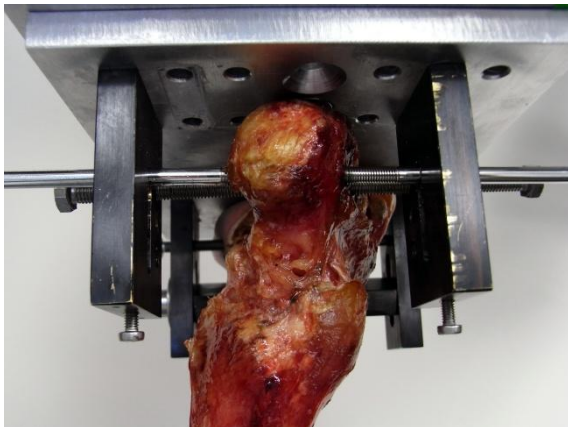


Abb. 4-20: Fixierung Probe 1, Ansicht von hinten

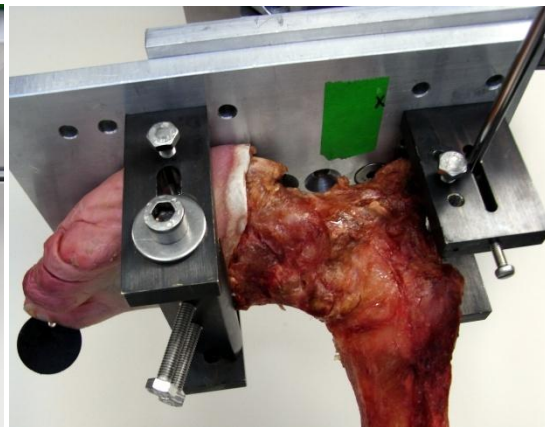


Abb. 4-21: Fixierung Probe 1, Ansicht von medial

In die Grundplatte wurden für die Befestigungseinheit des Vorfußes zwei Reihen von jeweils 5 Löchern ($d=5$ mm) gebohrt und analog zur Calcaneusfixierung zwei 70x30x10 mm große Seitenplatten angeschraubt (Abb. 4-19). Zwischen den beiden Seitenplatten platzierte man die Ossa metatarsi mittig und spannte sie über eine 90x30x12 mm große Ankerplatte fest auf die Grundplatte (Abb. 4-19 und 4-21).

Fixierung des proximalen Unterschenkels

Zunächst wurde der proximale Unterschenkel mit Zweikomponenten-Türzargenschaum (ZTS) der Firma Hornbach+Baumarkt AG fixiert. Dazu füllte man den ZTS 10 mm hoch in einen 160x160x110 mm großen, nach oben offenen Aluminiumwürfelkasten. Dann wurde der proximale Unterschenkel mittig in das Konstrukt eingebracht und der Würfel auf einer Höhe von 100 mm ausgeschäumt. Innerhalb von fünf Stunden härtete der Schaum aus.

Diese Fixationsweise erwies sich im Laufe der biomechanischen Versuche als unbrauchbar, da keine ausreichende Steifigkeit und Stabilität erreichbar war.

Der proximale Unterschenkel wurde rigider mit drei Steinmannnägeln in dem Würfelkasten verankert. Dazu bohrte man in den jeweils gegenüberliegenden Seitenplatten des Würfelkastens zwei Reihen mit jeweils vier Schraubenlöchern ($d=5\text{mm}$).



Abb. 4-22: proximale Unterschenkelfixierung durch drei Steinmannnägeln

Diese Lochreihen befanden sich in den gegenüberliegenden Seiten auf gleicher Höhe. In die um 90° versetzten Seitenwände waren die Lochreihen um 5 mm höhenversetzt gebohrt. Somit wurde sichergestellt, dass die drei Steinmannnägeln in verschiedenen Höhen angebracht werden konnten ohne sich zu schneiden. Dabei fixierte einer die proximale Tibia und Fibula ca. 5 mm distal Art. tibiofibulare und die beiden anderen um 90° versetzt jeweils Tibia- und Fibulakopf distal des ersten Steinmannnagels (Abb. 4-22).

4.3.1.2 Entwicklung einer Apparatur zur Supinations- und Dorsalflexionsbewegung

Diese Apparatur musste Bewegungen über drei Achsen ermöglichen (Abb. 4-24):

- Sagittalachse: Bewegung des Fußes in ventral-dorsaler Richtung
- Transversalachse: Bewegung des Fußes nach links und rechts
- Longitudinalachse: Bewegung des Fußes in kranial-kaudaler Richtung
(Neigung des Fußes)

Die beschriebenen Bewegungen wurden mit einem speziell konstruierten Kreuzgelenk erreicht. Diese Vorrichtung bestand aus zwei baugleichen speziellen Lagerböcken, die um 90° versetzt aufeinander verschraubt wurden (Abb.4-23 und 4-24).

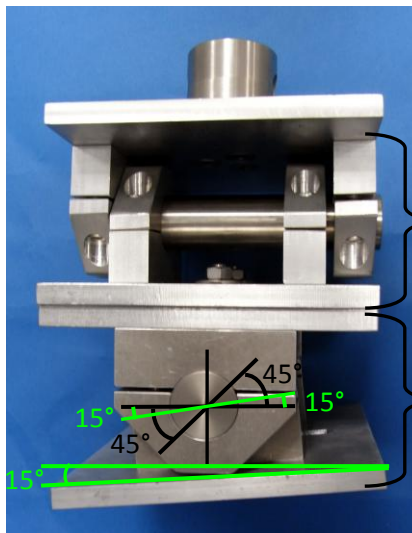


Abb. 4-23: Ansicht des Kreuzgelenkes von vorne, 15° Dorsalflexion

Oberer Lagerbock bestehend aus Grundplatte, Wellen, Wellenhalterung in der Mitte und Deckplatte dient der Supination

Unterer Lagerbock bestehend aus Grundplatte, Wellen, Wellenhalterung in der Mitte und Deckplatte dient der Dorsalflexion

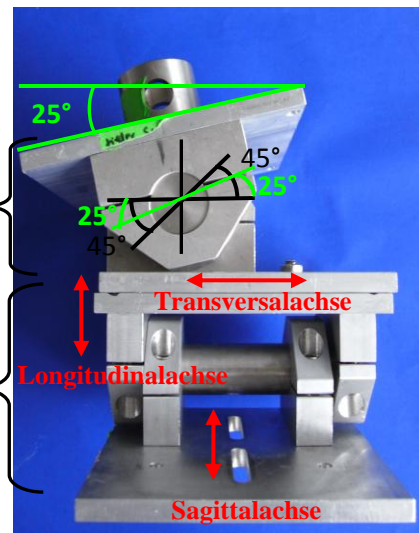


Abb. 4-24: Ansicht des Kreuzgelenkes von der Seite, Bewegungsachsen, 25° Supination

Ein Lagerbock wurde so konstruiert, dass über eine Welle die 150x150x10 mm große Oberplatte zur gleichgroßen Grundplatte um maximal +/- 45° radial verkippt werden konnte (Abb. 4-23 und 4-24). Dieser Lagerbock diente zur Dorsalflexion des Fußes, indem seine Grundplatte um -15° (nach kaudal) geneigt wurde (Abb. 4-23). Auf dessen Unterseite konnte die Grundplatte der Fußfixierung geschraubt werden (Abb. 4-24). Über zwei mittig in die Grundplatte des Lagerbocks eingebrachten 40x6 mm großen Nuten war die Grundplatte der Fußfixierung in der Sagittalachse verschiebbar. Der

zweite Lagerbock um 90° versetzt auf den ersten Lagerbock geschraubt, wurde um 25° nach kaudal geneigt und diente somit zur Supination des Fußes um 25°. Zudem war eine Bewegung des Fußes in der Transversalachse möglich (Abb. 4-24).

4.3.2 Entwicklung des Frakturmodells

Die Entwicklung des Frakturmodells zur Reproduktion einer LH SE II Verletzung verlief in vier Entwicklungsstadien (ES). Die Veränderungen beschränkten sich dabei auf die Befestigungstechnik des proximalen Unterschenkels und das Einbringen einer lateral gerichteten talofibularen Kraft. Allen ES gemeinsam waren die Fußfixierung, der standardisierte Testablauf, die Supination von 25° und die Dorsalflexion von 15°.

4.3.2.1 Entwicklungsstadium I

Der in der Halterung fixierte Fuß (4.3.1.1) wurde mit dem Kreuzgelenk durch einen Bolzen am Querhaupt der Materialprüfmaschine befestigt (Abb. 4-25). Die Bänder des lateralen Bandapparates waren dabei angespannt und der Unterschenkel maximal passiv nach innen gedreht (Abb. 4-26).



Abb. 4-25: Kreuzgelenk mit Fuß in der Materialprüfmaschine, Probe 20



Abb. 4-26: Versuchsaufbau ES I, Probe 2

4. Material und Methoden

Zur Fixierung des proximalen Unterschenkels wurde die unter 4.3.1.1 beschriebene Halterung mit einem zweiten Bolzen auf der beweglichen Traverse der Materialprüfmaschine befestigt (Abb. 4-26).

Durch Bewegung der Traverse nach oben wurde das proximale Unterschenkelende vorsichtig in seine Halterung eingebracht, bis der Abstand zwischen Unterschenkel und dem Boden der Halterung 5 mm betrug. Der Schnittpunkt folgender beiden Fußachsen musste in die Rotationsachse eingebracht werden (Abb. 4-28):

- longitudinale Achse des Fußes sagittal vom Calcaneus über das Os naviculare entlang des zweiten Stranges verlaufend
- Bewegungsachse des oberen Sprunggelenkes annähernd transversal durch die Spitzen des Außen- und Innenknöchels verlaufend



Abb. 4-27: Rotationsachse, Probe 10

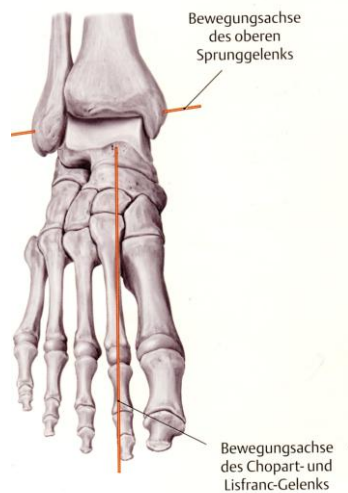
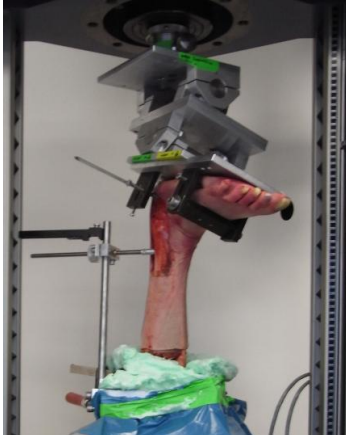


Abb. 4-28: Fußachsen, entnommen aus [118]

Die Rotationsachse bildete die Prüfachse für Torsionsbeanspruchung der Materialprüfmaschine (Abb. 4-27). Diese Positionierung des Unterschenkels war für alle Testungen Standard und wurde über die Beweglichkeit der Grundfußplatte in der Sagittalachse und Transversalachse ermöglicht. Danach wurde der proximalen Unterschenkel in ZTS eingebettet (siehe 4.3.1.1).

4.3.2.2 Entwicklungsstadium II

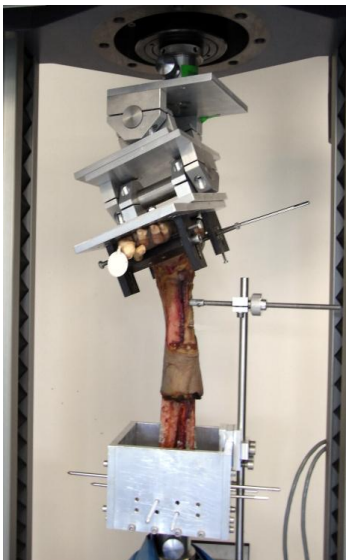


Im ES II wurde zusätzlich nun seitlich etwa 70 mm proximal der Fibulaspitze ein längen- und höhenverstellbarer Stempel gegen die Fibula gedrückt.

Dadurch erzeugte man ein Valgusstress (6-8° in der Transversalachse) auf das Sprunggelenk (Abb. 4-29).

Abb. 4-29: Versuchsaufbau ES II, Probe 8

4.3.2.3 Entwicklungsstadium III



Im Unterschied zu ES I und II wurde im ES III der proximale Unterschenkel mit drei Steinmannnägeln (Abb. 4-30 und Abb. 4-22) befestigt.

Abb. 4-30: Versuchsaufbau ES III, Probe 10

4.3.2.4 Entwicklungsstadium IV



Abb. 4-31: Versuchsaufbau ES IV, Probe 19

Im ES IV (Abb. 4-31) wurde die lateral gerichtete talofibulare Kraft durch eine 68 mm lange Schaftschraube ($d=4\text{mm}$) verstärkt. Diese schraubte man 80 mm proximal der Fibulaspitze und damit 10 mm proximal des Stempels in Fibula und Tibia ein (Abb. 4-32).



Abb. 4-32: Versuchsaufbau ES IV, Ausschnitt Positionierung des Stempels und der Schraube, Probe 19

4.3.3 Biomechanische Methodik

4.3.3.1 Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z020

Als Materialprüfmaschine für die biomechanische Testung wurde die computergesteuerte, servohydraulische und biaxiale Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Typ Z 020 der Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland für Zug-/Druck- und Torsionsbeanspruchung verwendet [50] (Abb. 4-33).

Die Bewegung der Traverse ließ auf die Prüfobjekte statische Druck- und Zugkräfte einwirken. Ein elektrischer Motor trieb zwei senkrecht angeordnete Gewindespindeln an, welche die Traverse nach oben und unten bewegten. Durch die Fahrwege der Traverse relativ zum starren Lastrahmen wurden Zug- und Druckkräfte bis zu 20 kN erzeugt und mit an den Schnittstellen der Traverse befindlichen Kraftmessdosen (Messbereich bis 20 kN) gemessen. Eine in dem unbeweglichen Querhaupt integrierte zweite

4. Material und Methoden

Prüfachse diente der Torsionsbeanspruchung der Prüfobjekte. Dabei konnten Drehmomente bis zu 100 Nm erzeugt und durch Drehmomentaufnehmer gemessen werden [50](Anhang 4-1).

Messungen der Materialprüfmaschine wurden über einen Standard-PC mit der Materialprüfsoftware testXpert II V3.0 gesteuert und aufgezeichnet (Abb. 4-33).



Abb. 4-33 Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Typ Z020 im Labor der Klinik für Unfallchirurgie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

4.3.3.2 Versuchsaufbau

Der Versuchsaufbau bestand aus der Zwickmaterialprüfmaschine, die die axialen Belastung und Rotation erzeugte, den Halterungen zur Fuß- und Unterschenkelfixierung, dem Kreuzgelenk für die Supinations- und Dorsalflexionsbewegung, der Materialprüfsoftware testXpert II zur Durchführung und Auswertung der Prüfkurven und den weiteren für die ES II-IV konzipierten Zusätzen.

4.3.3.3 Testablauf

Vor der Testdurchführung wurde über die Materialprüfsoftware testXpert II die notwendige Prüfvorschrift erstellt. Diese Prüfvorschrift war für alle durchgeführten Versuche standardisiert und gliederte sich in drei Stufen (Abb. 4-34):

**2. Stufe: Stufe 1 und
Drehung des Fußes um 80°
nach außen**



Abb. 4-34: Testablauf Probe 19

1. Stufe: Axiale Vorlast von 700N

- Stufe-1: axiale Vorlast von 700N
Dies geschah, indem die Traverse kraftregelt mit einer Geschwindigkeit von 15 N/s nach oben gegen das Querhaupt bewegt wurde.
- Stufe-2: zusätzlich zu Stufe 1 Drehung des Fußes um 80°
Die auf dem Unterschenkel lastenden 700N wurden gehalten. Der Fuß wurde durch die im Querhaupt eingebrachte Torsion um 80° mit einer Geschwindigkeit von 60 °/s lagegeregelt nach außen rotiert. Für einen rechten Fuß bedeutete dies eine Drehung nach rechts, für einen linken Fuß eine Drehung nach links. Als obere und untere Kraftgrenze waren 1 kN bzw. – 1 kN und eine maximale Winkeländerung von 90° eingestellt.
- Stufe-3: Rückführung der Traverse, Drehung des Unterschenkels in die Ausgangsposition und Speicherung der gemessenen Daten
Nach erfolgter Drehung um 80° wurde zunächst die axiale Belastung des Unterschenkels auf 0 N zurückgefahren und der Unterschenkel in seine Ausgangsposition gedreht. Eine Messung dauerte ca. 80 s.

4.3.4 Auswertung der biomechanischen Testung

TestXpert II Software erstellte für jede Frakturinduktion eine Prüfkurve. Hierbei wurde der Außenrotationswinkel in [°] graphisch gegen das erzeugte Drehmoment in [Nm] aufgetragen. Ein scharfer, initialer Abfall des Drehmoments während progressiver Rotation wurde als Beweis eines Strukturversagens gewertet (Abb. 4-35).

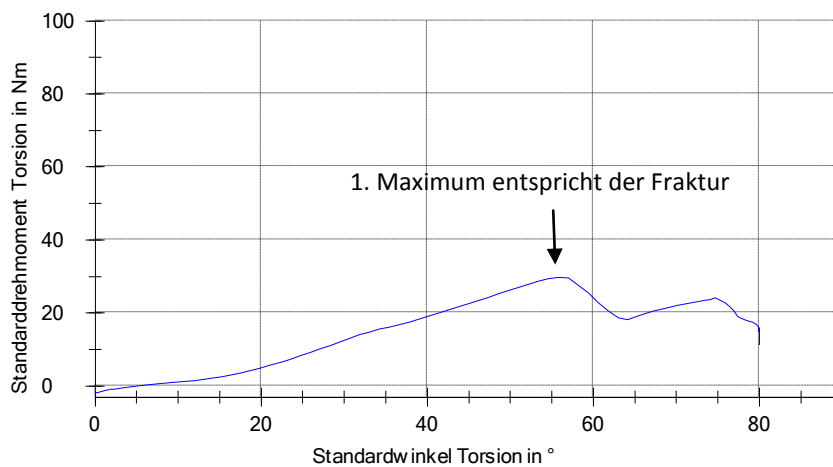


Abb. 4-35: zeigt exemplarisch die Prüfkurve von Probe 12: Fibulafaktur auf Höhe der Syndesmose (1. Maximum bei 29,725 Nm und 55,819°)

Um den initialen Drehmomentabfall (1. Maximum) als Strukturversagen im Sinne einer Knochenfrakturierung werten zu können, wurden diese Graphen mit dem beobachteten Verletzungsausmaß verglichen. Drehmoment und Rotationswinkel (Abb. 4-35) wurden jeweils an diesem Punkt gemessen und als Parameter für die statistische Auswertung verwendet.

Nach Versuchsende erfolgte die genaue Inspektion und Klassifizierung des Verletzungsausmaßes. Dies beinhaltete die exakte Vermessung und Fotodokumentation der Frakturen, Avulsionen oder Bandrupturen. Dazu wurden, wenn nötig, zusätzlich zu den bereits bestehenden Freilegungen weitere Sehnen und Subkutangewebe entfernt, um die Verletzungen optimal begutachten zu können. Zur Beurteilung etwaiger knöcherner Verletzungen von Tibia, Fibula und Talus wurde eine Durchleuchtung mit dem C-Bogen vorgenommen.

4.4 Vergleichende biomechanische Testung der nicht winkelstabilen versus winkelstabilen Konturenplatte

4.4.1 Einteilung der humanen Unterschenkelpräparate in zwei Gruppen

Von den 15 erfolgreich induzierten Außenknöchelfrakturen konnten 12 für die Plattentestung verwendet werden. Dazu wurden jeweils sechs Unterschenkel in eine nicht winkelstabile und eine winkelstabile Konturenplattengruppe sukzessiv aufgeteilt (Tab. 4-2).

	nicht winkelstabile Konturenplatte	winkelstabile Konturenplatte
Probe	5, 8, 12, 14, 15, 18	4, 7, 10, 11, 19, 20

Tabelle 4-2: Verteilung der 12 Unterschenkel in die nicht winkelstabile und winkelstabile Konturenplattengruppe

4.4.2 Implantate

Als Implantate verwendet wurden:

1. Nicht winkelstabile 6-Loch Konturenplatte
2. Winkelstabile Konturenplatte

4.4.2.1 Nicht winkelstabile 6-Loch Konturenplatte

Bei der nicht winkelstabilen 6-Loch Konturenplatte (Malleolenplatte BRUG, 3716-08, Firma ArgoMedical, Gewerbestrasse 5, CH-6330 Cham) [3] handelt es sich um eine spezielle Platte zur Versorgung von Außenknöchelfrakturen (Abb. 4-36). Sie stellt die

Standardversorgung von Außenknöchelfrakturen in der Chirurgischen Klinik II der Universität Würzburg dar.



Abb. 4-36: nicht winkelstabile 6-Loch Konturenplatte (Titan-Aluminium-Vanadium Legierung (Ti6Al4V,ISO5832/3)), Ansicht von lateral

Die Innenkonturen des Implantates waren der Kontur des Außenknöchels angepasst (Abb. 4-37), sodass ein bestmöglicher Knochenkontakt ohne intraoperatives Nachformen des Implantates gewährleistet wurde.



Abb. 4-37: 6-Loch Konturenplatte, auf einer formalinfixierten Fibula, Ansicht von lateral



Abb. 4-38: distaler Ausschnitt mit drei Spongiosaschrauben im osteoporotischen Kunstknochen, Ansicht von lateral

Die Konturenplatte wurde proximal, diaphysär mit drei Kortikalisschrauben (d=3,5 mm L14 – L16, Titanlegierung (TiCP)) und distal mit drei Spongiosaschrauben (d=4,0 mm, L14-L22 (TiCP)) der Firma Synthes GmbH Eimattstrasse 3, CH-4436 Oberdorf/Schweiz versorgt [4, 6] (Abb. 4-38).

4.4.2.2 Winkelstabile Konturenplatte

Die winkelstabile Konturenplatte stellt eine Weiterentwicklung, der oben beschriebenen nicht winkelstabilen Konturenplatte dar (Abb. 4-39 – 4-45). Diese Prototypen der Firma ArgoMedical AG wurden zusammen mit der Klinik für Unfallchirurgie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg unter Federführung ihres Direktors Herrn Professor Dr. R. Meffert entwickelt (Abb. 4-39 und 4-40).



Abb. 4-39: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von lateral



Abb. 4-40: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von oben

Nur die sieben Schraubenlöcher des distalen Plattenanteiles zur Verankerung des gelenknahen Fragments waren winkelstabil konstruiert (Abb. 4-41).



Abb. 4-41: distaler Ausschnitt der winkelstabilen Konturenplatte, Ansicht von lateral

Mit Hilfe der auch in den Schraubenlöcher der Platte eingebrachten Gewinde konnten die Schrauben winkelstabil in der Platte verriegelt werden. Dabei konvergierten die Schrauben, was sie optimal den anatomischen Gegebenheiten des Außenknöchels anpasste (Abb. 4-42 und 4-43).



Abb. 4-42: distaler Ausschnitt winkelstabile Konturenplatte mit vier symmetrisch besetzten, winkelstabilen Schrauben, Ansicht von lateral



Abb. 4-43: winkelstabile Schraube d=2,5 mm, L20

Die drei proximalen Schraubenlöcher wurden nicht winkelstabil gefertigt. Zur Ausübung einer interfragmentären Kompression war das Distale als Gleitloch konstruiert worden (Abb. 4-39). Wie bei der nicht winkelstabilen Konturenplatte passte sich die Innenkontur des Implantates der Außenknöchelkontur an (Abb. 4-44). Im proximalen Plattenteil neigte sich die Innenkontur mittig um jeweils 25 ° gegenüber der Horizontalen, um sich so optimal der Crista lateralis der Fibula anzuschmiegen (Abb. 4-45).



Abb. 4-44: winkelstabile Konturenplatte auf einer formalinfixierten Fibula, Ansicht von lateral



Abb. 4-45: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von unten

Von den sieben winkelstabilen Schraubenlöchern wurden vier mit winkelstabilen Titan-schrauben (L14 – L22, d= 2,5 mm) der Firma ArgoMedical besetzt. Die Schraubenköpfe waren im Gegensatz zu nicht winkelstabilen Schrauben komplett in die winkelstabile Konturenplatte versenkbar (Abb. 4-42). Die drei proximalen, nicht winkelstabilen Schraubenlöcher wurden analog zur nicht winkelstabilen Konturenplatte bikortikal mit drei Kortikalisschrauben (d=3,5 mm, L12 – L14) der Firma Synthes GmbH besetzt [4, 6].

4.4.3 Operationstechnisches Vorgehen

4.4.3.1 Versorgung mit der nicht winkelstabilen Konturenplatte

Nach Frakturreposition unter zeitweiliger Fixierung mit einer Repositionszange wurde die Fraktur bei Bedarf mit einer interfragmentären Titanzugschraube (d=3,5 mm, L24 – L30) der Firma Synthes [6] versorgt.

Mit Hilfe einer Doppelbüchse 3,5/2,5 mm als Zielvorrichtung und eines 2-lippigen Spiralbohrers (d=3,5 mm) wurde ein Bohrkanal von anterosuperior nach posteroinferior über den Frakturspalt gebohrt.

Die Länge der Zugschraube wählte man mit einem Tiefenmessgerät so aus, dass der Gewindeteil sicher jenseits der Fraktur positioniert war, aber nicht über den Knochen hinausragte.

Nach dem Einschneiden des Gewindeschneiders für Spongiaschrauben (d=4 mm) in

4. Material und Methoden

den vorgebohrten Schraubenkanal wurde die Zugschraube mit einem Sechskantschraubendreher entlang des Bohrkanals eingedreht.

Anschließend wurde die Konturenplatte ihrer Passform entsprechend auf die Facies lateralis des Außenknöchels über dem Frakturspalt positioniert.

Analog zur Zugschraube schraubte man die drei Kortikalis- und Spongiosaschrauben in die Konturenplatte ein.

Zum Vorbohren der Kortikalisschrauben wurden ein Spiralbohrer mit $d=2,5$ mm und für die Spongiosaschrauben ein Spiralbohrer mit $d=2,0$ mm verwendet (Abb. 4-46 und 4-47).



Abb. 4-46: Versorgung der Probe 8 mit einer nicht winkelstabilen Konturenplatte, a.p.-Durchleuchtungsaufnahme mit C-Bogen

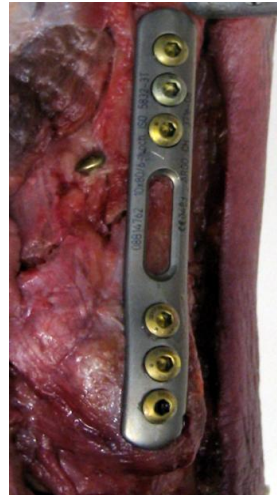


Abb. 4-47: Versorgung der Probe 8 mit einer 6-Loch Konturenplatte

In drei Fällen wurde nicht die 6-Loch Konturenplatte sondern die 8-Loch bzw. 10-Loch Konturenplatte mit drei distalen und fünf bzw. sieben proximalen Schraubenlöchern (Malleolenplatte BRUG, 3716-10 bzw. 3716-12, Firma ArgoMedical, CH) verwendet [3] (Anhang 4-2).

4.4.3.2 Versorgung mit der winkelstabilen Konturenplatte

Der einzige Unterschied in der Versorgung der Proben mit winkelstabilen Konturenplatten lag in der Verschraubung der vier winkelstabilen Schrauben. Eine spezielle Bohrbuchse der Firma ArgoMedical wurde in ein Gewinde der Konturenplatte winkelstabil eingeschraubt (Abb. 4-48). Entlang der Bohrbuchse bohrte der Spiralbohrer (d=2,0 mm) einen Schraubenkanal.



Abb. 4-48: winkelstabile Konturenplatte mit spezieller Bohrbuchse, Ansicht von oben

Die winkelstabile Schraube wurde durch einen Schraubendreher mit Drehmomentbegrenzer entlang des Bohrkanals eingeschraubt und verriegelte sich durch ein vorgegebenes Drehmoment in der Platte selbst (Abb. 4-49 und 4-50 und Anhang 4-3).

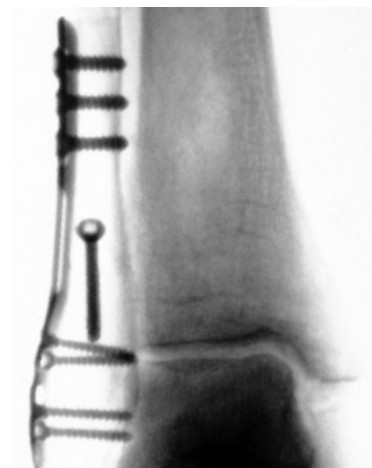


Abb. 4-49: Versorgung Probe 4 mit einer winkelstabilen Konturenplatte, ap-Durchleuchtungsaufnahme mit C-Bogen



Abb. 4-50: Versorgung der Probe 19 mit einer winkelstabilen Konturenplatte

4.4.4 Biomechanische Methodik

4.4.4.1 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung wurden vom ES III des Frakturmodells übernommen (siehe 4.3.2.3, 4.3.3.2 und 4.3.3.3). Der Fuß rotierte allerdings um 90° und nicht um 80° .

4.4.4.2 Auswertung der biomechanischen Testung

Analog zur Frakturinduktion erstellte TestXpert II für jede Plattentestung eine Prüfkurve (Abb. 4-51).

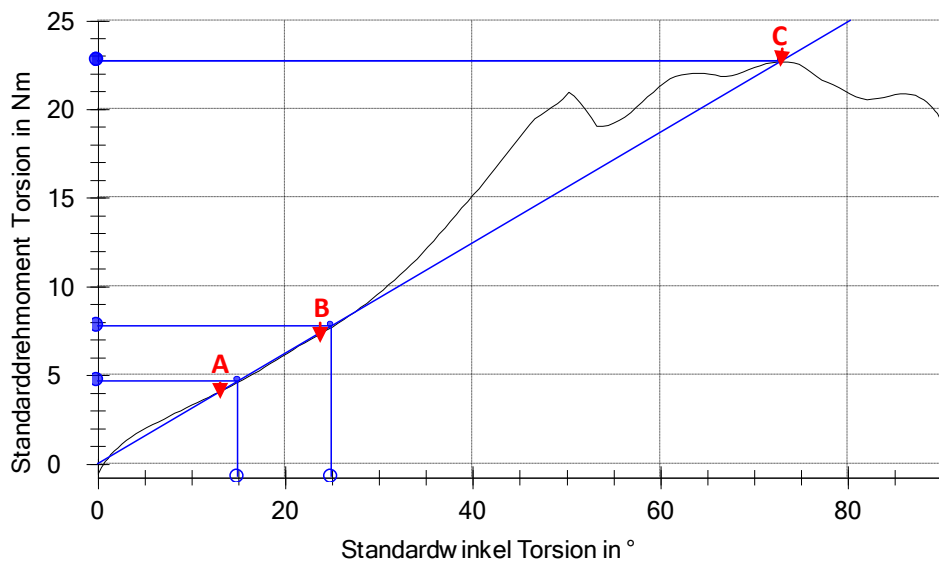


Abb. 4-51: zeigt exemplarisch die Prüfkurve von Probe 6: zwischen A und B, Bereich indem die Steifigkeit des Plattenschraubenkonstrukts bestimmt wurde; Punkt B: Beginn des Implantatversagens; Punkt C: maximales Implantatversagen

Dabei wurde zum einen die Steifigkeit $[\text{Nm}/^\circ]$ bestimmt. Diese wurde als Steigung des Graphen im initial elastischen Verformungsbereich des Plattenschraubenkonstrukts gewertet. Dieser Bereich ist in Abb. 4-51 durch die Punkte A und B markiert. Punkt A

wurde definiert als den ersten und Punkt B als den zweiten Umkehrpunkt des Graphen. Zum anderen wertete ich Punkt B als Beginn des Implantatversagens während progressiver Rotation. Versagensdrehmoment in [Nm] und Versagenswinkel in[°] wurden jeweils an diesem Punkt bestimmt und als Parameter für die statistische Auswertung verwendet. Das gezeigte Ausrissverhalten der Schrauben wurde fotodokumentiert.

4.5 Statistische Datenauswertungen

Die statistische Auswertung erfolgte mit der Software STATISTICA (Version 8.0) der Firma StatSoft GmbH Hamburg für Microsoft Windows und unter Beratung durch Johannes Hain, Mitarbeiter der studentischen statistischen Beratung der Julius-Maximilians-Universität. Aufgrund der zum Teil sehr kleinen Probengruppen wurden von keiner Normalverteilung ausgegangen.

4.5.1 Deskriptive Datenanalyse

Als elementare Kenngrößen der einzelnen Variablen wurden empirische Median, Minimum und Maximum bestimmt. Dabei war der Median als Verteilung des 50%-Quantils definiert. Die graphische Darstellung dieser Kenngrößen erfolgte mittels Box-Whisker-Plot, kurz Box-Plot (Abb. 4-52) [140].

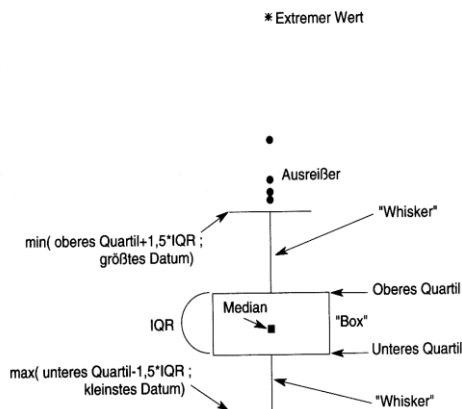


Abb. 4-52: Aufbau des Box-Whisker-Plots; (IQR (engl.: inter quartile range), Differenz des 25%- bzw. 75%-Quantils als Interquartilsabstand, ein Streuungsmaß, der die Breite jenes Bereiches angibt, welcher die mittleren 50% Wahrscheinlichkeitsmasse der Verteilung umfasst) entnommen aus [140]

4.5.2 Datenauswertung mittels nicht-parametrischer Verfahren

4.5.2.1 Datenauswertung mittels Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test ist ein nicht-parametrisches Verfahren zum Vergleich zweier unabhängiger, nicht normalverteilter Datengruppen. Hierbei wurden beide Datenlisten x_1 und x_2 mit ihren insgesamt (n_1+n_2) Werten in eine gemeinsame Rangordnung gebracht und die jeweiligen Rangsummen, also die Summe der jeweiligen Rangzahlen, R_1 und R_2 ausgerechnet. Unter der Nullhypothese H_0 (die beiden Mediane und Verteilungen sind gleich) wurde der U-Wert ermittelt:

$$U = \min(n_1 n_2 + n_i(n_i+1)/2 - R_i), \text{ wobei } i \neq j \text{ ist.}$$

Die Nullhypothese H_0 konnte auf einem Signifikanzniveau von 0,05 ($p < 0,05$) abgelehnt werden, falls der U-Wert unterhalb eines kritischen Tabellenwertes lag: $U \subseteq U_{\alpha}(n_1; n_2)$ [140].

Er wurde jeweils zum Vergleich der unabhängigen Datengruppen Frakturgruppe versus Nicht-Frakturgruppe, FHS versus FDS und winkelstabile versus nicht winkelstabile Konturenplattengruppe herangezogen (Abb.4-53 und 4-54). Ziel war es, signifikante Unterschiede zwischen den in Abb. 4-53 und 4-54 dargestellten Variablen nachzuweisen.

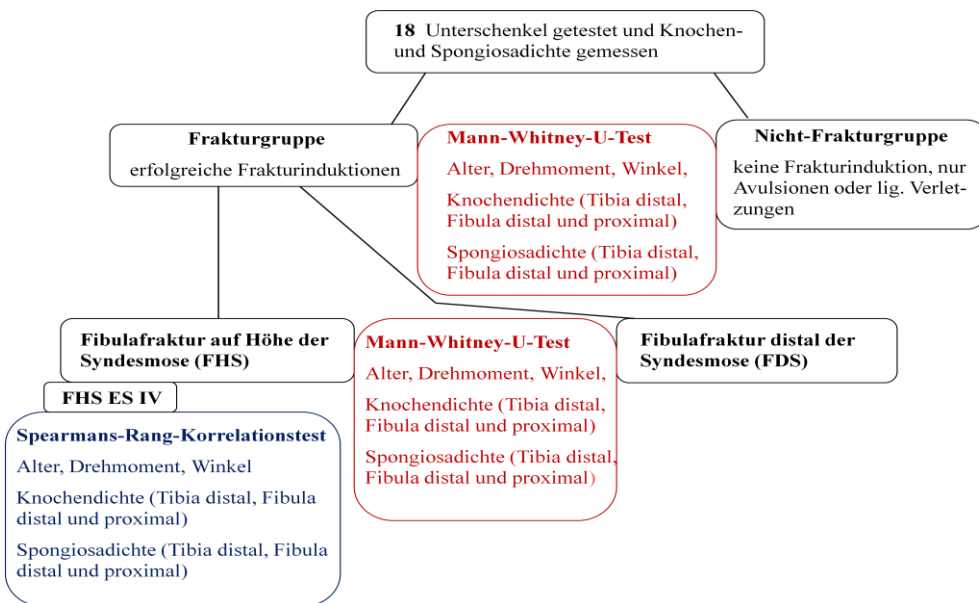


Abb. 4-53: statistische Tests in den Gruppen des humanen Unterschenkelfrakturmodells

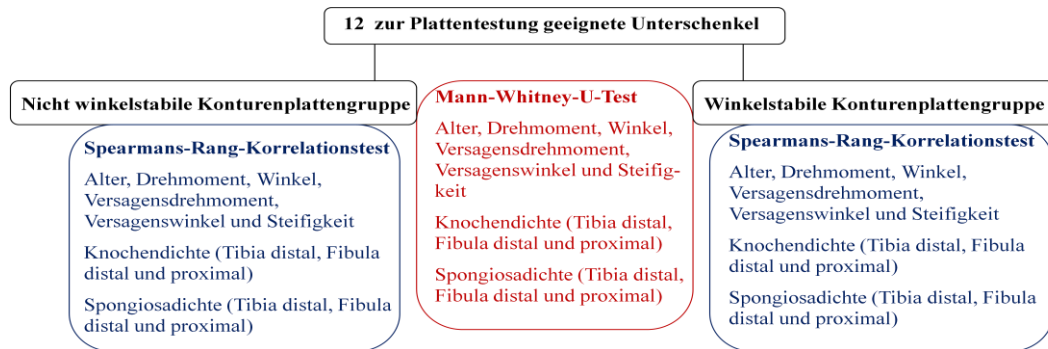


Abb. 4-54: statistische Datenanalyse der biomechanischen Implantattestung

4.5.2.2 Datenanalyse mittels Spearman-Rangkorrelationstest

Die Spearman Rangkorrelation ist ein nicht-parametrisches, statistisches Verfahren zur Prüfung zweier nicht normalverteilter Datenpaare auf Korrelation. Den N Datenpaaren (x_i, y_i) wurden dabei unabhängig voneinander entsprechend ihrer Anordnung jeweils Rangplätze R_i^x und R_i^y zugewiesen.

Dann definierte man für die Rangdifferenzen $d_i = R_i^y - R_i^x$ den sogenannten Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten (\hat{Rho})

$R = 1 - 6 \cdot \sum d_i^2 / N(N^2 - 1)$. Es galt $|R| < 1$ für Datensätze $N > 5$.

Auf einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ konnte die Nullhypothese H_0 (keine Korrelation zwischen den Datenpaaren) abgelehnt werden [140].

Die Spearman Rangkorrelation wurde innerhalb der FHS, FHS ES IV, winkelstabilen und nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe angewendet. Ziel war es, signifikante positive oder negative Korrelationen jeweils zwischen Datenpaaren der Variablen nachzuweisen (Abb.4-53 und 4-54).

5. Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der vier Entwicklungsstadien

In den vier Entwicklungsstadien ließen sich Außenknöchelfrakturen mit unterschiedlichem Erfolg induzieren (Tabelle 5-1).

	ES I	ES II	ES III	ES IV	Gesamt
Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose	0	4	0	7	11
Fibulafraktur proximal der Syndesmose	0	0	0	1	1
Fibulafraktur distal der Syndesmose	0	0	1	2	3
Avulsionen oder lig. Verletzungen	2	1	0	0	3
keine Verletzungen	0	5*	0	0	0
Fehler bei der Unterschenkelfixierung	0	1	0	1	2
Gesamt	2	11**	1	11	20

* Die 5 nach ES II Testung noch völlig intakten Unterschenkel wurden zur erneuten Frakturinduktion in ES IV eingeschleust

** 5 der 10 in ES II getesteten Unterschenkel wurden in ES IV eingeschleust

Tabelle 5-1: Ergebnisübersicht aller Entwicklungsstadien

ES I

Im ES I waren beide Versuche, eine Fraktur zu induzieren, erfolglos (Tabelle 5-1). In beiden Fällen kam es lediglich zu fibularen und tibialen Avulsionen des lateralen und medialen Bandapparates (Abb. 5-1 und 5-2 und Tabelle 5-2).



Abb. 5-1: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Bandverletzungen der Proben im ES I: Probe 1 und Probe 2, Bild aus [49]



Abb. 5-2: Probe 1, Ansicht von lateral, fibulare Avulsionen der Ligg. calcaneofibulare und talofibulare anterius

Probe *	Verletzungen des lateralen Bandapparates	Außenknöchelfraktur	Verletzungen Syndesmosis tibiofibularis	Innenknöchelverletzungen
1	fibulare Avulsion der Ligg. calcaneofibulare und talofibulare anterius	keine	keine	tibiale Avulsion des Lig. deltoideum
2	fibulare Avulsion des Lig. calcaneofibulare	keine	keine	keine

Tabelle 5-2: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES I, (* Proben sind chronologisch nach dem Zeitpunkt der Registrierung im anatomischen Institut geordnet)

ES II

Im ES II konnten bei 4 der 11 Unterschenkel Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmo- se induziert werden (Tabelle 5-1 und 5-3). In einer weiteren Probe kam es lediglich zu einer Verletzung des lateralen Bandapparates (Abb. 5-3 und 5-4).

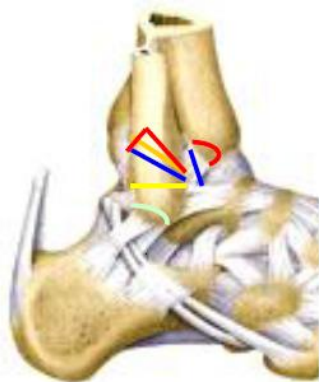


Abb. 5-3: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Verletzungen der Proben im ES II: Probe 3, Probe 4, Probe 5, Probe 7 und Probe 8, Bild aus [49]

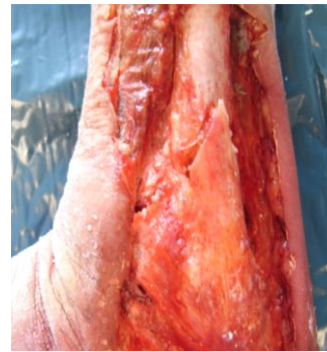


Abb. 5-4: Probe 8, Ansicht von lateral

Frakturinduktionen bei weiteren 5 im ES II getesteten Unterschenkeln waren nicht zu beobachten. Sämtliche ligamentäre und knöcherne Strukturen blieben unversehrt. Sie wurden deshalb einer erneuten Testung im ES IV unterzogen. Bei Probe 6 brach die Tibia infolge falscher Calcaneusfixierung (Tabelle 5-3).

Probe *	Verletzungen des lateralen Bandapparates	Außenknöchelfraktur	Verletzungen Syndesmosis tibiofibularis	Innenknöchelverletzungen
3	fibulare Avulsion des Lig. deltoideum	keine	keine	keine
4	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (50° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmosen, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior (ai-ps)	keine	keine
5	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmosen, Frakturverlauf von ai-ps	Ruptur Lig. tibiofibulare ant.	keine
6	<i>Tibiaquerfraktur 5cm</i>	proximal des Tibiaplafonds durch	falsche Calcaneusfixierung	
7	keine	Fibulaquerfraktur auf Höhe der Syndesmosen	keine	keine
8	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (60° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmosen, Frakturverlauf von ai-ps, nach 2/3 Richtungswechsel nach posteroinferior	tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	keine
9, 11, 14 15, 18**	keine	keine	keine	keine

Tabelle 5-3: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES II, (Proben erneut in ES IV getestet)**

ES III

Im ES III war eine Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose mit einer Innenknöchelfraktur induzierbar (Tabelle 5-1 und 5-4).

Probe*	Verletzungen des lateralen Bandapparates	Außenknöchelfraktur	Verletzungen Syndesmosis tibiofibularis	Innenknöchelverletzungen
10	keine	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 7mm proximal der Fibulaspitze		Schrägfraktur des Innenknöchel (45° in der Sagittalebene), beginnend 5 mm proximal der Tibiaspitze, Frakturverlauf von postero-inferior nach anterosuperior

Tabelle 5-4: detaillierte Ergebnisse der Probe im ES III

ES IV

Bei 10 der 11 im ES IV durchgeführten Versuche waren Frakturinduktionen erfolgreich (Tabelle 5-1 und 5-5, Abb. 5-5 - 5-10). Sieben von 10 Proben wiesen Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmose auf. Bei drei der sieben Proben kam es zusätzlich zu Verletzungen der vorderen Syndesmose.

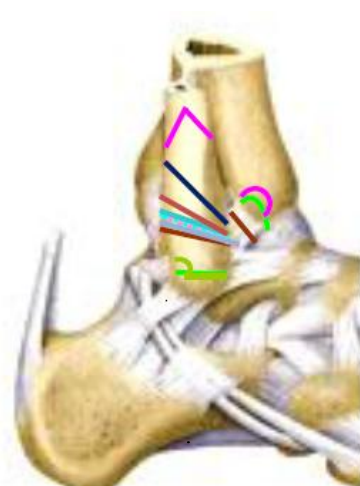


Abb. 5-5: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Verletzungen im ES IV: **Probe 9**, **Probe 11**, **Probe 12**, **Probe 14**, **Probe 15**, **Probe 16**, **Probe 17**, **Probe 18**, **Probe 19**, **Probe 20**, Bild aus [49]

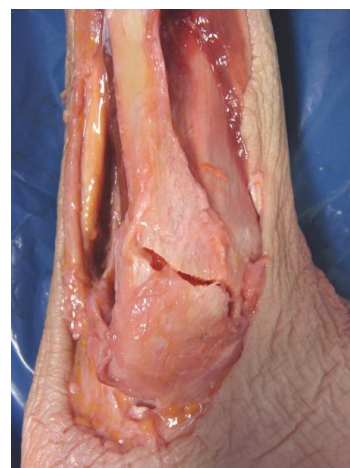


Abb. 5-6: Ausschnitt **Probe 19**, Ansicht von lateral

5. Ergebnisse

Bei den drei anderen Frakturen handelte es sich zum einen um eine Fibulafraktur proximal der Syndesmose mit tibialer Avulsion der vorderen Syndesmose und Innenknöchelfraktur (Tabelle 5-5, Abb. 5-7 und 5-8). Zum anderen ließen sich zwei Fibulafrakturen distal der Syndesmose induzieren (Tabelle 5-5 und Abb. 5-9 und 5-10).



Abb. 5-7: Ausschnitt **Probe 12**,
Ansicht von lateral



Abb. 5-8: Ausschnitt **Probe 12**,
Ansicht von medial



Abb. 5-9: Zeichnung linker Fuß, Ansicht
von lateral, Skizze laterale Verletzung
Probe 16, Bild aus [49]



Abb. 5-10: Ausschnitt **Probe 16**,
Ansicht von lateral

5. Ergebnisse

Probe*	Verletzungen des lateralen Bandapparates	Außenknöchelfraktur	Verletzungen Syndesmosis tibiofibularis	Innenknöchelverletzungen
9**	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (60° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	keine	
11**	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (20° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	Ruptur Lig. tibiofibulare ant.	keine
12	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) 3 cm proximal der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps, nach 1/3 Richtungsänderung nach pi	tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	Innenknöchelschrägfraktur (60° in der Sagittalebene, 1 cm proximal des tibialen Plafonds, Frakturverlauf, ai-ps
13	<i>Schrägfraktur des Innenverlauf von ai-ps durch</i>	<i>knöchels (40° in der Sagittalebene) falsche Calcaneusfixierung</i>	<i>ne), 5mm distal des tibi</i>	<i>alen Plafond, Fraktur-</i>
14**	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	keine	keine
15**	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	keine	keine
16	keine	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 1 cm proximal der Fibulaspitze	tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	Ruptur des Lig. deltoideum
17	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (35° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	fibulare Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	keine
18**	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (35° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	keine	keine
19	keine	kurze Fibulaschrägfraktur (35° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose Frakturverlauf ai-ps	Teilruptur des Lig. tibiofibulare ant. am fibularen Ansatz aufgrund der dort verlaufenden Frakturlinie	keine
20	fibulare Avulsion des Lig. calcaneofibulare	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 1 cm proximal der Fibulaspitze	keine	keine

Tabelle 5-5: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES IV, (die 5 nach der Testung im ES II intakten Proben wurden in das ES IV eingeschleust)**

Deskriptiver Vergleich der vier ES

In Abb. 5-11 sind die Prüfkurven aller erfolgreichen Frakturinduktionen zu sehen. Im Verlauf der einzelnen Prüfkurven zeigten sich zwischen den ES keine Unterschiede.

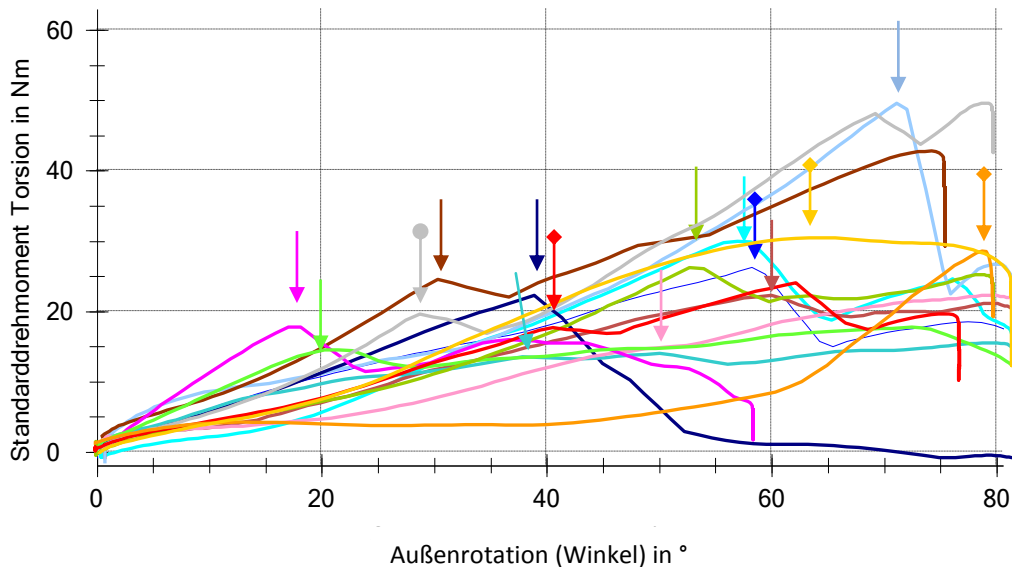


Abb. 5-11: zeigen die Prüfkurven aller induzierten Frakturen:

- ◆ → Frakturen im ES II: **Probe 4, Probe 5, Probe 7 und Probe 8**
- → Fraktur im ES III: **Probe 10**
- Fraktur im ES IV: **Probe 9, Probe 11, Probe 12, Probe 14, Probe 15, Probe 16, Probe 17, Probe 18, Probe 19 und Probe 20**

Im deskriptiven, statistischen Vergleich, fiel auf, dass die biomechanische Variable Winkel immer höher war als das zugehörige Drehmoment. Im Bezug auf die Art der Fraktur bestand zwischen den ES kein Unterschied. Allerdings erfolgten Frakturinduktionen im ES III und IV schneller. So war zur Induktion im ES II eine größere Außenrotation nötig als im ES III und IV (Abb. 5-12 und Anhang 5-1).

5. Ergebnisse

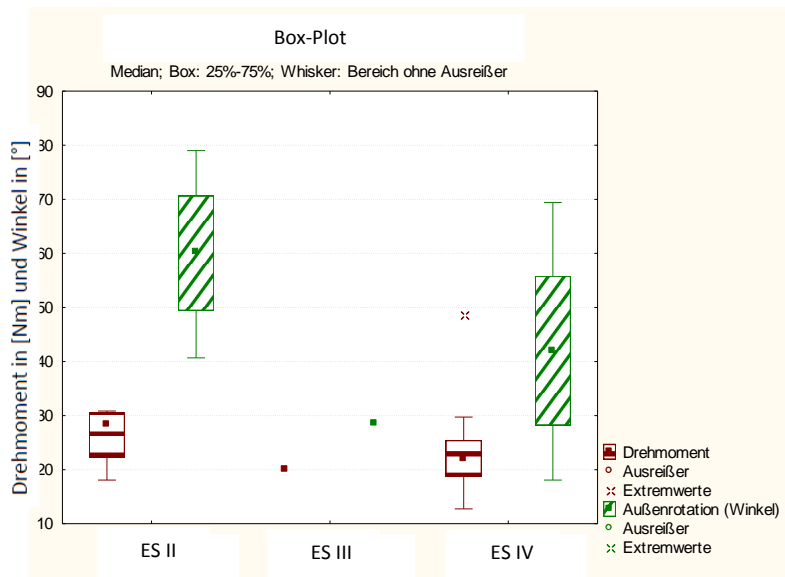


Abb. 5-12: Box-Plot der ES II-IV für die Variablen Drehmoment in [Nm] und Winkel in [°]

Zudem waren die Knochen- und Spongiosadichten im ES I niedriger als in den anderen ES (Abb. 5-13 und Anhang 5-1).

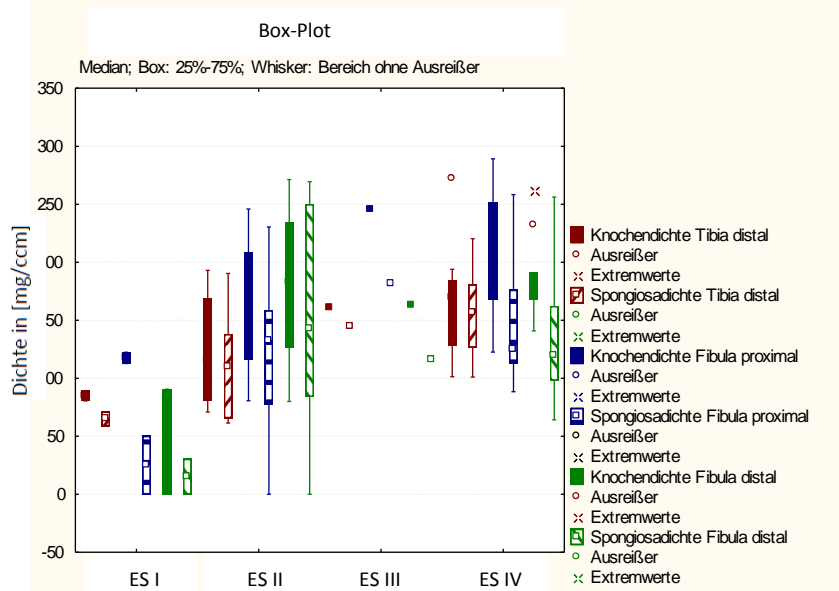


Abb. 5-13: Verteilung der Knochen- und Spongiosadichten Tibia distal, Fibula proximal und distal in [mg/ccm] der ES I-IV

5.2 Einteilung der Ergebnisse nach Frakturtypen

Zur statistischen Auswertung wurden die 18 auswertbaren Proben nach induzierten Frakturtypen in Gruppen eingeteilt. Zunächst unterschied ich eine Nicht-Frakturgruppe von einer Frakturgruppe (Tabelle 5-6).

	Anzahl	Verletzungen des lateralen Bandapparates	Verletzungen Syndesmosis tibiofibularis	Mediale Verletzungen	Posteriore Verletzungen
Frakturgruppe	15	0	7	0	0
Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (FHS)	11	0	6	0	0
<i>FHS ES IV*</i>	7	0	4	0	0
Fibulafraktur distal der Syndesmose	3	0	1	2	0
Sonderfall **	1	0	0	1	0
Nicht-Frakturgruppe	3	3	0	1	0
Gesamt	18	3	7	4	0

Tabelle 5-6: Überblick über die Gruppeneinteilung und ihrer Ergebnisse (* für die Gesamtzahl ist FHS ES IV in FHS enthalten, ** der Sonderfall ist eine Fibulafraktur proximal der Syndesmose und wurde zur Auswertung nur in die Frakturgruppe aufgenommen)

5.2.1 Nicht-Frakturgruppe

In dieser Gruppe wurden die drei Proben zusammengefasst, bei denen nur Verletzungen des lateralen oder medialen Bandapparates und keine Außenknöchelfrakturen beobachtet wurden. In allen drei Fällen riss das Lig. calcaneofibulare fibular aus. In einer Probe kam es zusätzlich zur fibularen Avulsion des Lig. talofibulare anterius und tibialen Avulsion des Lig. deltoideum (Tabelle 5-6, Abb. 5-14 und 5-15 und Anhang 5-2).

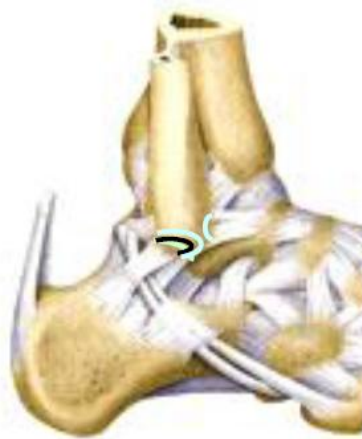


Abb. 5-14: rechter Fuß, Ansicht von lateral, skizziert Verletzungen des lateralen Bandapparates in der Nicht-Frakturgruppe: Probe 1, Probe 2, Probe 3 , Bild aus [49]



Abb. 5-15: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von medial, Skizze Verletzung des medialen Bandapparates in der Nicht-Frakturgruppe: Probe 1 Bild aus [118]

5.2.2 Frakturgruppe

Die Frakturgruppe setzte sich aus den 15 Unterschenkeln zusammen, bei denen Außenknöchelfrakturen induziert werden konnten (Tabelle 5-6, Anhang 5-3, Abb. 5-16 und 5-17).

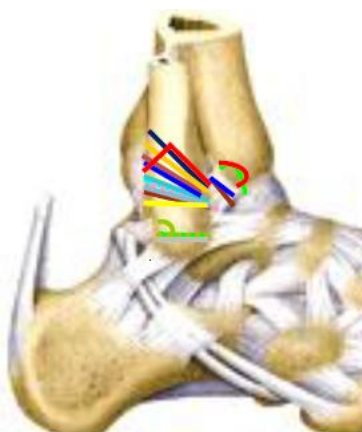


Abb. 5-16: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, skizziert Frakturverläufe der Frakturgruppe, Bild aus [49]
FHS: Probe 4, Probe 5, Probe 7, Probe 8, Probe 9, Probe 11, Probe 14, Probe 15, Probe 17, Probe 18, Probe 19
FDS: Probe 10, Probe 16, Probe 20

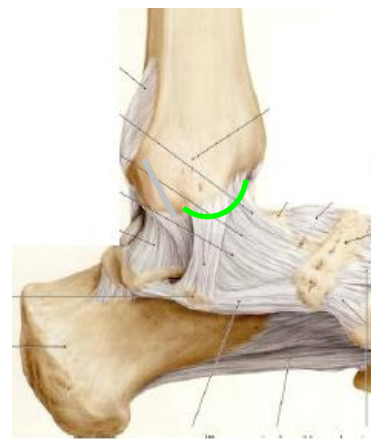


Abb. 5-17: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von medial, skizziert Verletzung des Innenknöchels in der Frakturgruppe Bild aus [118]
FDS: Probe 10, Probe 16

Diese wurde ihrerseits, nach dem induzierten Frakturtyp in die zwei Untergruppen Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (FHS) und Fibulafraktur distal der Syndesmose (FDS) unterteilt. Im Verlauf der Prüfkurven zeigten sich zwischen den beiden Gruppen keine Unterschiede (Abb. 5-18).

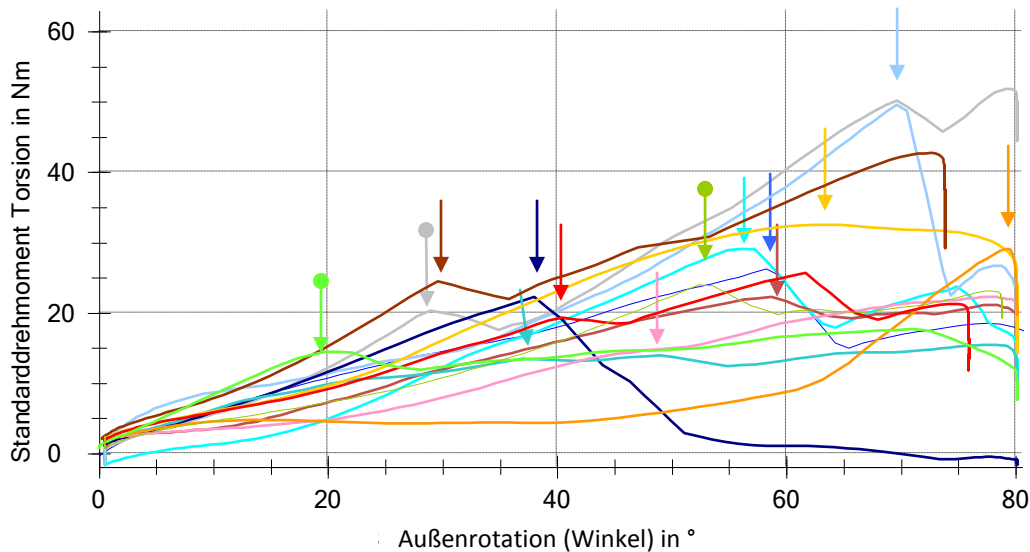


Abb. 5-18: zeigt die Prüfkurven der

- FHS: Probe 4, Probe 5, Probe 7, Probe 8, Probe 9, Probe 11, Probe 14, Probe 15, Probe 17, Probe 18, Probe 19
- FDS: Probe 10, Probe 16, Probe 20

5.2.2.1 Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (FHS)

11 der 15 Frakturen waren Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmose. In 10 Fälle handelte es sich um Fibulaschrägfrakturen (20°- 60° in der Sagittalebene). In einem Fall lag eine Fibulaquerfraktur vor (Abb. 5-16). In sieben Proben kam es zusätzlich zur Ruptur, tibialen oder fibularen Avulsion der vorderen Syndesmose. Verletzungen des Innenknöchels, des Volkmannsdreiecks oder der hinteren Syndesmose wurden nicht beobachtet (Tabelle 5-6, Abb. 5-16 - 5-18 und Anhang 5-4).

5.2.2.2 Fibulafraktur distal der Syndesmose (FDS)

Diese Untergruppe fasste die drei Unterschenkel mit Fibulafrakturen distal der Syndesmose zusammen (Tabelle 5-6, Abb. 5-16 - 5-18 und Anhang 5-5). In zwei der drei Fälle wurden zusätzlich Innenknöchelverletzungen in Form einer Ruptur des Lig. deltoideum und einer Innenknöchelfraktur beobachtet. In einem Fall kam es zudem zur tibialen Avulsion der vorderen Syndesmose.

5.3 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung im Frakturmodell

5.3.1 Vergleich der Gruppen mittels Mann-Whitney-U-Test

5.3.1.1 Vergleich zwischen Nicht-Frakturgruppe und Frakturgruppe

Zwischen der Nicht-Frakturgruppe und der Frakturgruppe zeigten sich folgende signifikante Unterschiede:

- Die in allen drei ROIs gemessenen Knochen- und Spongiosadichten waren in der Nicht-Frakturgruppe mit $p < 0,05$ signifikant niedriger als in der Frakturgruppe (Tabelle 5-7 und Abb. 5-19 und Abb. 5-20).

	Knochendichte Tibia distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Tibia distal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula distal in [mg/ccm]	Alter in Jahre	Drehmoment in [Nm]	Winkel in [°]
Nicht-Frakturgruppe	80,7	65,6	112,8	0	80	0	95		
Frakturgruppe	168,5	144,5	187,9	132,4	176,1	139,45	89		
p-Wert	0,017157	0,009804	0,0049	0,00245	0,002451	0,002451	0,7377		

Tabelle 5-7: zeigt Ergebnisse Mann-Whitney-U-Test (Mediane und p-Werte) für die Gruppen Nicht-Frakturgruppe (n=3) versus Frakturgruppe (n=15): $p < 0,05$ signifikant

5. Ergebnisse

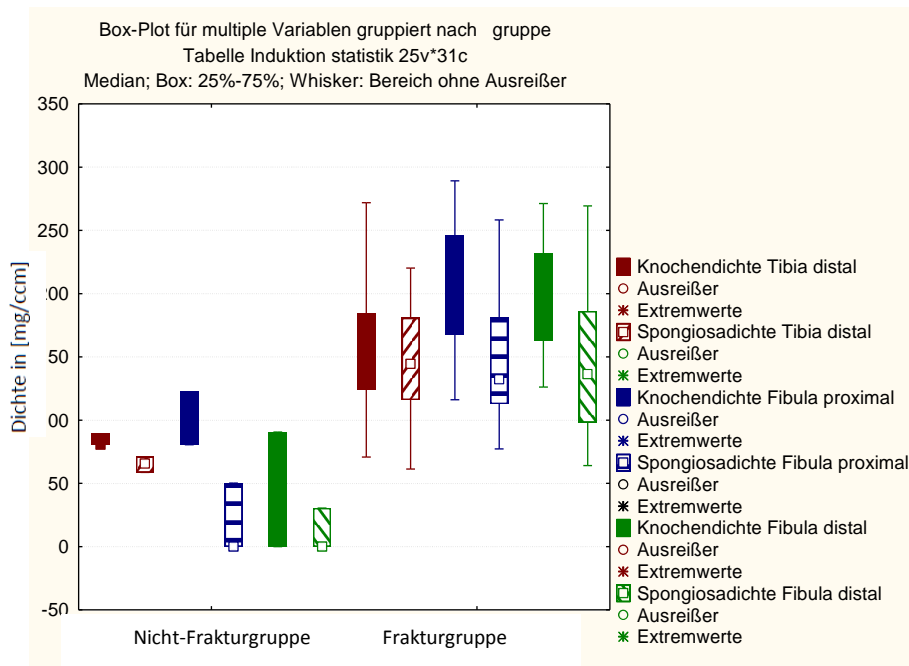


Abb. 5-20: zeigt Box-Plots der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal und Fibula distal in [mg/ccm] jeweils von Nicht-Frakturgruppe und Frakturgruppe

- Das mediane Alter der Unterschenkel in der Nicht-Frakturgruppe war mit 95 Jahren gegenüber 89 Jahren in der Frakturgruppe zwar höher, ein signifikanter Unterschied konnte mit $p = 0,73$ nicht gezeigt werden (Tabelle 5-7).

5.3.1.2 Vergleich zwischen FHS und FDS

Zwischen FHS und FDS ließen sich mit p größer 0,05 keine signifikanten Unterschiede bzgl. der gemessenen Knochen- und Spongiosadichten, Alter der Donatoren und den biomechanischen Parametern Drehmoment und Winkel zeigen (Anhang 5-6).

5.3.2 Spearman-Rangkorrelationstest in FHS

In dieser Gruppe ließ sich zeigen, dass die in den beiden ROIs des Außenknöchels gemessenen Spongiosadichten bzw. Kochendichte mit $p < 0,05$ signifikant mit steigendem Alter der Donatoren abnahmen. Je älter der Donator desto geringer die gemessenen Spongiosadichten bzw. Knochendichte am Außenknöchel (Tabelle 5-8).

Variable	Knochendichte		Spongiosadichte		Knochendichte		Drehmoment	Winkel
	Tibia distal	Fibula proximal	Tibia distal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal		
Alter R	-0,1781	-0,329	-0,169	-0,721	-0,69	-0,721	-0,164	-0,338
p-Wert	0,6	0,324	0,619	0,012	0,019	0,012	0,65	0,39

Tabelle 5-8: zeigt Spearman-Rangkorrelationstest in FHS mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt : $p < 0,05$ signifikant

Beide biomechanischen Variablen, Drehmoment und Winkel, hingen mit p größer 0,05 weder vom Alter der Donatoren noch von den gemessenen Knochen- und Spongiosadichten ab (Tabelle 5-9).

Variable	Knochendichte		Spongiosadichte		Knochendichte		Drehmoment	Winkel
	Tibia distal	Fibula proximal	Tibia distal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal		
Drehmoment R	0,261	0,152	0,261	0,018	-0,018	-0,212	1	0,733
p-Wert	0,467	0,676	0,467	0,96	0,96	0,556	0	0,016
Winkel R	0,291	0,009	0,191	0,127	0,082	-0,227	0,733	1
p-Wert	0,3855	0,979	0,574	0,709	0,811	0,502	0,016	0

Tabelle 5-9: zeigt Spearman-Rangkorrelationstest mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: $p < 0,05$ signifikant, erstellt mit STATISTICA (Version 8.0)

Allerdings korrelierten die beiden biomechanischen Variablen mit $p < 0,05$ und $R=0,73$ signifikant miteinander. Je größer das zur Frakturinduktion notwendige Drehmoment, desto größer die nötige Außenrotation (Abb. 5-21 und Tabelle 5-9).

5. Ergebnisse

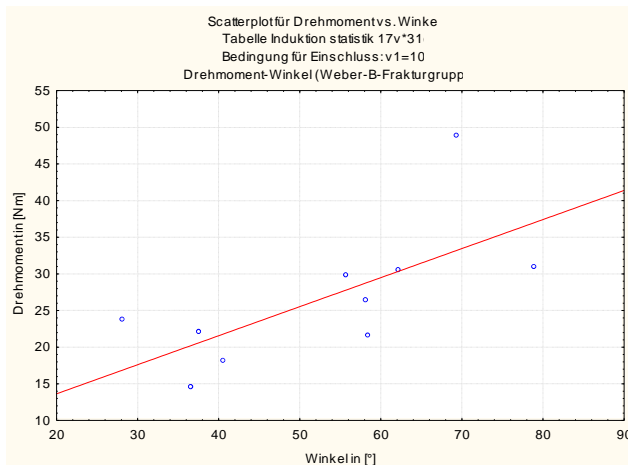


Abb. 5-21: Scatterplot zeigt die positive Korrelation zwischen den Variablen Winkel und Drehmoment

Der Spearman-Rangkorrelationstest wurde zudem in einer Untergruppe der FHS angewandt. In dieser Untergruppe waren alle sieben Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmose zusammengefasst, die im ES IV induziert wurden. In dieser Untergruppe ließen sich die signifikanten Ergebnisse der FHS mit noch kleineren p-Werten bestätigen (Anhang 5-7 und 5-8).

Hier stach die positive Korrelation zwischen den Variablen Drehmoment und Winkel ($R = 0,74$ / $p = 0,002$) (Abb. 5-22) heraus.

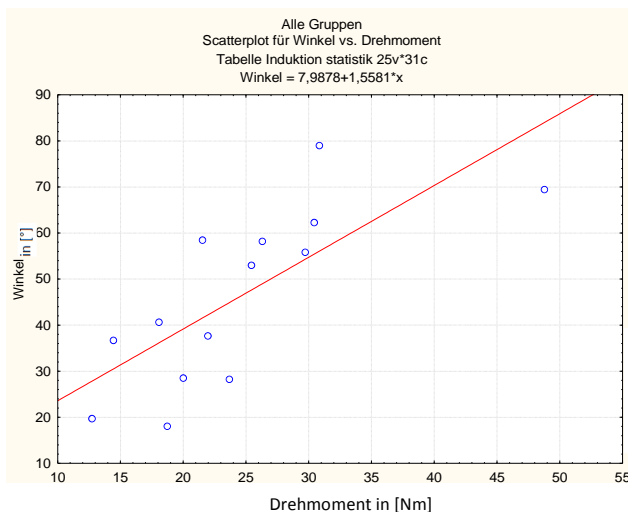


Abb. 5-22: Scatterplot zeigt die signifikante, positive Korrelation zwischen den Variablen Winkel und Drehmoment

Zusätzlich zeigte die biomechanische Variable Winkel eine mit $p < 0,05$ signifikante positive Korrelation zu den Knochen- und Spongiosadichte der ROI Tibia (Anhang 5-8). Je höher die Knochendichten dieser ROI desto größer die notwendige Außenrotation.

5.4 Ergebnisse der vergleichenden, biomechanischen Plattenosteosynthesetestung

5.4.1 Qualitative Versagensanalyse der nicht winkelstabilen und winkelstabilen Konturenplatte

5.4.1.1 Ausrissverhalten der nicht winkelstabilen Konturenplatte

In dieser Gruppe ließen sich zwei verschiedene Versagensvarianten der nicht winkelstabilen Konturenplatte beobachten (Abb. 5-23 – 5-26 und Anhang 5-9).

In fünf der sechs Proben rissen die drei proximalen Schrauben aus und induzierten eine diaphysäre, vertikale Fraktur. Die vertikale Frakturlinie verlief durch die Schraubenlöcher des proximalen Fragmentes, wobei die drei proximalen Schrauben teilweise fest in der diaphysären Fibula verankert blieben. Aufgrund des proximalen Konstruktversagens verschob sich zum Teil das distale Fragment nach posterior und lateral. Die drei distalen, malleolaren Schrauben zeigten keine Auslockerung (Abb. 5-23 – 5-25 und Anhang 5-10).



Abb. 5-23: Konstruktversagen Variante 1, Probe 8



Abb. 5-24: Konstruktversagen Variante 1, Probe 12



Abb. 5-25: Konstruktversagen Variante 1, Probe 5



In Probe 18 hingegen lockerten sich während der Außenrotation des Fußes Schraube 2 und 3 des distalen Fragmentes um ca. 3 mm aus. Die drei proximalen Schrauben blieben in der diaphysären Fibula fest verankert. Es kam nur zu einer geringfügigen Verschiebung des distalen Fragmentes nach posterior und lateral (Abb. 5-26 und Anhang 5-11).

Abb. 5-26: Konstruktversagen Variante 2, Probe 18

5.4.1.2 Ausrissverhalten der winkelstabilen Konturenplatte

Hier ließen sich ebenfalls zwei verschiedene Versagensvarianten des winkelstabilen Konstrukts erkennen (Abb. 5-27 – 5-31 und Anhang 5-12).

Variante 1 ähnelte der Versagensvariante 1 der nicht winkelstabilen Konturenplatte.



Abb. 5-27: versorgte Probe 11



Abb. 5-28: Probe 11 nach Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1



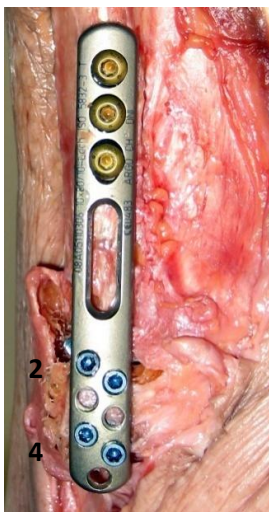
Abb. 5-29: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1, Probe 19



Abb. 5-30: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1, Probe 7

5. Ergebnisse

In vier der sechs Proben versagten die drei proximalen, nicht winkelstabilen Schrauben (Abb. 5-27 – 5-30 und Anhang 5-13). Dabei reichte die Bandbreite von Auslockerung der Schrauben um 2 mm bis zur vollständigen Auslockerung der drei Schrauben mit angedeuteter vertikaler Fibulafraktur. Die vertikale Frakturlinie verlief durch die Schraubenlöcher des proximalen Fragmentes. Das distale Fragment verschob sich nach posterior und lateral während die vier winkelstabilen Schrauben fest im Außenknöchel verankert blieben.



In den Probe 10 und 20 versagten die distalen, winkelstabilen Schrauben. Insbesondere die Schrauben 2 und 4 schnitten sich während der Außenrotation aus dem malleolaren Fragment aus. Die Verankerung der winkelstabilen Schrauben in den Gewinden der Konturenplatte blieb intakt. Die drei proximalen Schrauben waren in der diaphysären Fibula fest verankert (Abb. 5-31 und Anhang 5-14).

Abb. 5-31: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 2, Probe 20

Die Prüfkurven der Proben 8 und 18 (Versagensvariante 1 bzw. 2 der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe) und die Proben 10 und 19 (Versagensvariante 1 bzw. 2 der winkelstabilen Konturenplatten) sind in Abb. 5-32 abgebildet.

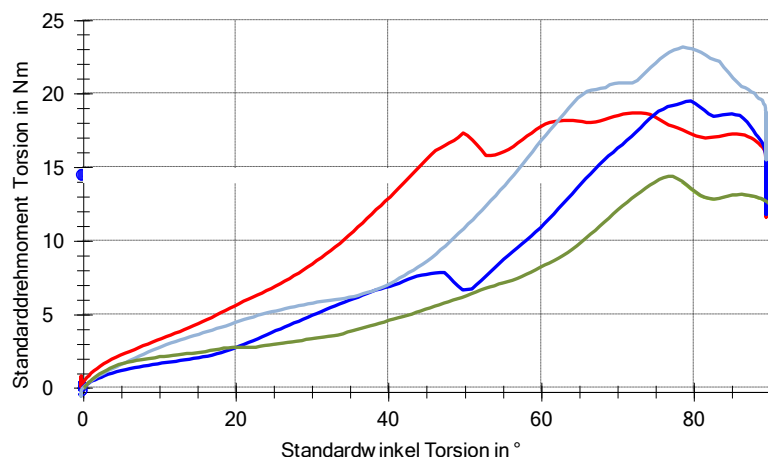


Abb. 5-32: Prüfkurven der Proben 8 (V1) und 18 (V2) Fibulafrakturen versorgt mit nicht winkelstabilen Konturenplatte und Probe 10 (V1) und 19 (V2) versorgt mit winkelstabiler Konturenplatte erstellt mit TestXpert II Software

Dabei ließ sich jeweils ein ähnlicher Kurvenverlauf zwischen den Varianten 1 (proximales Versagen) und 2 (distales Versagen) der nicht winkelstabilen und winkelstabilen Konturenplattengruppe beobachten. Es zeigte sich, dass, wenn die proximalen Schrauben versagten, dies früher geschah als bei den distalen Schrauben.

5.4.2 Ergebnisse der statistischen Datenauswertung

5.4.2.1 Vergleich nicht winkelstabile versus winkelstabile Konturenplattengruppe mit Mann-Whitney-U-Test

In der winkelstabilen Konturenplattengruppe waren die biomechanischen Variablen Versagenswinkel und -drehmoment mit $p < 0,05$ signifikant höher als in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe (Abb. 5-33 und Anhang 5-15). Die nicht winkelstabile Konturenplatte versagte bei einem geringeren Drehmoment und Winkel als die winkelstabile Konturenplatte.

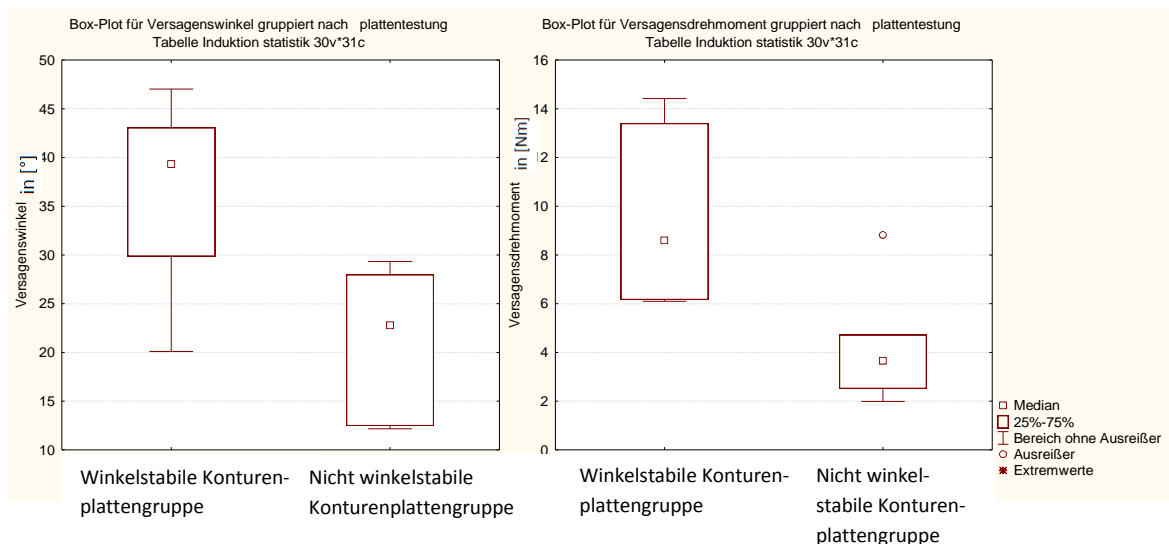


Abb. 5-33: Box-Plots der Variablen Versagensdrehmoment und Versagenswinkel jeweils von nicht winkelstabiler und winkelstabiler Konturenplattengruppe, erstellt mit STATISTICA (Version 8.0)

5.4.2.2 Spearman-Rangkorrelationstest in der nicht winkelstabilen und winkelstabilen Konturenplattengruppe

In der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe ließen sich zwischen dem Versagensdrehmoment und den gemessenen Spongiosadichten des Außenknöchels (ROI Fibula proximal und distal) eine mit $p < 0,05$ signifikante, positive Korrelationen zeigen (Tabelle 5-10 und Abb. 5-34).

Variabel	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Fraktur-	Fraktur-	Versagens-	Versagens-
	Tibia distal	Tibia distal	Fibula proximal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal	drehmoment	winkel	drehmoment	winkel
Versagensdrehmoment R	-0,78	-0,66	0,35	0,98	0,63	0,88	-0,66	-0,35	1	0,44
p-Wert	0,07	0,15	0,5	0,0004	0,18	0,02	0,22	0,49	0	0,38

Tabelle 5-10: Spearman-Rangkorrelationstest in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: $p < 0,05$ signifikant

Je höher die gemessene Spongiosadichte desto höher das zum Konstruktversagen notwendige Drehmoment (Abb. 5-34).

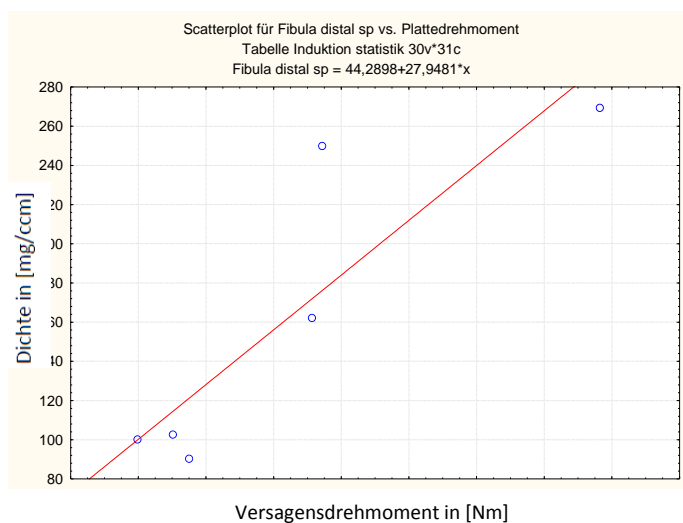


Abb. 5-34: Scatterplot zeigt die signifikante, positive Korrelation zwischen den Variablen Versagensdrehmoment und Spongiosadichte Fibula proximal ($R=0,98/p < 0,01$)

Andere signifikante Zusammenhänge waren nicht nachweisbar (Anhang 5-16).

In der winkelstabilen Konturenplattengruppe ließen sich hingegen keine signifikanten Zusammenhänge zwischen einzelnen Variablen nachweisen.

Weder die Variable Alter noch die Variablen Versagenswinkel, Versagensdrehmoment und Steifigkeit waren von den ermittelten Knochen- und Spongiosadichten signifikant abhängig (Anhang 5-17).

6. Diskussion

6.1 Lässt sich eine LH SE II Verletzung experimentell reproduzieren?

Ein zentrales Ziel der Arbeit war die Entwicklung eines Frakturmodells zur Reproduktion einer LH SE II Verletzung. Um dies umzusetzen, musste das Frakturmodell den drei Gütekriterien Objektivität (Vorurteilslosigkeit), Reliabilität (Zuverlässigkeit) und Validität (Gültigkeit) gerecht werden. Nur was objektiv ist, kann zuverlässig sein und nur was zuverlässig ist, kann valide sein [126].

6.1.1 Objektivität des Frakturmodells – Standardisierte, biomechanische Methodik

Als biomechanische Parameter wurden eine axiale Belastung von 700 N, 25° Supination und 15° Dorsalflexion des Fußes und eine Außenrotation von 80° mit 60°/s gewählt.

Für das Frakturmodell konnte LH Frakturmechanismus (siehe 2.3.1.1), nicht aber seine biomechanische Methodik, verwendet werden. Er applizierte die Kräfte manuell [69, 72], die damit nicht kontrolliert, kontinuierlich und ohne Bestimmung der Gelenkstellung erfolgten.

Die biomechanische Methodik orientierte sich deshalb an ähnlichen experimentellen Arbeiten zur Reproduktion von Außenknöchelfrakturen durch SE (siehe Tabelle 6-1).

Autoren	Material (Mat.) und Methode (Meth.)	Ergebnisse
LH 1942	Mat.: n = 18, keine Angaben zu Alter und Geschlecht Meth.: manuelle maximale Supination und Dorsalflexion, keine Angaben zur axialen Belastung, manueller Valgusstress und Außenrotation bis 90°	SE I: 17/18 Verletzungen Lig. tibiofibulare ant. davon 8/17 tibiale Avulsion, 5/17 fibuläre des Lig. tibiofibulare ant., 4/17 Ruptur des Lig. tibiofibulare ant. SE II: 17/18 Fibulaschrägfraktur auf Höhe der Syndesmose SE III: 14/17 posteriore Tibiabeteiligung davon 4/14 Ausriss dorsale Tibiakante, 8/14 Avulsion der dorsalen Tibiakante, 2/17 Absplitterung dorsale Tibiakante SE IV: 6/14 Innenknöchelfraktur an seiner Basis,

6. Diskussion

		8/14 tibiale Avulsion oder Ruptur Lig. deltoideum Variante: 1/18 Tibiaschrägfraktur in ihrem distalen Ende
De Souza Dias und Foerster 1974	Mat.: n = 16, keine Angaben zu Alter und Geschlecht Meth.: Fixierung des Fußes mit elastischen Bändern, Supination und Außenrotation, keine Angaben zur axialen Belastung oder näheren Angaben zu Supination und Außenrotation	6/16 nur ligamentäre Verletzungen, 2/10 Verletzungen passend zu LH SE I,II und IV, 8/10 nach Durchtrennung des Lig. tibiofibulare ant. Verletzungen passend zu LH SE II-IV, bei SE III handelte es sich bei 7/10 um ligamentäre Verletzungen, in 3/10 der Fälle um tibiale Avulsionen des Lig. tibiofibulare posterius, bei SE IV um Verdes Lig. deltoideum
Schaffer und Manoli 1987	Mat.: n = 24, keine Angaben zu Alter und Geschlecht Meth.: Fixierungsweise ähnlich der in der aktuellen Arbeit, maximale Supination und Dorsalflexion des Fußes ohne nähere Angaben, axiale Belastung 147N, Außenrotation bis 50° bei 100°/s	24/24 kurze, schräge Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmose oder wenige Millimeter distal 2/24 Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
Markolf et al. 1987	Mat.: n=19, keine Angaben zu Alter und Geschlecht Meth.: maximale Supination des Fußes manuelle Außenrotation, keine axiale Belastung und Dorsalflexion	12/19 Fibulafrakturen ohne nähere Angaben 5/19 Ruptur des lateralen Bandapparates 1/19 subtalare Subluxation 1/19 Calcaneusfraktur durch Fixierungsweise
Stiehl et al. 1990	Mat.: n = 26, Alter: 18-92 Jahre, w = 76 Jahre, m = 67 Jahre, w: n = 14, m: n = 12 Meth.: Plantar- oder Dorsalflexion 10°, Supination oder Pronation 15°, axiale Belastung des 5-fachen bekannten KG	weibliche Unterschenkel: 28% Fibulaschrägfraktur auf Höhe der Syndesmose und 36% SE II , männliche Unterschenkel: 67% Fibulaschrägfraktur distal der Syndesmose mit Verletzungen der Lig. tibiofibulare ant. und Lig. deltoideum
Michelson et al. 1996	Mat.: n=30, Alter: 60-80 Jahre, keine Angaben zum Geschlecht Meth.: Fixierungsweise sehr ähnlich der in dieser Arbeit, 25° Supination, Neutral oder 25° Plantarflexion oder 10-15° Dorsalflexion und 6-8° Valgusposition, Außenrotation bis 90° bei 40°/s	SE: 5/10 Avulsion des Lig. calcaneofibulare und Lig. talofibulare ant.; 2/10 Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 1/10 Ruptur des Lig. deltoideum P-SE: 4/5 Lig. Avulsionen, 2/5 Ruptur Lig. deltoideum D-SE: 4/5 Fibulafraktur distal der Syndesmose Val-SE: 1/5 Lig. Avulsionen, 4/5 Fibulaschrägfraktur auf Höhe der Syndesmose Val-D-SE: 5/5 Fibulaschrägfraktur auf Höhe der Syndesmose, 5/5 Innenknöchelfraktur
Haraguchi et al. 2009	Mat.: n=23, w:n=11, m:n=12, Alter: 59-97 Jahre, Durchschnitt=80,6 Jahre Meth.: Phase I: n=15, Dorsalflexion 15°, Pronation 20°, Innenrotation Tibia bis 90° bei 36°/s, axiale Belastung 700 N bei 100N/s; Phase II: n=8, Phase I + laterale Belastung von 445 N	Phase I: 9/15 Verletzung Lig. tibiofibulare ant. (Ruptur oder Avulsion); 12/15 Fibulafraktur davon 7/15 auf Höhe der Syndesmose; 12/15 Verletzungen Innenknöchel (Frakturen oder Lig. deltoideum); 10/15 posteriore Beteiligung (Fraktur oder Avulsion) Phase II: 7/8 Beteiligung Lig. tibiofibulare ant. (Avulsion oder Ruptur); 8/8 Fibulafrakturen davon 1/8 distal und 3/8 proximal der Syndesmose, 4/8 Verletzungen des Lig. tibiofibulare posterius, 8/8 mediale Beteiligung davon 3/8 Innenknöchelfraktur und 5/8 Ruptur des Lig. deltoideum

Tabelle 6-1: Überblick über experimentelle Arbeiten zur Reproduktion LH SE [24, 69, 72, 77, 117, 127] bzw. Induktion einer Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose [40]

Die Testbedingungen von Michelson [79, 81] waren kontrolliert, standardisiert und reproduzierten den Frakturmechanismus von LH am genauesten. Deshalb wurde sich v.a an seine biomechanische Vorgehensweise angelehnt. Auch andere [13, 24, 47, 77, 117, 127] hatten versucht, LH SE zu reproduzieren. Allerdings wichen sie von seinem Frakturmechanismus durchaus ab. Ihre biomechanischen Methoden waren teilweise nicht reproduzierbar, da wichtige Angaben zu Parametern wie Rotationsgeschwindigkeit, Supinations- und Dorsalflexionsgrad, axialer Belastung und Halterungen fehlten (siehe Tabelle 6-1).

Die Entscheidung um 80° zu rotieren, orientierte sich an den Vorgehensweisen von LH und ähnlichen experimentellen Arbeiten [30, 40, 72, 77, 82, 84, 117]. Alle Frakturinduktionen ereigneten sich vor 80° (siehe 5.2.2). Die Supination von 25° und Dorsalflexion von 15° wurden analog zu Michelson gewählt [79, 81].

Am schwierigsten gestaltete sich die Wahl der axialen Belastung und Rotationsgeschwindigkeit:

Das Körpergewicht der Donatoren war nicht bekannt und verlässliche Daten über die während „physiologischer“ Unfallmechanismen auftretenden, intraartikulären axialen Kräfte fehlten. Die gewählten 700 N entsprachen dem durchschnittlichen Körpergewicht eines erwachsenen Mannes und der axialen Belastung von Michelson [79-81, 84-85].

Die Rotationsgeschwindigkeit von $60^\circ/\text{s}$ lehnte sich an vergleichbare Arbeiten an, in denen zwischen $36^\circ/\text{s}$ und $100^\circ/\text{s}$ rotiert wurde [79, 82, 84, 117]. Die $60^\circ/\text{s}$ sind sicher langsamer als die Rotationsgeschwindigkeit während „physiologischer“ Unfallereignisse und stellen mit der gewählten axialen Belastung von 700 N Limitationen solcher experimenteller Arbeiten dar [81]. Allerdings ließen sich auch mit diesen Parametern knöcherne und nicht nur ligamentäre Verletzungen induzieren, sodass das Verletzungsausmaß nicht ausschließlich ein von Rotationsgeschwindigkeit und axialer Belastung abhängiges Phänomen sein konnte.

Die Wertung eines initialen Drehmomentabfalls in der Prüfkurve als Strukturversagen im Sinne einer Frakturierung (siehe 4.3.3) deckte sich mit andern Arbeiten [30, 77, 81, 117, 127]. Aufgrund einer gewissen Materialflexibilität lässt sich Drehmoment und

Außenrotationsgrad zum Zeitpunkt der Frakturierung nicht ganz exakt bestimmen sondern nur abschätzen [79, 82, 84, 117].

6.1.2 Reliabilität des Frakturmodells – die verschiedenen Entwicklungsstadien (ES)

Die Veränderungen in den ES beschränkten sich auf die Befestigungstechnik des proximalen Unterschenkels und das Einbringen einer lateral gerichteten talofibularen Kraft. Allen ES gemeinsam waren die Fußfixierung, der standardisierte und biomechanischer Testablauf. Das jeweilige ES stellte eine Weiterentwicklung des Vorangegangenen dar, um zuverlässig Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose zu induzieren.

Das entscheidende Kriterium war die Frakturhöhe. Sie wurde makroskopisch und röntgenologisch beurteilt. Die Frakturlinie musste zwischen 30 und 40 mm, gemessen von der Fibulaspitze, beginnen. Ansonsten wurde die Fraktur als distal bzw. proximal der Syndesmose bezeichnet (siehe Abb.6-1).

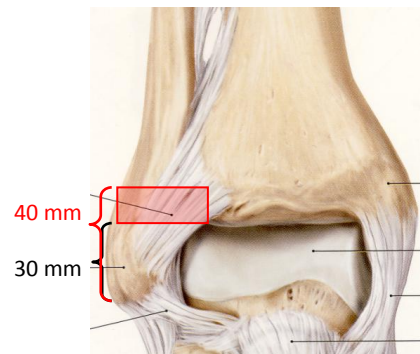


Abb. 6-1: Oberes Sprunggelenk, Bereich, indem eine Fraktur als auf Höhe der Syndesmose bezeichnet wurde, aus [118]

6.1.2.1 Entwicklungsstadium I

Im ES I konnten bei beiden Proben nur ligamentäre Avulsionen beobachtet werden. Dorsalflexion, Supination und Außenrotation des Fußes reichten nicht aus, um Außenknöchelfrakturen zu induzieren (siehe 5.1).

Michelson [81, 83], Schaffer [117] und Stiehl [127] zeigten, dass die Außenrotation eines supinierten und dorsalflexierten Fußes durch die Außenrotation des Talus wenigstens zu Außenknöchelfrakturen distal der Syndesmose führten (Tabelle 6-1).

Allerdings waren im ES I keine Frakturen distal der Syndesmose sondern lediglich

Avulsionen des lateralen und teils medialen Bandapparates zu beobachten.

Ursache hierfür war die schlechte Knochenqualität und –quantität des Unterschenkel-paares. Es wurde das Unterschenkel-paar mit der niedrigsten gemessenen Knochen- und Spongiosadichte in allen ROIs verwendet (siehe Abb. 5-13 und Anhang 5-1). Ein Umstand, der rein zufällig war und sich aus der Reihenfolge, in der die Unterschenkel aus dem anatomischen Institut zur Verfügung gestellt wurden, ergab.

6.1.1.2 Entwicklungsstadium II

Um Frakturen auf Höhe der Syndesmose induzieren zu können, wurde im ES II eine lateral gerichtete talofibulare Kraft eingeführt. In vier von 10 Versuchen konnten Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose induziert werden (siehe 5.1).

Entscheidend dafür war die zusätzliche lateral gerichtete talofibulare Kraft:

Sie führte zu einer lateralen Verschiebung des Talus und damit zu einer zunehmenden Kompression von Talus und Fibula auf Höhe der Syndesmose während der applizierten Außenrotation des Fußes. Diese Verschiebung der Belastung im oberen Sprunggelenk ist der Schlüssel für das Zustandekommen der klassischen SE Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose mit einem Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior [81]. Bei genauem Studium LH Originalpublikation [69] fiel auf, dass er zur Frakturinduktion neben Supination, Außenrotation und Dorsalflexion („ simultaneous pressure from plantar surface toward the heel region“ [69, 72]) eine zusätzlich laterale Talusverschiebung beschrieb [69, 72] (siehe 2.3.1.1). Dies legte die Vermutung nahe, dass seine Induktion nicht nur aus einem reinen SE-Mechanismus, sondern zusätzlich aus einer Dorsalflexion des Fußes und der Einwirkung einer lateral gerichteten talofibularen Kraft, eines sogenannten Valgusstressses, bestand.

Diese Tatsachen fanden allerdings keinen Einzug in sein Klassifikationssystem [72, 81]. Zwischen FHS und FDS zeigten sich statistisch auch bzgl. Knochendichten und biomechanischer Variablen keine signifikanten Unterschiede (siehe 5.3.1.2). So lag die Vermutung nahe, dass eine lateral gerichtete talofibulare Kraft entscheidend war, ob eine Fraktur auf Höhe der Syndesmose (FHS) oder distal (FDS) entstand.

Die talofibulare Kraft wurde über ein Stempelkonstrukt erzeugt (siehe 4.3.2.3). Dabei fungierte die Stelle, an der der Stempel gegen die Fibula gedrückt wurde, nicht als Sollbruchstelle. Die Fibulae brachen immer distal des Stempels.

Allerdings konnten in sechs der 10 Fälle keine Frakturen induziert werden. Dafür gab es zwei Ursachen:

- Niedrige Knochenqualität und -quantität

In einem Fall kam es aufgrund der drittschlechtesten gemessenen Knochenqualität und – quantität nur zur fibularen Avulsion des Lig.calcaneofibulare.

- Insuffiziente proximale Unterschenkelfixierung

In den fünf anderen Fällen konnten keinerlei Verletzungen induziert werden.

Hier fiel während der Versuche auf, dass der proximale Unterschenkel im ZTS nicht rigide fixiert war. Er drehte sich geringfügig bei Außenrotation mit.

Das Prinzip, den proximalen Unterschenkel in einem würfelförmigen Konstrukt zu fixieren, wurde auch von anderen Autoren verwendet [40, 77, 79, 81, 117].

Markolf [77] und Haraguchi [40] hatten Polymethylmethacrylate (PMMA) eingesetzt und teils zusätzlich in den tibialen Markkanal gefüllt oder die Tibia mit einem Nagel fixiert [40]. Der ZTS erschien zunächst physiologischer, als eine Fixierung mit drei Steinmannnägeln, da er die Bewegung von Fibula im Verhältnis zur Tibia in geringerem Maße zu beeinflussen vermochte.

Aus diesem Grund ereigneten sich auch die vier erfolgreichen Frakturinduktionen später, d.h. bei einem größeren Außenrotationsgrad als in den anderen ES (siehe 5.1).

6.1.2.3 Entwicklungsstadium III

Aufgrund der im ES II aufgetretenen Mängel bei der proximalen Fixierung wurde der proximale Unterschenkel mit drei Steinmannnägeln fixiert (siehe Abb. 4-22). Eine Fraktur distal der Syndesmose war Ergebnis der Frakturinduktion.

Ursache hierfür war eine nicht effektive lateral gerichtete talofibulare Kraft durch

- einen bei forcierter Außenrotation zur Seite weichender Aluminiumstab;
Die ausschließlich distale Befestigung des Aluminiumstabes an der proximalen Unterschenkelhalterung reichte nicht zur effektiven Verankerung aus (siehe Abb. 4-38).
- Eigenverwringung des Unterschenkels während forcierter Rotation;
Hier kam die Entscheidung, den ganzen Unterschenkel zur Testung verwendet zu haben, zum Tragen. Dies schien zunächst physiologischer und orientierte sich an der Vorgehensweise von LH [69, 72] und Schaffer [117]. Andere [40, 77, 81, 127] umgingen dieses Problem, indem sie Fibula und Tibia auf mindestens 2/3 der Tibialänge gekürzt und die entstehenden Fibula- und Tibiaenden mittels Schraube befestigt hatten.

6.1.2.4 Entwicklungsstadium IV

Eine Schraube durch Fibula und Tibia führte zu einer effektiven lateral gerichteten talofibularen Kraft und zu einer künstlichen Verkürzung des Unterschenkels, indem sie die Eigenverwringung des Unterschenkels nicht übertrug (siehe 4.3.2.4).

In 10 der 10 auswertbaren Versuche waren Außenknöchelfrakturen, davon sieben auf Höhe der Syndesmose, induzierbar (siehe 5.1). **Alle Frakturen ereigneten sich weit distal des Stempels und der Schraube.**

6.1.2.5 Reliabilität anderer experimenteller Frakturmodelle

Die Zuverlässigkeit des Frakturmodells Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose zu induzieren, konnte von 0% im ES I (n=2) über 40% im ES II (n=10) auf 70% im ES IV (n=10) gesteigert werden.

Ein objektiveres Kriterium der Reliabilität ist der Vergleich mit anderen experimentellen Frakturmodellen:

Bei LH betrug die Zuverlässigkeit, Frakturen auf Höhe der Syndesmose zu induzieren, 94,4% (n=18) [72]. Andere experimentelle Frakturmodelle wiesen Zuverlässigkeiten zwischen 30% (n=30) und 100% (n=24) auf [24, 40, 81, 127].

Allerdings war es schwierig, die Zuverlässigkeit einzelner Modelle miteinander zu vergleichen. Wie in 6.1.1 erläutert, unterschied sich die Vorgehensweise teilweise beträchtlich. Ergebnisse waren teils schwer nachzuvollziehen, Angaben über Qualität der Unterschenkel, Knochendichten und etwaige Vorversuche wurden nicht gemacht. Nur Stiehl [127] räumte ein, zunächst 17 Unterschenkel eingesetzt zu haben, um ein zuverlässiges Frakturmodell zu entwickeln. So war eine Reliabilität von 100% (n=24) erklärbar.

6.1.3 Validität des Frakturmodells

Kriterien für die Validität des Frakturmodells sind das Hook'sche Gesetz für Schubspannung und der Vergleich der Ergebnisse mit LH und anderen Autoren.

6.1.3.1 Das Hook'sche Gesetz

Die Validität des Frakturmodells kann rein mechanisch durch das Hook'sche Gesetz bewiesen werden.

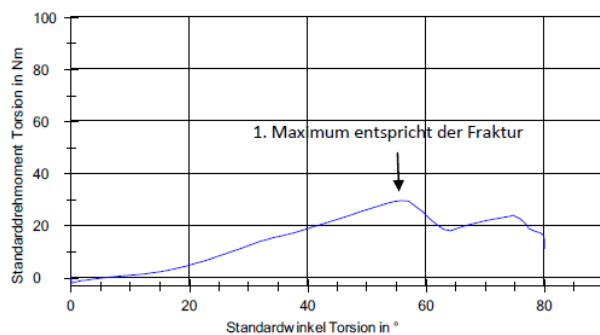


Abb. 6-2: exemplarische Prüfkurve von Probe 12: Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose

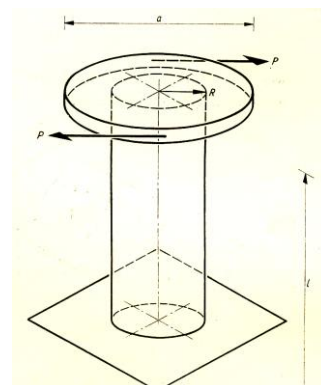


Abb. 6-3: idealisiertes Frakturmodell aus [114]

Der **Kurvenverlauf jeder Frakturinduktion** (Abb. 6-2) wird durch folgende allgemeingültige Formel beschrieben:

$$M = \alpha \cdot c \quad \text{mit} \quad \alpha = \text{Winkel (Außenrotation) in } [^\circ]$$

$$c = \text{konstant, mit } c = \frac{G \cdot I}{l} \text{ in } [\text{Nm}/^\circ]$$

}

l = Länge des Gesamtkonstrukts in [cm]

I = Verdrillungswiderstand in [cm⁴]
(querschnittsabhängig)

G = Gleitmodul [Nm/cm²]
(materialabhängig bzw. von der Fixierungsweise des Fußes und prox. Unterschenkels)

Diese Formel leitet sich aus dem Hook'schen Gesetz für Schubspannung ab [114]. Denn idealisiert ist das Frakturmodell nichts anderes als ein einseitig eingespannter kreiszylindrischer Stab, der über eine Scheibe gedreht wird (Abb. 6-3).

Daraus folgt, dass das Drehmoment M mit dem Winkel (Außenrotation) α positiv korrelieren muss. Je größer der Außenrotationsgrad desto höher das erzeugte Drehmoment. Dieser Zusammenhang wurde statistisch für die Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose (FHS) mit $n=11$ gezeigt. Der Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R für die Variablen Drehmoment und Winkel betrug $R= 0,733$. Die Korrelation war mit $p= 0,016$ signifikant (siehe 5.3.2). Diese Signifikanz konnte erreicht werden, trotz der Tatsache, dass die Frakturen unter Testbedingungen der ES II und IV induziert wurden und diese verschiedenen Testbedingungen maßgeblich G der Konstante c beeinflussen (siehe Formel). Erwartungsgemäß lag deshalb der Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R für die sieben Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose, die nur im ES IV induziert wurden mit $R= 0,741$ und $p= 0,002$ höher.

Wäre dies nicht der Fall, wäre entweder der Drehmomentaufnehmer defekt oder das Frakturmodell würde mechanische Grundgesetze außer Kraft setzen.

6.1.3.2 Vergleich der Ergebnisse mit LH und anderen Autoren

Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose waren durch LH SE induzierbar. Zudem konnte übereinstimmend mit LH [69, 72] und analog zu Stiehl [127], Michelson [81] und DeSouza [24] gezeigt werden, dass Verletzungen des Außenknöchels immer Verletzungen des Innenknöchels vorausgehen.

Unterschiede zu LH zeigten sich jedoch im Ablauf der Verletzungen:

LH zufolge ging einer Fraktur auf Höhe der Syndesmose (Stadium II) immer eine Verletzung der vorderen Syndesmose (Stadium I) [69, 72] voraus (Abb. 6-4).

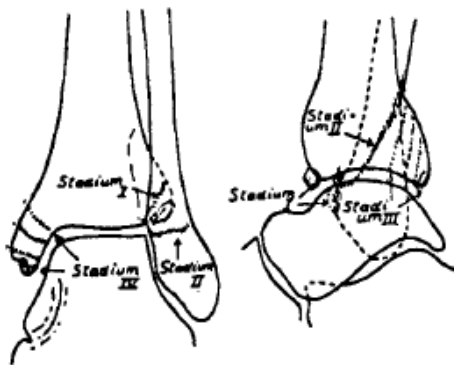


Abb. 6-4: Lauge-Hansens Originalzeichnung des Supination-Eversions-Mechanismus [69]

Diese Beobachtung konnte ich nicht ganz teilen. Die Reproduktion einer LH SE II Verletzung war nur eingeschränkt möglich. Von den 11 Frakturen wiesen nur sechs Verletzungen der vorderen Syndesmose auf.

Auch Michelson [79, 81], Schaffer [117] und Stiehl [106, 127] induzierten Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose ohne Verletzung der vorderen Syndesmose.

LH SE Stadium III und IV (Abb. 6-4 und 2.3.1.1) zu reproduzieren gestaltete sich noch schwieriger. Verletzungen der hinteren Tibiakante bzw. hinteren Syndesmose wurden in dieser Arbeit nicht beobachtet. Auch kam es nur in drei der 15 induzierten Frakturen zu Verletzungen des Innenknöchels. Michelson [79, 81] hatte gezeigt, dass eine Verletzung des Innenknöchels ohne eine Verletzung der hinteren Tibiakante einhergehen konnte. Bei ihm wiesen 10 der 30 Unterschenkel Verletzungen des Innenknöchels und vier Verletzungen der hinteren Tibiakante auf [81].

Haraguchi [40] äußerte in seiner Arbeit Zweifel, ob LH für sein Stadium IV den Fuß proniert hatte, indem er das untere Ende der Tibia seitwärts bewegte. Einen Zweifel, der aufgrund rein manueller Versuchsdurchführung nicht ausgeräumt werden kann.

Im Unterschied zu LH war eine Fraktur proximal der Syndesmose Ergebnis eines Versuches im ES IV. Bei LH [69, 72] und Haraguchi [40] konnte diese Fraktur nur durch

PE (Stadium IV) gezeigt werden. Diese Fraktur wurde als Sonderfall betrachtet und nicht in die statistische Auswertung einbezogen.

Insgesamt war es schwierig, die statistische Auswertung mit Referenzliteratur zu vergleichen. Aufgrund unterschiedlicher biomechanischer Methodik und Gruppeneinteilungen gelang dies nur für den Median der Variable Winkel der Frakturgruppe ($46,22^\circ$). Trotz aller Unterschiede waren in den verschiedenen Frakturmodellen Außenknöchelfrakturen bei Außenrotationen zwischen 33° und 44° induzierbar [77, 81, 117, 127].

6.1.4 Lauge-Hansen Klassifikation in der klinischen Anwendung

Die LH Klassifikation stellte einen Meilenstein im Verständnis und in der Behandlung von Sprunggelenksfrakturen dar, weil sie als erste auf den beobachteten Unfallmechanismen basierte und Verletzungen sehr präzise beschrieb [31, 69, 72, 81, 122].

Insbesondere ligamentäre und syndesmale Begleitverletzungen ließen sich anhand der röntgenologisch gesehenen knöchernen Verletzungen aus dem Verletzungsmechanismus ableiten (Anhang 6-1 und 6-2).

Allerdings wurde in dieser Arbeit wie in anderen [24, 40, 77, 81-82, 117, 127] experimentell gezeigt, dass v.a. ligamentäre und syndesmale Verletzungen nicht zwangsläufig, wie von LH postuliert, mit den knöchernen Verletzungen des SE-Mechanismus einhergehen. Ein Ergebnis, das auch klinisch [21, 31, 63] bestätigt wurde. Röntgenologisch verborgenen Verletzungen des SE-Mechanismus lassen sich nicht folgerichtig aus den beobachteten Frakturen vorhersagen [81].

Die Folge ist, dass sich Sprunggelenksfrakturen teilweise gar nicht durch die LH Klassifikation einteilen lassen [31]. In dieser Arbeit wiesen sieben der 15 Proben ligamentäre oder knöchernen Frakturmorphologien auf, die nicht in seiner Klassifikation beschrieben wurden (Anhang 6-3).

Zudem besitzt die LH Klassifikation eine schlechte Reproduzierbarkeit aufgrund hoher inter- und intraobserver Variation [76, 78, 90, 106, 132], obwohl oder gerade weil sie mit ihren vier Haupt- und 13 Untergruppen insbesondere Verletzungen des Innenknöchels, der Syndesmosen und der Bänder viel exakter beschreibt, als die Danis-Weber

Klassifikation [78]. So zeigte Nielsen [90], dass 67 von 118 Sprunggelenksfrakturen anhand ihrer Röntgenbilder von vier Begutachtern unterschiedlich nach der LH Klassifikation eingeteilt wurden. Nach 6 Wochen beurteilten sie dieselben Bilder erneut und kamen in 18% bis 26% zu einer anderen Einteilung als beim ersten Mal.

Vielleicht hat sich die LH Klassifikation deshalb zumindest im deutschsprachigen Raum nicht gegen die Danis-Weber und AO-Klassifikation durchgesetzt [31, 74, 76, 78, 86, 122] (Anhang 6-2). Im angelsächsischen Raum gilt sie als Standardklassifikation.

6.2 Ist die Art der Verletzung von der Knochendichte abhängig?

6.2.1 Knochendichtemessung mit pQCT

Ziel der Messungen war es, Gesamtknochen- und Spongiosadichten in den drei Bereichen der Tibia und Fibula zu messen, in denen Frakturen und Avulsionen durch SE zu erwarten waren. Schnittebene 1 bildete Außenknöchelfrakturen distal der Syndesmose und eventuelle fibulare Avulsionen des lateralen Bandapparates ab. Schnittebene 2 erfasste Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose und etwaige Innenknöchelfrakturen (siehe 4.2.4.2, Abb. 4-14 - 4-16).

In Arbeiten von Minihane [88] und Kim [60], in denen Fibulafrakturen durch Osteotomie zur Testung verschiedener Plattenosteosynthesen erzeugt wurden, fanden Knochendichtemessungen mit DEXA (Dual-Energy X-Ray Absorptiometry) an Calcaneus [88] bzw. distaler Tibia [60] statt.

DEXA ist der derzeit Goldstandard bei der Knochendichtebestimmung, nicht zuletzt aufgrund der von der WHO festgelegten Osteoporoserichtlinie, die eine DEXA-Messung zur Diagnosestellung erfordert. Die gemessene Knochendichte beschreibt dabei lediglich eine Flächenknochendichte [g/cm^2] und keine wahre volumetrische Knochendichte [g/ccm] [11, 28, 98]. Geometrische Eigenschaften des Knochens werden nicht erfasst und eine Differenzierung zwischen kortikalem und spongiösem Knochen ist nicht möglich. Auch degenerative Veränderungen wie Kalzifikationen an Gelenken und Bändern werden mit gemessen und führen so zu falsch hohen Werten [34].

Die exakte volumetrische Bestimmung von Knochenstruktur und -dichte ist hingegen mit pQCT möglich. Die kortikale und spongiöse Knochendichte separat und volumetrisch in mg/ccm Calciumhydroxylapatit zu bestimmen [10, 97-98] war das entscheidende Kriterium für die Verwendung der pQCT.

Die Spongiosadichte war für die vorliegende Arbeit aus dreierlei Gründen bedeutsam: Aufgrund des hohen Frauenanteils und des Durchschnittsalters von 87,5 Jahren war mit postmenopausaler Osteoporose und damit mit einer v.a. trabekulär reduzierten Knochendichte zu rechnen [7, 11].

Für den Nachweis von Knochendichteänderungen ist die Spongiosa wesentlich sensibler, da sie durch ihre immens große Oberfläche fünfmal schneller abgebaut wird als die Kortikalis [11, 58, 66, 99, 123].

Der Spongiosadichte des Außenknöchels kommt für die Schraubenverankerung und damit für die biomechanische Testung der Plattenosteosynthesen eine wichtige Rolle zu [37-38, 60, 89, 129]. Eine bikortikale Verankerung des distalen Fragmentes ist aufgrund der Gefahr der Gelenkpenetration schwer möglich [60, 88, 103, 115]. Die Verankerung der Schrauben im distalen Fibulafragment hängt maßgeblich vom Halt in der Unikortikalis, aber vor allem vom Halt in der fibularen Spongiosa ab.

6.2.2 Problematik der Auswertung der Knochen- und Spongiosadichten

Zur Auswertung der Gesamtknochen- und Spongiosadichten der ROIs musste der vor-eingestellte Schwellenwert, wie in 4.2.4 erläutert, von 280 mg/ccm auf 85 mg/ccm reduziert werden.

Dies war notwendig, um die teilweise äußerst geringe Knochendichte einzelner humaner Unterschenkel noch messen zu können. Denn hatte der Knochen an einer oder mehreren Stellen aufgrund einer schlechten Knochenqualität und -quantität einen geringeren Schwächungskoeffizienten als der Schwellenwert, wurden Knochenanteile fälschlicherweise nicht berücksichtigt.

Bei einer derartigen Reduktion des Schwellenwertes bestand allerdings die Gefahr, nicht nur die gewünschte Dichte des Knochens, sondern auch umgebender Strukturen

mit einer Dichte von mindestens 85 mg/ccm Calciumhydroxylapatit als vermeindlichen Knochen zu messen [1]. Ein Fehler, der auch aufgrund fehlender Vergleichsarbeiten nicht ausgeschlossen werden konnte. Dies galt jedoch für jedes der Präparate. So blieben sie untereinander vergleichbar.

6.2.3 Entscheidende Bedeutung der Knochen- und Spongiosadichte für eine erfolgreiche Frakturinduktion

Für die erfolgreiche Induktion einer Außenknöchelfraktur war eine „Mindestknochendichte“ des Außenknöchels notwendig. Andernfalls führte die niedrige Knochendichte aufgrund der dann stabileren Bandstrukturen nur zu ligamentären Avulsionen (siehe 5.2.1 und 5.2.2).

Statistisch zeigte sich dies durch signifikant niedrigere Knochen- und Spongiosadichten in der Nicht-Frakturgruppe als in der Frakturgruppe (siehe 5.3.1.1). Dies galt insbesondere für die ROIs Fibula proximal und distal, als Regionen, in denen sich etwaige Außenknöchelfrakturen auf Höhe der Syndesmose oder distal oder ligamentäre Avulsionen ereigneten (Abb. 6-5).

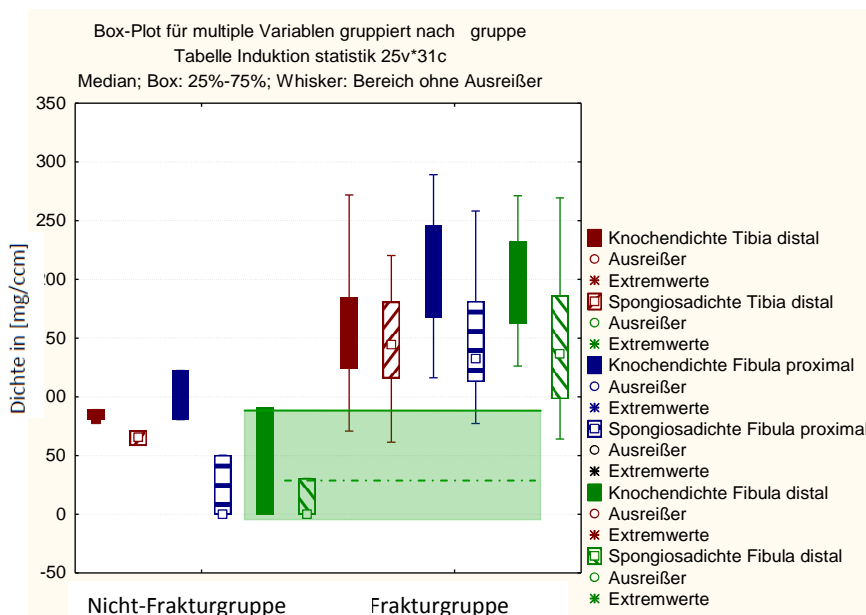


Abb. 6-5: Box-Plot: Vergleich der Knochen- und Spongiosadichten in den ROIs von Nicht-Fraktur-gruppe und Frakturgruppe, grüne Linie bei 90,3 mg/ccm gestrichelte grüne Linien bei 50,3 mg/ccm zeigen die Mindestknochen- und Spongiosadichte der ROI Fibula distal

Lag die Knochen- und Spongiosadichte der ROI Fibula distal unter 90,6 mg/ccm bzw. 50,3 mg/ccm kam es zu fibularen Avulsionen des lateralen Bandapparates und nicht zu Frakturen. Besonders hervorzuheben ist hier noch die Knochen- und Spongiosadichte der ROI Fibula distal, die in Probe 1 0 mg/ccm betragen. Dies war auch die Probe, in der es neben den fibularen Avulsion des lateralen Bandapparates zu einer medialen Verletzung in Form einer ligamentären Avulsion des Lig. deltoideum kam (siehe 5.1).

Die Art der Verletzung, d.h. ob eine Außenknöchel bricht, ist von der Spongiosadichte des Außenknöchels abhängig.

Hingegen hing die Frakturhöhe, d.h. auf Höhe der Syndesmose oder distal, nicht von den gemessenen Knochen- und Spongiosadichten ab. Zwischen FHS und FDS zeigten sich keine signifikanten Unterschiede in den Knochen- und Spongiosadichten (siehe 5.3.1.2) Der Frakturmechanismus bestimmte also lediglich, wo sich eine Fraktur ereignete.

6.3 Kann durch winkelstabile Osteosynthese die Primärstabilität am Außenknöchel bei Osteoporose erhöht werden?

6.3.1 Biomechanische Überlegenheit der winkelstabilen Konturenplatte bezüglich Versagensdrehmoment und -winkel

Statistisch konnte die biomechanische Überlegenheit der winkelstabilen Konturenplatte bzgl. Versagensdrehmoment und –winkel gezeigt werden (siehe 5.4.2.1).

Zum Versagen der winkelstabilen Konturenplatte musste ein größerer Außenrotationsgrad und ein höheres Drehmoment aufgebracht werden als für die nicht winkelstabile Konturenplatte.

Kim [60] war in seiner biomechanisch vergleichenden Studie (nicht winkelstabile versus winkelstabile 8-Loch Drittelrohrplatte) in der Lage, eine biomechanische Äquivalenz der beiden Systeme bzgl. Versagenswinkel, -drehmoment und Steifigkeit nachzuweisen. Während Minihane [88] (6-Loch Antiglides-Platte versus winkelstabile 6-Loch Drittelrohrplatte) eine signifikante Unterlegenheit des winkelstabilen Implantates bzgl.

Versagensdrehmoment und Steifigkeit beobachtete.

Kein Unterschied ließ sich zwischen den beiden Gruppen bezüglich der Konstruktsteifigkeit nachweisen (siehe 5.4.2.1). Dies entsprach zum einem dem Ergebnis von Kim [60]. Zum anderen hing die Steifigkeit maßgeblich von den Materialeigenschaften der Platten ab. Winkelstabile und nicht winkelstabile Konturenplatten unterschieden sich weder im Material, noch in ihrer Dicke, Länge oder Form [3] (siehe 4.4.2.1 und 4.4.2.2), sodass hier kein signifikanter Unterschied zu erwarten war.

6.3.2 Funktionsprinzip der winkelstabilen Plattenosteosynthese als Ursache für ihre biomechanische Überlegenheit

Die Ursachen für die biomechanische Überlegenheit der winkelstabilen gegenüber der nicht winkelstabilen Konturenplatte sind in ihren jeweiligen Funktionsprinzipien begründet:

6.3.2.1 Funktionsprinzip der nicht winkelstabilen Konturenplatte und ihre Abhängigkeit von der Spongiosadichte des Außenknöchels

Die Konstruktstabilität der nicht winkelstabilen Konturenplatte basiert auf der erzeugten Reibung zwischen Knochen und Platte (Abb. 6-6 und 6-7).



Abb. 6-6: distaler Ausschnitt der nicht winkelstabilen Konturenplatte im osteoporotischen Kunstknochen

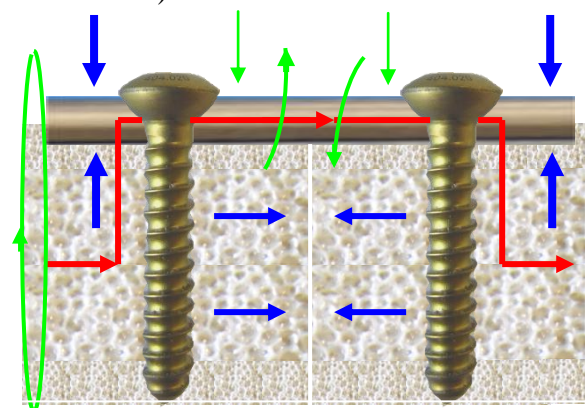


Abb. 6-7: Funktionsprinzip von Neutralisationsplatten:

- Stabilisierung durch Kompression und Fragmentverzahnung
- angreifende Torsions-, Biege- und axiale Kräfte
- Kräfteübertragung vom Knochen auf Platte

6. Diskussion

Wenn der über dem Plattenniveau verbleibende Schraubenkopf die Platte auf die Knochenoberfläche presst, erzeugt die entstehende Energie, Reibung zwischen Platte und Knochen. Diese Reibung führt zum einen zur Verzahnung der Frakturfragmente, zum anderen überträgt sie auftretende Kräfte vom Knochen auf die Platte, über die Frakturzone und wieder zurück auf den Knochen.

Solange die erzeugte Reibung die auf den Knochen einwirkenden Torsions-, Biege- und axialen Kräfte neutralisiert, bleibt das Konstrukt stabil [29, 32, 68, 89, 115, 124, 129, 135].

Übersteigen die bei Belastung auftretenden Kräfte die erzeugte Reibung, kommt es zu einer sukzessiven Auslockerung der Schrauben aus dem Knochen (Abb. 6-8 und 6-9). Das umgebende Knochengewebe wird durch die Auslockerung zerstört und die Kontaktfläche zwischen Schraube und Knochen weiter reduziert. Die Verankerung im Knochen wird schlechter, bis schließlich das Implantat versagt [89, 115, 119].

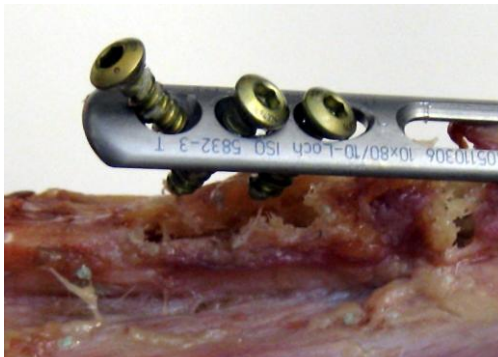


Abb. 6-8: proximaler Ausschnitt Probe 7,

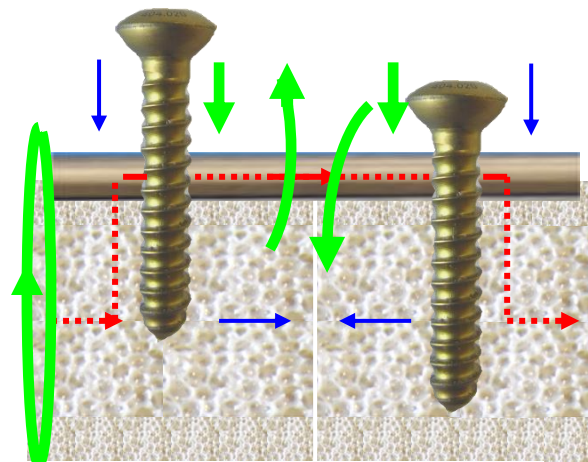


Abb. 6-9: Versagen der Neutralisationsplatte:
Legende siehe Abb. 6-7

Dieses Implantatversagen konnte analog zu Schaffer [117] in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe gezeigt werden. In fünf von sechs Proben lockerten sich die drei proximalen Schrauben aus und nur in einem Fall kam es bei deutlich schlechterer Spongiosadichte Fibula distal zu einer Auslockerung der distalen Schrauben (siehe 5.4.1.1 und Anhang 5-9 – 5-11). Denn zunächst wirken die Scherkräfte während forcierter Außenrotation auf das proximale Fragment ein. Auch klinisch wurde dieses Ausrissverhalten v.a. im osteoporotischen Knochen beobachtet [111, 125]. Daher brauchen Neutralisationsplatten eine gute Knochenqualität und –quantität [68, 135].

So hingen die biomechanischen Variablen Versagensdrehmoment und –winkel signifikant von der Spongiosadichte des Außenknöchels ab. Je höher die Spongiosadichte Fibula proximal und Fibula distal, desto größer das zum Schraubenversagen notwendige Drehmoment und der Außenrotationsgrad (siehe 5.4.2.1).

Dieses Ergebnis untermauert zum einen das Verständnis der Funktionsweise von Neutralisationsplattenosteosynthesen und ihre Abhängigkeit vom Halt der Schrauben im Knochen. Eine ausreichende Verankerung der Schrauben ist besonders bei gelenksnahen Frakturen wie den Außenknöchelfrakturen aus zwei Gründen schwierig [60, 88]:

Eine bikortikale Verankerung des distalen Fragmentes ist aufgrund der Gefahr der Gelenkpenetration schwer möglich [60, 88, 103, 115]. Die Verankerung der Schrauben im distalen Fibulafragment hängt maßgeblich vom Halt in der Unikortikalis, aber vor allem vom Halt in der fibularen Spongiosa ab (siehe 5.4.2.1).

Kim [60] konnte in seinem biomechanischen Plattenvergleich zur Versorgung von Außenknöchelfrakturen eine positive, aber nicht signifikante Abhängigkeit des Versagensdrehmomentes von der Knochendichte der distalen metaphysären Tibia gemessen mit DEXA, zeigen. Analog wies Minihane [88] für die Antiglide-Platte eine positive Korrelation des Versagensdrehmoment von der Knochendichte des Calcaneus (DEXA-Messung) nach. Für die osteoporotischen Präparate war dieser Zusammenhang signifikant.

6.3.2.2 Funktionsprinzip der winkelstabilen Konturenplatte und ihre Unabhängigkeit von der Spongiosadichte des Außenknöchels

Winkelstabile Osteosynthesen beruhen auf dem *Fixateur interne* Prinzip. Dies bedeutet eine feste, winkelstabile Verankerung der Platte im Knochen, ohne dass ein direkter Platten-Kortikalis-Kontakt besteht [29, 32, 68, 129].

Im Plattengewinde wird die Schraube verriegelt und ist lateral und axial gesichert. Eine Auslockerung der Schrauben aus dem Knochen ist nicht mehr möglich. Allerdings ist der Schraubenkopf die Region mit der größten Belastung durch transversale Kräfte. Anders als bei den nicht winkelstabilen Systemen verläuft der auftretende Druck in eine

andere Richtung als der Frakturspalt. Die Energie wird direkt von der Schraube via Schraubenkopfgewinde auf die Platte zerstreut (Abb. 6-10 und 6-11).

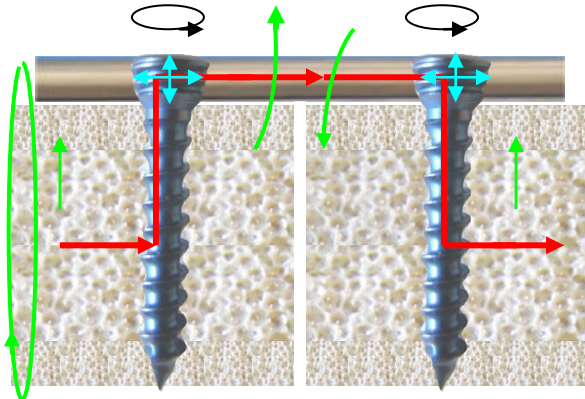


Abb. 6-10: Funktionsprinzip von winkelstabilen Plattenosteosynthesen:

- ⌚ Stabilisierung durch winkelstabile Schrauben mit Gewinde im Gewinde der Plattenlöcher
- angreifende Torsions-, Biege- und axiale Kräfte
- Kräfteübertragung vom Schrauben über
- ⚡ Schraubengewinde auf Platte

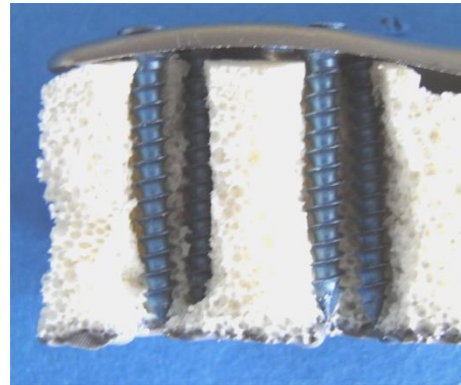


Abb. 6-11: distaler Ausschnitt winkelstabile Konturenplatte im osteoporotischen Kunstknochen

Eine Kompression von Platte auf Knochen ist nicht notwendig [16, 32, 89, 115, 119, 124, 135]. Auftretende Kräfte werden vom Knochen über die Schrauben direkt auf die Platte übertragen. Aufgrund der zuerst eingebrachten nicht winkelstabilen Schrauben lag die Konturenplatte jedoch exakt der Oberfläche der Fibula an, wodurch eine Lastübertragung auch auf diesem Weg möglich war (Abb. 6-11).

Aufgrund der zu Gunsten des Plattenschraubenkonstrukts veränderten Belastungsverteilung ist diese Osteosyntheseform stabiler, die Knochenqualität für die Verankerung der Schrauben im Knochen nicht mehr von biomechanisch entscheidender Bedeutung.

In der winkelstabilen Konturenplattengruppe hing das zum Implantatversagen notwendige Drehmoment nicht von den Spongiosadichten des Außenknöchels (ROI Fibula distal und proximal) ab (siehe 5.4.2.2). **Die Stabilität der winkelstabilen Konturenplatte ist unabhängig von der Spongiosadichte der Fibula. Sie hält in der osteoporotischen Fibula genauso gut wie in der nicht osteoporotischen Fibula und kann die Primärstabilität am Außenknöchel bei Osteoporose erhöhen.**

Kim [60] zeigte in seinem biomechanischen Plattenvergleich zur Versorgung von Außenknöchelfrakturen, dass das Versagen der winkelstabilen Platte nicht von der Knochendichte der distalen Tibia abhing.

Die biomechanischen Vorteile der winkelstabilen Plattensysteme sind allerdings auch für ein mögliches Implantatversagen verantwortlich [135]. Übersteigen die auftretenden Biege- und Torsionskräfte die Stabilität des Platten-Schrauben-Konstrukts, kommt es zum Implantatversagen (Abb. 6-12 und 6-13) [16, 62, 89, 119, 124, 135].

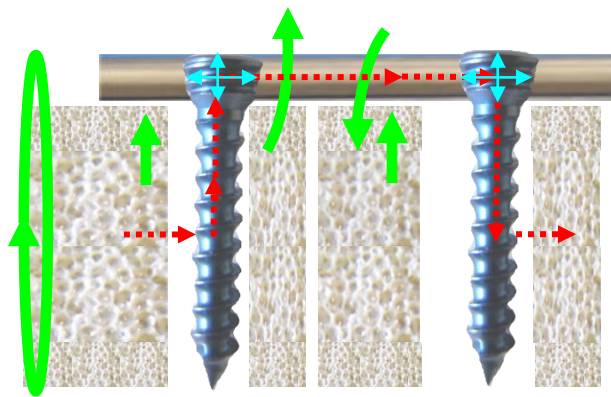


Abb. 6-12: Versagen der winkelstabilen Plattenosteosynthesen erstellt: Legende siehe Abb. 6-10

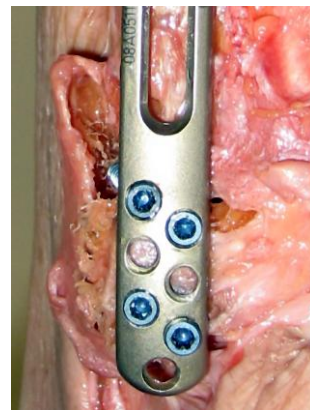


Abb. 6-13: distaler Ausschnitt Probe 20

Allerdings versagten in der winkelstabilen Konturenplattengruppe in vier der sechs Proben die drei proximalen, nicht winkelstabilen Schrauben durch Auslockerung aus dem Knochen (siehe 5.4.1.2 und 6.3.2.1). Nur in zwei Fällen versagte der distale winkelstabile Plattenanteil. Die vier winkelstabilen Schrauben schnitten sich durch die distale Fibula (siehe Abb. 6-12, 6-13 und 5.4.1.2).

Die gemessenen Spongiosadichten Fibula distal waren in diesen beiden Proben deutlich niedriger als in den anderen vier Fällen (Anhang 5-13 und 5-14). Diese Versagensvariante winkelstabiler Plattenosteosynthesen wurde auch in einer biomechanisch vergleichenden Studie von Minihane [88] an der distalen Fibula und klinisch am Humerus von Owsley [92] beobachtet.

Implantatversagen sind allerdings häufig durch intraoperative, technische Fehler des Operateurs verursacht [62]. So werden zu kurze Platten oder zu wenige Schraubenlöcher mit Schrauben besetzt [124]. Eine große Belastung durch einwirkende Scher- und Torsionskräfte können so nicht getragen werden.

6.4 Welche Konsequenzen ergeben sich daraus für die klinische Anwendung?

6.4.1 Operative Behandlung von Sprunggelenksfrakturen bei Osteoporose

Offene Reposition und operative Versorgung sind Standard in der Behandlung von dislozierten Sprunggelenksfrakturen beim Erwachsenen [17, 35, 75, 115, 117, 130]. Wie bei anderen gelenksnahen Frakturen ist das Ergebnis von der Fähigkeit, die anatomische Gelenkkongruenz dauerhaft wiederherzustellen, abhängig [130].

Den Standard operativer Versorgung von Außenknöchelfrakturen stellen beim Erwachsenen Neutralisationsplattenosteosynthesen dar [101, 103, 115, 131].

Ihnen sind aber bei älteren Patienten aufgrund der limitierenden Faktoren Knochenquantität und -qualität Grenzen gesetzt (siehe 5.4.2.1 und 6.3.2.1) [117]. Egol [26] konnte experimentell zeigen, dass Neutralisationsplattenosteosynthesen unabhängig von der Implantatgröße ein Schraubendrehmoment von 5 Nm brauchen, um genügend Reibung zwischen Knochen und Platte zu erzeugen. Im osteoporotischen Knochen konnte er aber maximal 3 Nm generieren.

Aber gerade ältere Patienten profitieren von operativer Außenknöchelfrakturversorgung [22, 27, 44, 93, 96, 129]. Koval [65] zeigte, dass die Mortalitätsrate in den ersten 30 postoperativen Tagen in der operativ versorgten Patientengruppe signifikant niedriger war als in der konservativ behandelten. Ältere Patienten sind auf ein funktionell stabiles Sprunggelenke [116], eine schnellstmögliche Mobilisation [41], Vollbelastung und Wiederherstellung der täglichen Belastbarkeit angewiesen, [60, 96] um Bettlägerigkeit und körperlichen Verfall zu verhindern [96, 116]. Partenheimer [95] konnte in einer retrospektiven Studie mit dem Behandlungskonzept der frühfunktionellen Vollbelastung ohne Gipsanlage operativ versorgter isolierter Außenknöchelfrakturen sehr gute Frühergebnisse zeigen. Auch bei Davidovitch [22] erreichten die über 60-Jährigen nach operativer Versorgung ihrer instabilen Sprunggelenksfrakturen binnen eines Jahres ihren präoperativen Aktivitätsgrad wieder.

Die Komplikationsrate ist nicht höher als bei jüngeren Patienten [93], hängt aber maß-

geblich von den Komorbiditäten ab [65, 129]. Diabetes mellitus und pAVK stellen hierbei die größten Risikofaktoren dar.

Ein konservatives Vorgehen führte häufig zu schlechteren Ergebnissen [18], denn Teilbelastung ist dem Patienten kaum möglich, Gipsbehandlungen verzögern die Wiedererlangung der Sprunggelenksbeweglichkeit, Komplikationen wie Gelenksteifigkeit, Atrophie und am Ende der Verlust der Selbstständigkeit sind die Folge [18, 44, 60, 129].

Alternative operative Versorgungskonzepte im osteoporotischen Knochen sind die Antigliding-Platte [88, 117], eine Neutralisationsplatte die nicht lateral sondern posterolateral angebracht wird, zusätzliche Kirschner-Drähte [64], intramedullärer Fibulanagel [100], retrograder calcaneotibialer Nagel [73] oder Augmentationsverfahren mit PMMA, Calciumphosphat [94] oder Hydroxylapatitharze [57], die den Halt der nicht winkelstabilen Schrauben im osteoporotischen Knochen verbessern sollen. Diese Verfahren waren in vergleichenden Studien der Neutralisationsplatte biomechanisch gleichwertig oder überlegen. Ihre Ergebnisse waren aber durchaus unterschiedlich [64, 87, 94, 117]. Winkelstabile Plattenosteosynthesen haben sich in der Frakturversorgung im osteoporotischen Knochen in Körperregionen wie distaler Radius [53], Mandibula [121], Femur [59, 136] oder Humerus [33, 62] bereits bewährt. Bei der Versorgung tibialer Sprunggelenksfrakturen werden sie bereits sehr erfolgreich eingesetzt [112-113]. Auch für die Versorgung von Außenknöchelfrakturen existieren winkelstabile Plattenosteosynthesen [4, 88]. Allerdings konnte ihre biomechanische Überlegenheit im humanen Frakturmodell noch nicht nachgewiesen werden [60, 88].

6.4.2 Vorteile und erste klinische Erfahrungen mit der winkelstabilen Konturenplatte bei Osteoporose

Die winkelstabile Konturenplatte war der nicht winkelstabilen Konturenplatte im osteoporotischen Knochen biomechanisch überlegen. Sie hielt im osteoporotischen Außenknöchel genauso gut wie im nicht osteoporotischen (siehe 5.4.2.1, 5.4.2.2 und 6.3.1).

6. Diskussion

Dabei erwies sich eine Teilwinkelstabilität im distalen Plattenanteil als ausreichend und kostengünstiger als komplette, winkelstabile Implantate. Die Schwachstelle ist die Versorgung des distalen Fibulafrakturfragments, aufgrund des hohen Spongiosaanteils und der nur metaphysären Verankerungsmöglichkeit.

Die Anordnung der sieben winkelstabilen Schraubenlöcher im distalen Plattenabschnitt erlaubt auch die problematische Versorgung von Frakturen weit distal der Syndesmose. Durch die Besetzung des distalsten Schraubenloches kann das Fragment in einer Art Hakenfunktion erfasst und suffizient versorgt werden (Abb. 6-14 und 4.4.2.2).



Abb. 6-14 zeigt die operative Versorgung einer Fibulafraktur distal der Syndesmose mit einer winkelstabilen Konturenplatte mit Besetzung des distalsten winkelstabilen Schraubenloches, Fotos: aus dem Operationssaal 4 der Chirurgischen Klinik II der Universität Würzburg

Die winkelstabile Konturenplatte stellt ein gelungenes Beispiel der „biologischen“ Plattenosteosynthesen dar, indem sie Stabilität der Frakturregion und Erhaltung der Vitalität ermöglicht [29]. Sie vereint die Vorteile von präformierten Implantaten, wie höhere Stabilität, kein intraoperatives Anmodellieren und Vermeiden von Sollbruchstellen und die Vorteile winkelstabiler Implantate. Durch die fehlende Kompression der Platte auf den

Knochen wird das Periost geschont, die Blutversorgung der Frakturzone durch das Periost nicht gefährdet und die Knochenvitalität erhalten [29]. Durch die gesteigerte Stabilität der Osteosynthese wird eine gipsfreie, frühfunktionelle Behandlung mit früher Vollbelastung möglich [29]. Komplikationen wie Kontrakturen oder Gelenkeinstellungen wie sie v.a. bei älteren Patienten durch lange Immobilisation auftreten, können vermieden werden.

Zurzeit wird die winkelstabile Konturenplatte klinisch in der Chirurgischen Klinik II der Universitätsklinik Würzburg getestet (Abb. 6-14).

Bereits bei 18 Patienten wurde sie zur operativen Außenknöchelfrakturversorgung eingesetzt (Stand Juni 2010).

6.5 Limitationen experimenteller Frakturinduktionen und biomechanischen Plattenosteosynthesetestung in humanen Unterschenkeln

Kritisch gesehen werden mussten folgende Punkte:

- begrenzte Anzahl der Präparate

Für die experimentelle Frakturinduktion standen 20 humane Unterschenkelpräparate und für die biomechanische Testung 12 Unterschenkel zur Verfügung. Drei der 15 erfolgreich induzierten Fibulafrakturen waren nicht mehr suffizient in die Halterungen einspannbar und konnten nicht für die Plattentestung herangezogen werden. Vergleichbare Arbeiten verwendeten zwischen neun und 30 Unterschenkel [40, 47, 69, 72, 77, 81, 84, 117, 127] für die experimentelle Frakturinduktion und 16 bis 30 [60, 87-88, 117] Präparate für die Plattentestung. Kleine Gruppen, brachten den Nachteil mit sich, einzelnen Ergebnissen ein großes Gewicht zu verleihen.

- Beeinflussung der Funktion des Unterschenkels durch die Präparation

Zur Fixierung des proximalen Unterschenkels wurden die umgebenden Strukturen bis auf Knochen, Membrana interossea und Bändern entfernt. Um etwaige Verletzungen an Innen- und Außenknöchel beurteilen zu können, wurden wie

bei Michelson [81] und LH [69, 72], die Bereiche der Innen- und Außenknöchel bis auf Knochen und Bänder freipräpariert. Diese Vorgehensweise beeinträchtigte die Funktion und Integrität des umgebenden Weichteilmantels und der Muskelsehneneinheiten vor allem der Fibularisgruppe als natürliche, interne Gelenkstabilisatoren und Stoßdämpfer [23, 128].

- hohes Alter und hoher Frauenanteil der Donatoren

Das Donatorenkollektiv war mit einem hohen Durchschnittsalter von 87,5 Jahren und einem weiblichen Anteil von 95% ein sehr selektioniertes. Für experimentelle Frakturinduktionen stammen die Präparate von Spendern aus anatomischen Instituten. Das Durchschnittsalter lag deshalb in vergleichbaren Arbeiten auch zwischen 60-80 Jahren. Allerdings war der Frauenanteil mit 30-50% niedriger [30, 40, 47, 69, 72, 77, 81, 84, 117, 127]. Dieser Umstand war für die gemessenen Knochen- und Spongiosadichten relevant.

- Variabilität der versorgten Frakturen durch Induktion im Frakturmodell

Die Frakturen wurden im Frakturmodell und nicht, wie in den meisten Vergleichsarbeiten durch Osteotomie erzeugt [60, 87-88, 117]. Dies führte zu einer höheren Variabilität der induzierten und somit versorgten Frakturen (siehe Anhang 4-2 und 4-3). Allerdings ist eine im Frakturmodell induzierte Fraktur der „physiologischen“ Fraktur in ihren Eigenschaften wie Frakturverzahnung gleichwertig und einer durch Osteotomie erzeugten Fraktur immer überlegen [87].

7. Zusammenfassung

Aufgrund des demographischen Wandels hat die Inzidenz an Sprunggelenksfrakturen, v.a. isolierten Außenknöchelfrakturen bei älteren Patienten deutlich zugenommen [14, 19, 44, 52, 63, 75]. Sie sind keine Osteoporose assoziierten Frakturen, ihre operative Versorgung ist jedoch im osteoporotischen Knochen eine große chirurgische Herausforderung [44, 120, 129].

Ziele der Arbeit waren die experimentelle Reproduktion einer LH SE II [72] Verletzung in humanen, osteoporotischen Unterschenkeln und die vergleichende, biomechanische Testung der winkelstabilen und nicht winkelstabilen 6-Loch Konturenplatte der Firma ArgoMedical AG an den induzierten Außenknöchelfrakturen.

Material und Methode: Die 20 humanen Unterschenkel aus dem anatomischen Institut wurden standardisiert präpariert. Knochen- und Spongiosadichten wurden mit pQCT in den ROIs der Außenknöchel und Innenknöchel gemessen, in denen Verletzungen durch LH SE zu erwarten waren.

Die Entwicklung des Frakturmodells verlief in vier Stadien. Die Veränderungen in den ES betrafen die entwickelte Unterschenkelhalterung und die Apparatur zur Einwirkung einer lateralen talofibularen Kraft (6-8° Valgusposition des Fußes). Testdurchführung und Biomechanik liefen standardisiert ab. Jeder Unterschenkel wurde um 25° supiniert, 15° dorsalflektiert, mit 700N axial belastet und um 80° mit einer Geschwindigkeit von 60°/s in der Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z020 nach außenrotiert.

Jeweils sechs der 15 erfolgreich induzierten Außenknöchelfrakturen wurden mit winkelstabilen Konturenplatten (distal vier winkelstabile Schrauben und proximal drei Kortikalisschrauben) und nicht winkelstabilen Konturenplatten (distal drei Spongiosa- und proximal drei Kortikalisschrauben) versorgt. Zur biomechanischen Testung wurde der Testablauf des ES III verwendet.

Ergebnisse: Von den 18 auswertbaren Proben wiesen 15 Außenknöchelfrakturen (Frakturgruppe) auf. Davon waren 11 Frakturen auf Höhe der Syndesmose (FHS), drei distal (FDS) und eine proximal der Syndesmose. In drei Fällen kam es nur zu ligamentären Avulsionen des lateralen und medialen Bandapparates (Nicht-Frakturgruppe). In der statistischen Datenanalyse (Mann-Whitney-U-Test und Spearman-Rangkorrelationstest)

zeigten sich in der Frakturgruppe mit $p < 0,05$ signifikant höhere Knochen- und Spongiosadichten an Außen- und Innenknöchel als in der Nicht-Frakturgruppe. Keine signifikanten Unterschiede ließen sich hingegen zwischen FDS und FHS nachweisen.

Mit $p < 0,05$ konnte signifikant gezeigt werden, dass zum Versagen der winkelstabilen Konturenplatte ein höheres Drehmoment und eine größere Außenrotation nötig waren, als für die nicht winkelstabilen Konturenplatte. Zudem hingen in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe die Spongiosadichten des Außenknöchels signifikant vom Versagensdrehmoment ab. Je höher die Spongiosadichte desto größer das zum Versagen notwendige Drehmoment. Diese Abhängigkeit konnte in der winkelstabilen Konturenplattengruppe nicht gezeigt werden.

Diskussion: Die Induktion einer Außenknöchelfraktur auf Höhe der Syndesmose durch LH SE ist unter biomechanisch standardisierten Bedingungen möglich. Bei LH Originalversuchen handelte es sich nicht um einen reinen SE-Mechanismus, sondern um einen Fuß-in-Valgusposition-Dorsalflexion-SE-Mechanismus [69, 72].

Die Voraussetzung für die erfolgreiche Frakturinduktion war eine Mindestknochen- und Spongiosdichte des Außenknöchels. Ansonsten kam es nur zu ligamentären, fibularen Avulsionen. Entscheidend, ob eine Außenknöchelfraktur auf Höhe der Syndesmose oder distal entstand, war eine effektive, lateral gerichtete talofibulare Kraft.

Die Reproduktion einer LH SE II Verletzung, d.h. mit Verletzung der vorderen Syndesmose war allerdings nur in sechs der 11 Fälle möglich. Die deckte sich mit Ergebnissen anderer experimenteller Arbeiten [31, 76, 81]. Aufgrund der mäßigen Reproduktion bei hoher inter- und intraobserver Variation hat sich die LH Klassifikation im Gegensatz zur USA im deutschsprachigen Raum nicht durchgesetzt [76, 78, 90, 106, 132].

In vergleichbaren Arbeiten wurde maximal eine biomechanische Äquivalenz von winkelstabilen und nicht winkelstabilen Plattenosteosynthesen nachgewiesen [60, 88].

Neben der biomechanischen Überlegenheit der winkelstabilen Konturenplatte konnte gezeigt werden, dass ihr Versagen unabhängig ist von der Knochendichte.

Gerade in der Versorgung von Außenknöchelfrakturen im osteoporotischen Knochen kann die winkelstabile Konturenplatte deshalb von großem Nutzen sein, zumal gerade ältere Patienten von operativer Versorgung profitieren [22, 65, 95]. Zurzeit wird sie klinisch in der Chirurgischen Klinik II der Universität Würzburg getestet.

8. Quellenangaben

8.1 Literaturverzeichnis

1. . *Bedienungsanleitung des XCT 2000 Bone Scanner*. Pforzheim, Deutschland: Stratec Medizintechnik GmbH, 1998.
2. <http://www.aofoundation.org>. (aufgerufen am 16.03.2010)
3. <http://www.argomedical.ch/malleolenplatte.html>. (aufgerufen am 20.03.2010)
4. <http://www.synthes.com>. (aufgerufen am 20.03.2010)
5. <http://www.uni-duesseldorf.de/WWW/AWMF/II/012-033.htm>, (aufgerufen am 07.03.2010)
6. . *Kleinfragmentinstrumentarium, Traumatologie und Allgemeine Osteosynthese*. Oberdorf, Schweiz: Synthes GmbH, 2010.
7. NIH Consensus, Osteoporosis prevention, diagnosis and therapy. *JAMA* 285: 785-795, 2001.
8. . *Plus Orthopedics, OP-Technik, IP-XS-Nagel nach Prof. Friedl*. 2007.
9. World Health Organization, Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis. WHO technical report series. 1994.
10. **Adams JE**. Quantitative computed tomography. *Eur J Radiol* 71: 415-424, 2009.
11. **Bartl R** editor. *Osteoporose*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008.
12. **Bauer M, Jonsson K, and Nilsson B**. Thirty-year follow-up of ankle fractures. *Acta Orthop Scand* 56: 103-106, 1985.
13. **Bell DJ**. Biomechanical assessment of Weber B ankle fractures in a human cadaver model. *The Foot* 12: 77-82, 2002.
14. **Bengner U, Johnell O, and Redlund-Johnell I**. Epidemiology of ankle fracture 1950 and 1980. Increasing incidence in elderly women. *Acta Orthop Scand* 57: 35-37, 1986.
15. **Browner BD, Jupiter, Jesse B., Levine, Alan M., Trafton, Peter G.** editor. *Skeletal Trauma Fractures Dislocation Ligamentous Injuries*. Philadelphia: W.B. Saunders Company.

8. Quellenangaben

16. **Button G, Wolinsky P, and Hak D.** Failure of less invasive stabilization system plates in the distal femur: a report of four cases. *J Orthop Trauma* 18: 565-570, 2004.
17. **Clare MP.** A rational approach to ankle fractures. *Foot Ankle Clin* 13: 593-610, 2008.
18. **Cole PA.** Treatment of osteoporotic ankle fractures in the elderly: surgical strategies. *Orthopedics* 25: 427-430, 2002.
19. **Court-Brown CM, McBirnie J, and Wilson G.** Adult ankle fractures--an increasing problem? *Acta Orthop Scand* 69: 43-47, 1998.
20. **Danis R** editor. *Theorie et pratique de l'osteosynthese.* Liege: Desoer et Masson, 1949.
21. **Dattani R, Patnaik S, Katak A, Srikanth B, and Selvan TP.** Injuries to the tibiofibular syndesmosis. *J Bone Joint Surg Br* 90: 405-410, 2008.
22. **Davidovitch RI, Walsh M, Spitzer A, and Egol KA.** Functional outcome after operatively treated ankle fractures in the elderly. *Foot Ankle Int* 30: 728-733, 2009.
23. **Debrunner HU.** Biomechanik des Fußes. *Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart* 96-119, 1985.
24. **DeSouza Dias L.** Traumatic lesions of the ankle joint. *CORR* 100: 219-224, 1974.
25. **Drenkhahn D** editor. *Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie, Band I.* München: Urban & Fischer Verlag, 2003.
26. **Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, and Koval KJ.** Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 18: 488-493, 2004.
27. **Egol KA, Pakh B, Walsh M, Tejwani NC, Davidovitch RI, and Koval KJ.** Outcome after unstable ankle fracture: effect of syndesmotic stabilization. *J Orthop Trauma* 24: 7-11, 2010.
28. **Felsenberg D, Gowin, W.** Knochendichtemessung mit zwei Spektren-Methode. *Radiologe, Springer Verlag* 39: 186-193, 1999.
29. **Fuchs T, Meffert, R., Raschke, M.** Innovationen in der operativen Frakturbehandlung - Winkelstabilität. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date1* 167-186, 2006.
30. **Funk JR, Srinivasan SC, Crandall JR, Khaewpong N, Eppinger RH, Jaffredo AS, Potier P, and Petit PY.** The effects of axial preload and dorsiflexion on the tolerance of the ankle/subtalar joint to dynamic inversion and eversion. *Stapp Car Crash J* 46: 245-265, 2002.
31. **Gardner MJ, Demetrakopoulos D, Briggs SM, Helfet DL, and Lorich DG.** The ability of the Lauge-Hansen classification to predict ligament injury and mechanism in ankle fractures: an MRI study. *J Orthop Trauma* 20: 267-272, 2006.

8. Quellenangaben

32. **Gbara A, Heiland M, Schmelzle R, and Blake F.** Mechanical aspects of a multidirectional, angular stable osteosynthesis system and comparison with four conventional systems. *J Craniomaxillofac Surg* 36: 152-156, 2008.
33. **Geiger EV, Maier M, Kelm A, Wutzler S, Seebach C, and Marzi I.** Functional outcome and complications following PHILOS plate fixation in proximal humeral fractures. *Acta Orthop Traumatol Turc* 44: 1-6, 2010.
34. **Grampp S.** Osteoporose - die Sicht des Radiologen. *J Miner Stoffwechs* 5: 26-31, 1998.
35. **Grass R.** Aktuelle Überlegungen zur Behandlung von OSG-Frakturen. *Trauma und Berufskrankheit Springer Verlag* 5: 141-148, 2003.
36. **Grass R, Herzmann K, Biewener A, and Zwipp H.** [Injuries of the inferior tibiofibular syndesmosis]. *Unfallchirurg* 103: 520-532, 2000.
37. **Guggenbuhl P.** Osteoporosis in males and females: Is there really a difference? *Joint Bone Spine* 76: 595-601, 2009.
38. **Guggenbuhl P, Meadeb J, and Chales G.** Osteoporotic fractures of the proximal humerus, pelvis, and ankle: epidemiology and diagnosis. *Joint Bone Spine* 72: 372-375, 2005.
39. **Hamilton W** editor. *Traumatic disorder of the ankle*. Berlin Heidelberg New York: Springer Verlag, 1984.
40. **Haraguchi N, and Armiger RS.** A new interpretation of the mechanism of ankle fracture. *J Bone Joint Surg Am* 91: 821-829, 2009.
41. **Haraguchi N, Tokumo A, Okamura R, Ito R, Suhara Y, Hayashi H, and Toga H.** Influence of activity level on the outcome of treatment of lateral ankle ligament rupture. *J Orthop Sci* 14: 391-396, 2009.
42. **Harper MC.** The short oblique fracture of the distal fibula without medial injury: an assessment of displacement. *Foot Ankle Int* 16: 181-186, 1995.
43. **Harris J, and Fallat L.** Effects of isolated Weber B fibular fractures on the tibiotalar contact area. *J Foot Ankle Surg* 43: 3-9, 2004.
44. **Hasselmann CT, Vogt MT, Stone KL, Cauley JA, and Conti SF.** Foot and ankle fractures in elderly white women. Incidence and risk factors. *J Bone Joint Surg Am* 85-A: 820-824, 2003.
45. **Häussler B, Gothe H, Gol D, Glaeske G, Pientka L, and Felsenberg D.** Epidemiology, treatment and costs of osteoporosis in Germany--the BoneEVA Study. *Osteoporos Int* 18: 77-84, 2007.
46. **Henderson M.** Trimalleolar fracture of the ankle. *Surg Clin North Am* 12: 867-872, 1932.

8. Quellenangaben

47. **Hirsch C, and Lewis J.** Experimental ankle-joint fractures. *Acta Orthop Scand* 36: 408-417, 1965.
48. **Holroyd C, Cooper C, and Dennison E.** Epidemiology of osteoporosis. *Best Pract Res Clin Endocrinol Metab* 22: 671-685, 2008.
49. <http://www.sportmed-prof.com/sportmed/oberes-sprunggelenk.php?log=1>.
(aufgerufen am 28.02.2010)
50. <http://www.zwick.de/de/produkte/statische-material-pruefmaschinen.html>.
(aufgerufen am 28.05.2010)
51. **Inman V.** The joint of the ankle. *Williams & Wilkins Baltimore* 1976.
52. **Jensen SL, Andresen BK, Mencke S, and Nielsen PT.** Epidemiology of ankle fractures. A prospective population-based study of 212 cases in Aalborg, Denmark. *Acta Orthop Scand* 69: 48-50, 1998.
53. **Jupiter JB, and Marent-Huber M.** Operative management of distal radial fractures with 2.4-millimeter locking plates: a multicenter prospective case series. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 92 Suppl 1 Pt 1: 96-106, 2010.
54. **Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, and Jarvinen M.** Increasing number and incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people: Finnish statistics during 1970-2000 and projections for the future. *Bone* 31: 430-433, 2002.
55. **Kannus P, Palvanen M, Niemi S, Parkkari J, and Jarvinen M.** Stabilizing incidence of low-trauma ankle fractures in elderly people Finnish statistics in 1970-2006 and prediction for the future. *Bone* 43: 340-342, 2008.
56. **Kannus P, Parkkari J, Niemi S, and Palvanen M.** Epidemiology of osteoporotic ankle fractures in elderly persons in Finland. *Ann Intern Med* 125: 975-978, 1996.
57. **Kawagoe K, Saito M, Shibuya T, Nakashima T, Hino K, and Yoshikawa H.** Augmentation of cancellous screw fixation with hydroxyapatite composite resin (CAP) in vivo. *J Biomed Mater Res* 53: 678-684, 2000.
58. **Keaveny TM, Morgan EF, Niebur GL, and Yeh OC.** Biomechanics of trabecular bone. *Annu Rev Biomed Eng* 3: 307-333, 2001.
59. **Kim JW, Oh CW, Byun YS, Oh JK, Kim HJ, Min WK, Park SK, and Park BC.** A Biomechanical Analysis of Locking Plate Fixation With Minimally Invasive Plate Osteosynthesis in a Subtrochanteric Fracture Model. *J Trauma* 2010.

8. Quellenangaben

60. **Kim T, Ayturk UM, Haskell A, Miclau T, and Puttlitz CM.** Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: A biomechanical comparison of locking versus conventional plates. *J Foot Ankle Surg* 46: 2-6, 2007.
61. **Klos K, Sauer S, Hoffmeier K, Gras F, Frober R, Hofmann GO, and Muckley T.** Biomechanical evaluation of plate osteosynthesis of distal fibula fractures with biodegradable devices. *Foot Ankle Int* 30: 243-251, 2009.
62. **Konrad G, Bayer J, Hepp P, Voigt C, Oestern H, Kaab M, Luo C, Plecko M, Wendt K, Kostler W, and Sudkamp N.** Open reduction and internal fixation of proximal humeral fractures with use of the locking proximal humerus plate. Surgical technique. *J Bone Joint Surg Am* 92 Suppl 1 Pt 1: 85-95, 2010.
63. **Koval KJ, Lurie J, Zhou W, Sparks MB, Cantu RV, Sporer SM, and Weinstein J.** Ankle fractures in the elderly: what you get depends on where you live and who you see. *J Orthop Trauma* 19: 635-639, 2005.
64. **Koval KJ, Petraco DM, Kummer FJ, and Bharam S.** A new technique for complex fibula fracture fixation in the elderly: a clinical and biomechanical evaluation. *J Orthop Trauma* 11: 28-33, 1997.
65. **Koval KJ, Zhou W, Sparks MJ, Cantu RV, Hecht P, and Lurie J.** Complications after ankle fracture in elderly patients. *Foot Ankle Int* 28: 1249-1255, 2007.
66. **Kreider JM, and Goldstein SA.** Trabecular bone mechanical properties in patients with fragility fractures. *Clin Orthop Relat Res* 467: 1955-1963, 2009.
67. **Kristensen KD, and Hansen T.** Closed treatment of ankle fractures. Stage II supination-eversion fractures followed for 20 years. *Acta Orthop Scand* 56: 107-109, 1985.
68. **Kubiak EN, Fulkerson E, Strauss E, and Egol KA.** The evolution of locked plates. *J Bone Joint Surg Am* 88 Suppl 4: 189-200, 2006.
69. **Lauge-Hansen N.** Ankelbrud I. Genetisk diagnose og reposition. *Copenhagen, Munksgaard* 1942.
70. **Lauge-Hansen N.** Fractures of the ankle III. Genetic roentgenologic diagnosis of fractures of the ankle. *AMA Arch Surg* 71: 456-471, 1954.
71. **Lauge-Hansen N.** Fractures of the ankle IV. Clinical Use of Genetic Roentgen Diagnosis and Genetic Reduction. *AMA Arch Surg* 1954.
72. **Lauge-Hansen N.** Fractures of the ankle. II. Combined Experimental-Surgical and Experimental-Roentgenologic Investigation. *AMA Arch Surg* 957-985, 1950.
73. **Lemon M, Somayaji HS, Khaleel A, and Elliott DS.** Fragility fractures of the ankle: stabilisation with an expandable calcaneotalotibial nail. *J Bone Joint Surg Br* 87: 809-813, 2005.

8. Quellenangaben

74. **Lindsjö U.** Classification of ankle fractures: the Lauge-Hansen or AO system? *Clin Orthop Relat Res* 12-16, 1985.
75. **Lindsjö U.** Operative treatment of ankle fractures. *Acta Orthop Scand Suppl* 189: 1-131, 1981.
76. **Madeley NJ, Srinivasan CM, Crandall JR, Hurwitz S, and Funk JR.** Retrospective analysis of malleolar fractures in an impact environment. *Annu Proc Assoc Adv Automot Med* 48: 235-248, 2004.
77. **Markolf KL, Schmalzried TP, and Ferkel RD.** Torsional strength of the ankle in vitro. The supination-external-rotation injury. *Clin Orthop Relat Res* 266-272, 1989.
78. **Meffert R, Langer, M.** editor. *Biokompatible Operationstechniken Band 2 Gelenkschirurgie und Osteosyntheseverfahren.* München: Hans Marseille Verlag GmbH, 2004, p. 191-194.
79. **Michelsen JD, Ahn UM, and Helgemo SL.** Motion of the ankle in a simulated supination-external rotation fracture model. *J Bone Joint Surg Am* 78: 1024-1031, 1996.
80. **Michelson J, Hamel A, Buczek F, and Sharkey N.** The effect of ankle injury on subtalar motion. *Foot Ankle Int* 25: 639-646, 2004.
81. **Michelson J, Solocoff D, Waldman B, Kendell K, and Ahn U.** Ankle fractures. The Lauge-Hansen classification revisited. *Clin Orthop Relat Res* 198-205, 1997.
82. **Michelson JD.** Ankle fractures resulting from rotational injuries. *J Am Acad Orthop Surg* 11: 403-412, 2003.
83. **Michelson JD, Checcone M, Kuhn T, and Varner K.** Intra-articular load distribution in the human ankle joint during motion. *Foot Ankle Int* 22: 226-233, 2001.
84. **Michelson JD, Hamel AJ, Buczek FL, and Sharkey NA.** Kinematic behavior of the ankle following malleolar fracture repair in a high-fidelity cadaver model. *J Bone Joint Surg Am* 84-A: 2029-2038, 2002.
85. **Michelson JD, and Helgemo SL, Jr.** Kinematics of the axially loaded ankle. *Foot Ankle Int* 16: 577-582, 1995.
86. **Michelson JD, Magid D, and McHale K.** Clinical utility of a stability-based ankle fracture classification system. *J Orthop Trauma* 21: 307-315, 2007.
87. **Milner BF, Mercer D, Firoozbakhsh K, Larsen K, Decoster TA, and Miller RA.** Bicortical screw fixation of distal fibula fractures with a lateral plate: an anatomic and biomechanical study of a new technique. *J Foot Ankle Surg* 46: 341-347, 2007.

8. Quellenangaben

88. **Minihane KP, Lee C, Ahn C, Zhang LQ, and Merk BR.** Comparison of lateral locking plate and antiglide plate for fixation of distal fibular fractures in osteoporotic bone: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 20: 562-566, 2006.
89. **Miranda MA.** Locking plate technology and its role in osteoporotic fractures. *Injury* 38 Suppl 3: S35-39, 2007.
90. **Nielsen JO, Dons-Jensen H, and Sorensen HT.** Lauge-Hansen classification of malleolar fractures. An assessment of the reproducibility in 118 cases. *Acta Orthop Scand* 61: 385-387, 1990.
91. **Ogilvie-Harris DJ, and Reed SC.** Disruption of the ankle syndesmosis: diagnosis and treatment by arthroscopic surgery. *Arthroscopy* 10: 561-568, 1994.
92. **Owsley KC, and Gorczyca JT.** Fracture displacement and screw cutout after open reduction and locked plate fixation of proximal humeral fractures [corrected]. *J Bone Joint Surg Am* 90: 233-240, 2008.
93. **Pagliari AJ, Michelson JD, and Mizel MS.** Results of operative fixation of unstable ankle fractures in geriatric patients. *Foot Ankle Int* 22: 399-402, 2001.
94. **Panchbhavi VK, Vallurupalli S, and Morris R.** Comparison of augmentation methods for internal fixation of osteoporotic ankle fractures. *Foot Ankle Int* 30: 696-703, 2009.
95. **Partenheimer A, Geerling J, Voigt C, and Lill H.** [Early functional treatment and full weight-bearing of surgically treated isolated ankle fractures in the elderly]. *Unfallchirurg* 113: 308-312, 2010.
96. **Port AM, McVie JL, Naylor G, and Kreibich DN.** Comparison of two conservative methods of treating an isolated fracture of the lateral malleolus. *J Bone Joint Surg Br* 78: 568-572, 1996.
97. **Prevrhal S, and Genant HK.** [Quantitative computer tomography]. *Radiologe* 39: 194-202, 1999.
98. **Prevrhal S, Shepherd JA, Faulkner KG, Gaither KW, Black DM, and Lang TF.** Comparison of DXA hip structural analysis with volumetric QCT. *J Clin Densitom* 11: 232-236, 2008.
99. **Priemel M, Munch C, Beil FT, Ritzel H, and Amling M.** [Pathophysiology and pathomorphology of osteoporosis]. *Radiologe* 46: 831-838, 2006.
100. **Ramasamy PR, and Sherry P.** The role of a fibular nail in the management of Weber type B ankle fractures in elderly patients with osteoporotic bone--a preliminary report. *Injury* 32: 477-485, 2001.

8. Quellenangaben

101. **Rammelt S, Grass R, and Zwipp H.** [Ankle fractures]. *Unfallchirurg* 111: 421-437; quiz 438, 2008.
102. **Rammelt S, Grass R., Biewiener A., Zwipp, H.** Anatomie, Biomechanik und Klassifikation von Sprunggelenksfrakturen. In: *Trauma und Berufskrankheit Springer Verlag* 2004, p. 384-392.
103. **Rammelt S, Zwipp H, and Grass R.** [Ankle fractures: operative techniques]. *Unfallchirurg* 111: 439-447, 2008.
104. **Rammelt S, Zwipp H, and Grass R.** Injuries to the distal tibiofibular syndesmosis: an evidence-based approach to acute and chronic lesions. *Foot Ankle Clin* 13: 611-633, vii-viii, 2008.
105. **Ramsey PL, and Hamilton W.** Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift. *J Bone Joint Surg Am* 58: 356-357, 1976.
106. **Rasmussen S, Madsen PV, and Bennicke K.** Observer variation in the Lauge-Hansen classification of ankle fractures. Precision improved by instruction. *Acta Orthop Scand* 64: 693-694, 1993.
107. **Reimann R, and Anderhuber F.** [Compensatory movements of the fibula necessitated by the wedge shape of the trochlea tali]. *Acta Anat (Basel)* 108: 60-67, 1980.
108. **Reimann R, Anderhuber F, and Ebner I.** [Compensatory and stabilizing motions of the fibula]. *Acta Anat (Basel)* 112: 233-241, 1982.
109. **Richter J, Schulze W, Clasbrummel B, and Muhr G.** [The role of the tibiofibular syndesmosis and the deltoid ligaments in stabilizing Weber B type ankle joint fractures--an experimental investigation]. *Unfallchirurg* 106: 359-366, 2003.
110. **Richter J, Schulze W, and Muhr G.** [Stable ankle joint fractures. Indication for surgical or conservative management?]. *Orthopade* 28: 493-499, 1999.
111. **Ring D, Kloen P, Kadzielski J, Helfet D, and Jupiter JB.** Locking compression plates for osteoporotic nonunions of the diaphyseal humerus. *Clin Orthop Relat Res* 50-54, 2004.
112. **Ronga M, Longo UG, and Maffulli N.** Minimally invasive locked plating of distal tibia fractures is safe and effective. *Clin Orthop Relat Res* 468: 975-982, 2010.
113. **Ronga M, Shanmugam C, Longo UG, Oliva F, and Maffulli N.** Minimally invasive osteosynthesis of distal tibial fractures using locking plates. *Orthop Clin North Am* 40: 499-504, ix, 2009.
114. **Rüdiger D, Kneschke A** editor. *Technische Mechanik Lehrbuch für Studierende der Ingenieurwissenschaften*. Zürich und Frankfurt am Main: Verlag Harri Deutsch, 1966, p. 120-130.

8. Quellenangaben

115. **Rüedi T, Murphy, WM.** editor. *AO Prinzipien des Frakturmanagements*. Thieme Verlag, 2003.
116. **Salai M, Dudkiewicz I, Novikov I, Amit Y, and Chechick A.** The epidemic of ankle fractures in the elderly--is surgical treatment warranted? *Arch Orthop Trauma Surg* 120: 511-513, 2000.
117. **Schaffer JJ, and Manoli A, 2nd.** The antiglide plate for distal fibular fixation. A biomechanical comparison with fixation with a lateral plate. *J Bone Joint Surg Am* 69: 596-604, 1987.
118. **Schünke M, Schulte, E., Schumacher, U., Voll, M., Wesker, K.** editor. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. Prometheus Lernatlas der Anatomie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2005.
119. **Schütz M, and Südkamp NP.** Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *J Orthop Sci* 8: 252-258, 2003.
120. **Seeley DG, Kelsey J, Jergas M, and Nevitt MC.** Predictors of ankle and foot fractures in older women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *J Bone Miner Res* 11: 1347-1355, 1996.
121. **Seemann R, Frerich B, Muller S, Koenke R, Ploder O, Schicho K, Piffko J, Poeschl P, Wagner A, Wanschitz F, Krennmair G, Ewers R, and Klug C.** Comparison of locking and nonlocking plates in the treatment of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 108: 328-334, 2009.
122. **Shariff SS, and Nathwani DK.** Lauge-Hansen classification--a literature review. *Injury* 37: 888-890, 2006.
123. **Siegenthaler W** editor. *Klinische Pathophysiologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2006.
124. **Sommer C, Gautier E, Muller M, Helfet DL, and Wagner M.** First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury* 34 Suppl 2: B43-54, 2003.
125. **Srinivasan K, Agarwal M, Matthews SJ, and Giannoudis PV.** Fractures of the distal humerus in the elderly: is internal fixation the treatment of choice? *Clin Orthop Relat Res* 222-230, 2005.
126. **Steinke I** editor. *Kriterien qualitativer Forschung. Ansätze zur Bewertung qualitativ-empirischer Sozialforschung* Weinheim: Juventa, 1999.
127. **Stiehl JB, Skrade DA, and Johnson RP.** Experimentally produced ankle fractures in autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res* 244-249, 1992.

8. Quellenangaben

128. **Stiehl JB, Skrade DA, Needleman RL, and Scheidt KB.** Effect of axial load and ankle position on ankle stability. *J Orthop Trauma* 7: 72-77, 1993.
129. **Strauss EJ, and Egol KA.** The management of ankle fractures in the elderly. *Injury* 38 Suppl 3: S2-9, 2007.
130. **Streicher G, Reilmann, H.** Tibiaschaft-/Sprunggelenksfrakturen. *Orthopädie und Unfallchirurgie update* 2 157-178, 2007.
131. **Stufkens SA, Knupp M, Lampert C, van Dijk CN, and Hintermann B.** Long-term outcome after supination-external rotation type-4 fractures of the ankle. *J Bone Joint Surg Br* 91: 1607-1611, 2009.
132. **Thomsen NO, Olsen LH, and Nielsen ST.** Kappa statistics in the assessment of observer variation: the significance of multiple observers classifying ankle fractures. *J Orthop Sci* 7: 163-166, 2002.
133. **van Staa TP, Dennison EM, Leufkens HG, and Cooper C.** Epidemiology of fractures in England and Wales. *Bone* 29: 517-522, 2001.
134. **Vangsness CT, Jr., Carter V, Hunt T, Kerr R, and Newton E.** Radiographic diagnosis of ankle fractures: are three views necessary? *Foot Ankle Int* 15: 172-174, 1994.
135. **Wagner M.** General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2: B31-42, 2003.
136. **Wähnert D, Hoffmeier KL, von Oldenburg G, Frober R, Hofmann GO, and Muckley T.** Internal fixation of type-C distal femoral fractures in osteoporotic bone. *J Bone Joint Surg Am* 92: 1442-1452, 2010.
137. **Weber BG.** *Die Verletzungen des oberen Sprunggelenkes.* Bern, Stuttgart: Huber, 1972.
138. **Weber BG.** Lengthening osteotomy of the fibula to correct a widened mortice of the ankle after fracture. *Int Orthop* 4: 289-293, 1981.
139. **Weber M, Burmeister H, Flueckiger G, and Krause FG.** The use of weightbearing radiographs to assess the stability of supination-external rotation fractures of the ankle. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010.
140. **Weiß C** editor. *Datenanalyse und Modellierung mit STATISTICA.* München Wien: Oldenbourg Verlag, 2007.
141. **Yde J.** Lauge-Hansen classification of malleolar fractures. *Acta Orthop Scand* 51: 1980.
142. **Zwipp H** editor. *Chirurgie des Fußes.* Wien, New York: Springer Verlag, 1994.

8.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 2-1: Einteilung der Sprunggelenksfrakturen nach Lauge-Hansens beobachteten Frakturmechanismen [69, 102]

Tabelle 4-1: gemessene Unterschenkellänge in cm, das Alter zum Todeszeitpunkt in Jahren [J] und das Geschlecht der Donatoren

Tabelle 4-2: Verteilung der 12 Unterschenkel in die nicht winkelstabile und winkelstabile Konturenplattengruppe

Tabelle 5-1: Ergebnisübersicht aller Entwicklungsstadien

Tabelle 5-2: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES I

Tabelle 5-3: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES II

Tabelle 5-4: detaillierte Ergebnisse der Probe im ES III

Tabelle 5-5: detaillierte Ergebnisse der Proben im ES IV

Tabelle 5-6: Überblick über die Gruppeneinteilung und ihrer Ergebnisse

Tabelle 5-7: zeigt Ergebnisse Mann-Whitney-U-Test (Mediane und p-Werte) für die Gruppen Nicht-Frakturgruppe (n=3) versus Frakturgruppe (n=15): $p < 0,05$ signifikant

Tabelle 5-8: zeigt Spearman-Rangkorrelationstest in FHS mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: $p < 0,05$ signifikant

Tabelle 5-9: zeigt Spearman-Rangkorrelationstest mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: $p < 0,05$ signifikant

Tabelle 5-10: Spearman-Rangkorrelationstest in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: $p < 0,05$ signifikant

Tabelle 6-1: Überblick über experimentelle Arbeiten zur Reproduktion LH SE [24, 69, 72, 77, 117, 127] bzw. Induktion einer Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose [40]

8.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 2-1: Articulatio talocalcarea, (a) Rechter Fuß, Ansicht von vorne und (b) hinten, entnommen aus [118]

Abb. 2-2: lateraler Bandapparat eines rechten Fußes, Ansicht von lateral, entnommen aus [118]

Abb. 2-3: lateraler Bandapparat eines rechten, präparierten Fußes, Ansicht von lateral

Abb. 2-4: medialer Bandapparat eines rechten Fußes, Ansicht von medial, entnommen aus [118]

Abb. 2-5: medialer Bandapparat eines rechten, präparierten Fußes, Ansicht von medial

Abb. 2-6: Schematische Darstellung der drei wesentlichen Syndesmosenbänder, 4=Tibia und 3=Fibula, entnommen aus [91]

Abb. 2-7: präparierter, rechter Fuß, Ansicht von vorne, Lig. tibiofibularis anterior

Abb. 2-8: präparierter, rechter Fuß, Ansicht von hinten, Lig. tibiofibularis posterior

Abb. 2-9: Verlauf der Hauptbewegungsachsen, entnommen aus [12]

Abb. 2-10: Gelenkflächen einer Malleolengabel, rechter Fuß, hinteres Volkmann-Dreieck, Tubercule de Tillaux-Chaput und Wagstaffe-Fragment, Ansicht von distal aus [118]

Abb. 2-11: Supination-Eversions-Mechanismus

Abb. 2-12: Supination-Eversions-Mechanismus (Stadien I-IV) aus [15]

Abb. 2-13: Supination-Adduktions-Mechanismus

8. Quellenangaben

Abb. 2-14: Supination-Adduktions-Mechanismus (Stadien I-II) aus [15]

Abb. 2-15: Pronation-Eversions-Mechanismus

Abb. 2-16: Pronation-Eversions-Mechanismus Stadien (I-IV) aus [15]

Abb. 2-17: Pronation-Abduktions-Mechanismus

Abb. 2-18: Pronation-Abduktions-Mechanismus Stadien (I-III) aus [15]

Abb. 2-19: Klassifikation nach Danis - Weber aus [137]

Abb. 2-20: Parameter zur Einschätzung der Syndesmosenweite (BC und AB) und medialen Gelenkspaltweite (DE) in der a.p.- Röntgenaufnahme aus [101]

Abb. 4-1: proximalen Ausschnitt des präparierten Unterschenkels Probe 1 von vorne

Abb. 4-2: Skizze eines rechten Unterschenkels, proximaler Ausschnitt, aus [118]

Abb. 4-3: Probe 15, Ansicht von lateral

Abb. 4-4: Ausschnitt von Abb. 4-3

Abb. 4-5: Skizze rechter Fuß, Ansicht von lateral, aus [118]

Abb. 4-6: Probe 18, Ansicht von medial

Abb. 4-7: Ausschnitt von Abb. 4-6

Abb. 4-8: Skizze rechter Fuß, Ansicht von medial, aus [118]

Abb. 4-19: XCT 2000 Bone Scanner in der nuklearmedizinischen Abteilung der Universität Würzburg

Abb. 4-10: Schematische Darstellung der Einspannposition des Unterschenkels

Abb. 4-11: XCT 2000 Bone Scanner mit eingespanntem Unterschenkel

Abb. 4-12: Schematische Darstellung des Übersichtsbereichs

Abb. 4-13: Übersichtsbild

8. Quellenangaben

Abb. 4-14: Schematische Darstellung des Übersichtsbildes mit den Schnittebenen

Abb. 4-15: Übersichtsbild mit Schnittebenen (Orientierung: oben = proximal; unten = distal)

Abb. 4-16: Schnittebene 1 von Probe 2 mit Querschnitt der Fibula, 20 mm proximal der Fibulaspitze (ROI Fibula distal)

Abb. 4-17: Schnittebene 2 von Probe 2 mit Querschnitt der Fibula (ROI Fibula proximal) und (ROI Tibia distal) auf Höhe der Syndesmose

Abb. 4-18: Auswertung von Spongiosa- und Knochenmineraldichte der ROI Fibula distal (grün umrahmt) der Probe 2

Abb. 4-19: Halterung zur Fußfixierung, Ansicht von oben (Orientierung: linke Seite der Grundplatte Calcaneusfixierung; rechte Seite Vorfußfixierung)

Abb. 4-20: Fixierung Probe 1, Ansicht von hinten

Abb. 4-21: Fixierung Probe 1, Ansicht von medial

Abb. 4-22: proximale Unterschenkelfixierung durch drei Steinmannnägeln

Abb. 4-23: Ansicht des Kreuzgelenkes von vorne, 15° Dorsalflexion

Abb. 4-24: Ansicht des Kreuzgelenkes von der Seite, Bewegungsachsen, 25° Supination

Abb. 4-25: Kreuzgelenk mit Fuß in der Materialprüfmaschine, Probe 20

Abb. 4-26: Versuchsaufbau ES I, Probe 2

Abb. 4-27: Rotationsachse, Probe 10

Abb. 4-28: Fußachsen, entnommen aus [118]

Abb. 4-29: Versuchsaufbau ES II, Probe 8

Abb. 4-30: Versuchsaufbau ES III, Probe 10

Abb. 4-31: Versuchsaufbau ES IV, Probe 19

8. Quellenangaben

Abb. 4-32: Versuchsaufbau ES IV, Ausschnitt Positionierung des Stempels und der Schraube, Probe 19

Abb. 4-33: Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Typ Z 020 im Labor der Klinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg

Abb. 4-34: Testablauf Probe 19

Abb. 4-35: zeigt exemplarisch die Prüfkurve von Probe 12: Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose (1. Maximum bei 29,725 Nm und 55,819 °)

Abb. 4-36: nicht winkelstabile 6-Loch Konturenplatte (Titan-Aluminium-Vanadium Legierung (Ti6Al4V, ISO5832/3)), Ansicht von lateral

Abb. 4-37: 6-Loch Konturenplatte, auf einer formalinfixierten Fibula, Ansicht von lateral

Abb. 4-38: distaler Ausschnitt mit drei Spongiosaschrauben im osteoporotischen Kunstknochen, Ansicht von lateral

Abb. 4-39: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von lateral

Abb. 4-40: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von oben

Abb. 4-41: distaler Ausschnitt der winkelstabilen Konturenplatte, Ansicht von lateral

Abb. 4-42: distaler Ausschnitt winkelstabile Konturenplatte mit vier symmetrisch besetzten, winkelstabilen Schrauben, Ansicht von lateral

Abb. 4-43: winkelstabile Schraube d=2,5 mm, L20

Abb. 4-44: winkelstabile Konturenplatte auf einer formalinfixierten Fibula, Ansicht von lateral

Abb. 4-45: winkelstabile Konturenplatte, Ansicht von unten

8. Quellenangaben

Abb. 4-46: Versorgung der Probe 8 mit einer nicht winkelstabilen Konturenplatte, AP-Durchleuchtungsaufnahme mit C-Bogen

Abb. 4-47: Versorgung der Probe 8 mit einer 6-Loch Konturenplatte

Abb. 4-48: winkelstabile Konturenplatte mit spezieller Bohrbuchse, Ansicht von oben

Abb. 4-49: Versorgung der Probe 4 mit einer winkelstabilen Konturenplatte, AP-Durchleuchtungsaufnahme mit C-Bogen

Abb. 4-50: Versorgung der Probe 19 mit einer winkelstabilen Konturenplatte

Abb. 4-51: zeigt exemplarisch die Prüfkurve von Probe 6: zwischen A und B, Bereich indem die Steifigkeit des Plattenschraubenkonstrukts bestimmt wurde; Punkt B: Beginn des Implantatversagens; Punkt C: maximales Implantatversagen

Abb. 4-52: Aufbau des Box-Whisker-Plots; (IQR (engl.: inter quartile range), Differenz des 25%- bzw. 75%-Quantils als Interquartilsabstand, ein Streuungsmaß, der die Breite jenes Bereiches angibt, welcher die mittleren 50% Wahrscheinlichkeitsmasse der Verteilung umfasst) entnommen aus [140]

Abb. 4-53: statistische Tests in den Gruppen des humanen Unterschenkelfrakturmodells

Abb. 4-54: statistische Datenanalyse der biomechanischen Implantattestung

Abb. 5-1: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Bandverletzungen der Proben im ES I: Probe 1 und Probe 2, Bild aus [49]

Abb. 5-2: Probe 1, Ansicht von lateral, fibulare Avulsionen der Ligg. calcaneofibulare und talofibulare anterius

Abb. 5-3: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Verletzungen der Proben im ES II: Probe 3, Probe 4, Probe 5, Probe 7 und Probe 8, Bild aus [49]

Abb. 5-4: Probe 8, Ansicht von lateral

Abb. 5-5: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Verletzung der Probe im ES III: Probe 10, Bild aus [49]

8. Quellenangaben

Abb. 5-6: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Verletzungen im ES IV: Probe 9, Probe 11, Probe 12, Probe 14, Probe 15, Probe 16, Probe 17, Probe 18, Probe 19, Probe 20, Bild aus [49]

Abb. 5-7: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von medial, Verletzungen im ES IV: Probe 12 und Probe 16, Bild aus [118]

Abb. 5-8: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Skizze der Verletzungen von Probe 19, Bild aus [49]

Abb. 5-9: Ausschnitt Probe 19, Ansicht von lateral

Abb. 5-10: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, Skizze der Verletzungen von Probe 12, Bild aus [49]

Abb. 5-11: Probe 12, Ansicht von lateral

Abb. 5-12: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von medial, Verletzung Probe 12, Bild aus [118]

Abb. 5-13: Ausschnitt Probe 12, Ansicht von medial

Abb. 5-14: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von lateral, Skizze laterale Verletzung Probe 16, Bild aus [49]

Abb. 5-15: Ausschnitt Probe 16, Ansicht von lateral

Abb. 5-16: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von medial, Skizze mediale Verletzung Probe 16, Bild aus [118]

Abb. 5-17: Ausschnitt Probe 16, Ansicht von medial,

Abb. 5-18: zeigen die Prüfkurven aller induzierten Frakturen

Abb. 5-19: Box-Plot der ES II-IV für die Variablen Drehmoment und Winkel

Abb. 5-20: Verteilung der Knochen- und Spongiosadichten Tibia distal, Fibula proximal und distal [mg/ccm] der ES I-IV

8. Quellenangaben

Abb. 5-21: rechter Fuß, Ansicht von lateral, skizziert Verletzungen des lateralen Bandapparates in der Nicht-Frakturgruppe: Probe 1, Probe 2, Probe 3 , Bild aus [49]

Abb. 5-22: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von medial, Skizze Verletzung des medialen Bandapparates in der Nicht-Frakturgruppe: Probe 1 Bild aus [118]

Abb. 5-23: Zeichnung rechter Fuß, Ansicht von lateral, skizziert Frakturverläufe der Frakturgruppe, Bild aus [49] FHS: Probe 4, Probe 5, Probe 7, Probe 8, Probe 9, Probe 11, Probe 14, Probe 15, Probe 17, Probe 18, Probe 19 FDS: Probe 10, Probe 16, Probe 20

Abb. 5-24: Zeichnung linker Fuß, Ansicht von medial, skizziert Verletzung des Innenknöchels in der Frakturgruppe Bild aus [118] FDS: Probe 10, Probe 16

Abb. 5-25: zeigt die Prüfkurven der

Abb. 5-26: zeigt Box-Plots der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal und Fibula distal jeweils von Nicht-Frakturgruppe und Frakturgruppe

Abb. 5-27: Scatterplot zeigt die positive Korrelation zwischen den Variablen Winkel und Drehmoment

Abb. 5-28: Scatterplot zeigt die signifikante, positive Korrelation zwischen den Variablen Winkel und Drehmoment

Abb. 5-29: Konstruktversagen Variante 1, Probe 8

Abb. 5-30: Konstruktversagen Variante 1, Probe 12

Abb. 5-31: Konstruktversagen Variante 1, Probe 5

Abb. 5-32: Konstruktversagen Variante 2, Probe 18

Abb. 5-33: versorgte Probe 11

Abb. 5-34: Probe 11 nach Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1

Abb. 5-35: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1, Probe 19

Abb. 5-36: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 1, Probe 7

8. Quellenangaben

Abb. 5-37: Konstruktversagen winkelstabile Konturenplatte Variante 2, Probe 20

Abb. 5-38: Prüfkurven der Proben 8 (V1) und 18(V2) Fibulafrakturen versorgt mit nicht winkelstabiler Konturenplatte und Probe 10 (V1) und 19 (V2) versorgt mit winkelstabiler Konturenplatte erstellt mit TestXpert II Software

Abb. 5-39: Box-Plots der Variablen Versagensdrehmoment und Versagenswinkel jeweils von nicht winkelstabiler und winkelstabiler Konturenplattengruppe, erstellt mit STATISTICA (Version 8.0)

Abb. 5-40: Scatterplot zeigt die signifikante, positive Korrelation zwischen den Variablen Versagensdrehmoment und Spongiosadichte Fibula proximal ($R=0,98/ p<0,01$)

Abb. 6-1: Oberes Sprunggelenk, Bereich, indem eine Fraktur als auf Höhe der Syndesmose bezeichnet, aus [118]

Abb. 6-2: exemplarisch Prüfkurve Probe 12: Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose

Abb. 6-3: Idealisiertes Frakturmodell aus [114]

Abb. 6-4: Lauge-Hansens Originalzeichnung des SE-Mechanismus [69]

Abb. 6-5: Box-Plot: Vergleich der Knochen- und Spongiosadichten in den ROIs von Nicht-Frakturgruppe und Frakturgruppe, grüne Linie bei 90,3 mg/ccm gestrichelte grüne Linien bei 50,3 mg/ccm zeigen die Mindestknochen- und Spongiosadichte der ROI Fibula distal, erstellt mit STATISTICA (Version 8.0)

Abb. 6-6: distaler Ausschnitt der nicht winkelstabilen Konturenplatte im osteoporotischen Kunstknochen

Abb. 6-7: Funktionsprinzip von Neutralisationsplattenosteosynthesen

Abb. 6-8: proximaler Ausschnitt Probe 7

Abb. 6-9: Versagen der Neutralisationsplatte

Abb. 6-10: Funktionsprinzip von winkelstabilen Plattenosteosynthesen

8. Quellenangaben

Abb. 6-11: distaler Ausschnitt winkelstabile Konturenplatte im osteoporotischen Kunstknochen

Abb. 6-12: Versagen der winkelstabilen Plattenosteosynthesen

Abb. 6-13: distaler Ausschnitt Probe 20

Abb. 6-14: zeigt die operative Versorgung einer Fibulafraktur distal der Syndesmose mit einer winkelstabilen Konturenplatte mit Besetzung des distalsten winkelstabilen Schraubenloches, Fotos: aus dem Operationssaal 4 der Chirurgischen Klinik II der Universität Würzburg

9. Alphabetisches Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
Art.	Articulatio
BMD	bone mineral density
Bzw.	beziehungsweise
DEXA	Dual-Energy X-Ray Absorptiometrie
LC-DCP	Limited contact dynamic compression plate
Ligg.	Ligamenta
Lig.	Ligamentum
ES	Entwicklungsstadium
FDS	Fibulafraktur distal der Syndesmose
FHS	Fibulafraktur auf Höhe der Syndesmose
Mm.	Musculi
M.	Musculus
Nm	Newton meter
N	Newton
pQCT	periphere quantitative Computertomographie
ROI	Region of interest
SA	Supination-Adduktions-Mechanismus
SE	Supination-Eversions-Mechanismus
PA	Pronation-Abduktions-Mechanismus
PE	Pronation-Eversions-Mechanismus
WHO	World Health Organization



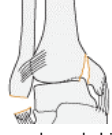

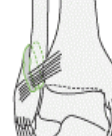

10. Anhang

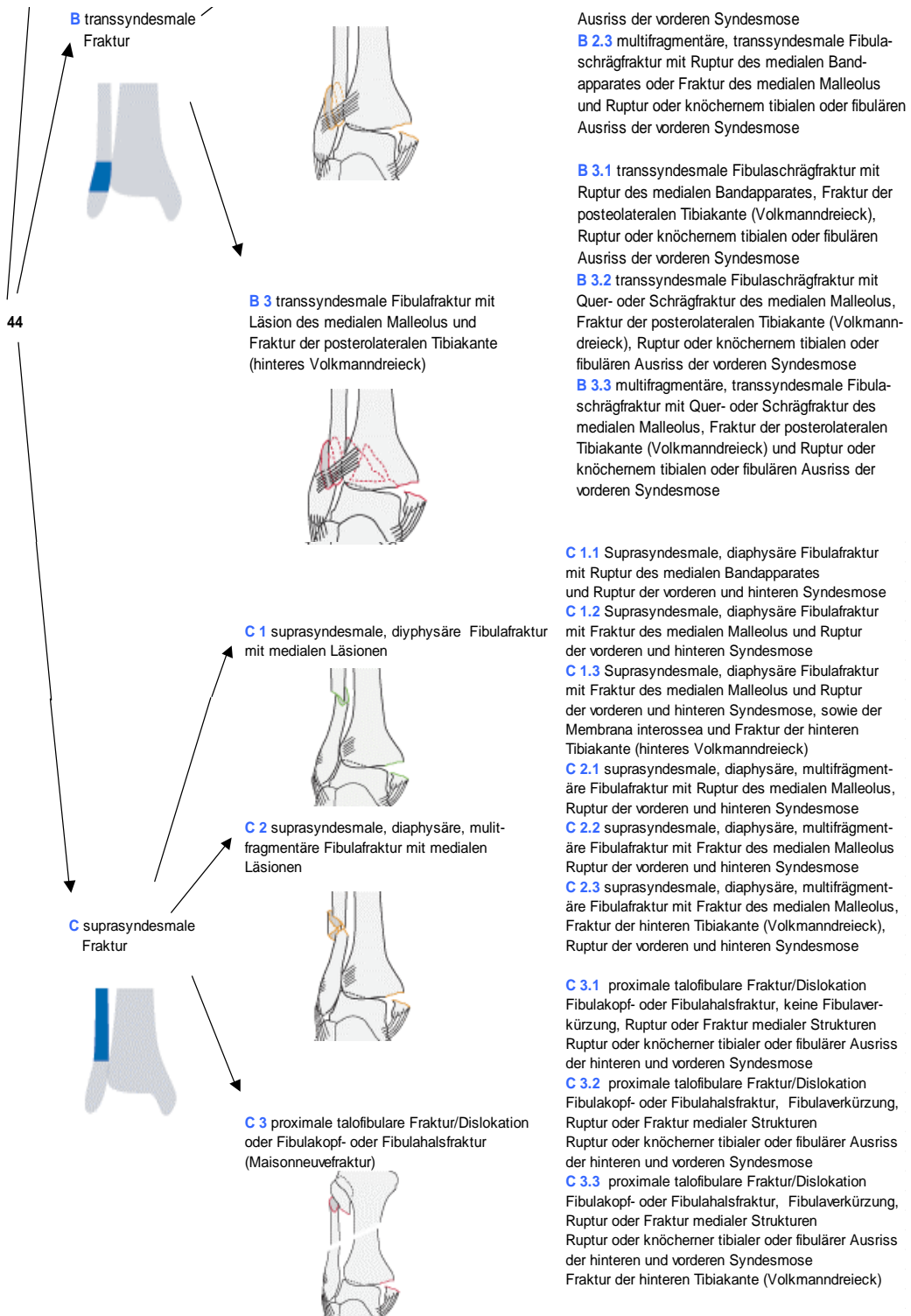
Anhang 2-1: Stadieneinteilung der Osteoporose (DEXA-Messung), Informationen aus [7, 48]

Definition	Knochendichte
Normalbefund	T-Wert: > -1,0 SD
Osteopenie	T-Wert: -1,0 SD bis > -2,5 SD
Osteoporose	T-Wert: < -2,5 SD
Manifeste Osteoporose	T-Wert: < -2,5 SD und Nachweis einer oder mehrerer osteoporosetypischer Fraktur(en)

Anhang 2-2:

AO-Klassifikation der Sprunggelenksverletzungen im Überblick, Informationen und Bilder entnommen aus [2]

Knochensegment Typ	Gruppe	Untergruppe
 <p>A infrasyndesmale Fraktur</p>	<p>A 1 isolierte, infrasyndesmale Fraktur des lateralen Malleolus oder lateralen Bandapparates</p> 	<p>A 1.1 Ruptur des lateralen Bandapparates (lig. talofibulare anterior, lig. calcaneofibulare, lig. talofibulare posterior) A 1.2 knöcherne, fibulärer Ausriss des lateralen Bandapparates A 1.3 Fibulaquerfraktur unterhalb der Syndesmose</p>
	<p>A 2 infrasyndesmale Läsion des lateralen Malleolus mit Fraktur des medialen Malleolus</p> 	<p>A 2.1 A 1.1 und Spiral- oder Querfraktur des medialen Malleolus A 2.2 A 1.2 und Spiral- oder Querfraktur des medialen Malleolus A 2.3 A 1.3 und Spiral- oder Querfraktur des medialen Malleolus</p>
	<p>A 3 infrasyndesmale Läsion des lateralen Malleolus mit posteromedialer Fraktur des medialen Malleolus</p> 	<p>A 3.1 A 1.1 und posteromediale Fraktur des medialen Malleolus A 3.2 A1.2 und posteromediale Fraktur des medialen Malleolus A 3.3 A1.3 und posteromediale Fraktur des medialen Malleolus</p>
	<p>B 1 isolierte, transsyndesmale Fibulafaktur</p> 	<p>B 1.1 isolierte, transsyndesmale Fibulafaktur B 1.2 isolierte, transsyndesmale Fibulafaktur und Ruptur oder knöchernem tibialen oder fibulären Ausriss der vorderen Syndesmose B 1.3 multifragmentäre, transsyndesmale Fibulafaktur und Ruptur oder knöchernem tibialen oder fibulären Ausriss der vorderen Syndesmose</p>
	<p>B 2 transsyndesmale Fibulafaktur mit Läsion des medialen Malleolus</p> 	<p>B 2.1 transsyndesmale Fibulafaktur mit Ruptur des medialen Bandapparates und Ruptur oder knöchernem tibialen oder fibulären Ausriss der vorderen Syndesmose B 2.2 transsyndesmale Fibulafaktur mit Quer- oder Schrägfraktur des medialen Malleolus und Ruptur oder knöchernem tibialen oder fibulären</p>



10. Anhang

Anhang 4-1:

Zusätzliche technische Daten für Zwick/Roell-Materialprüfmaschine Z020: Prüfkraft: 20 kN, Deformationsgeschwindigkeit: 0,0005 bis 1000 [mm/min], Drehmoment: 100 Nm, Drehgeschwindigkeit: 0,001 bis 10 [U/min], Temperatur: -70°C bis 250 °C)

Anhang 4-2:

Tabellarischer Überblick über die Versorgung der Proben mit nicht winkelstabilen Konturenplatten

Probe	Fraktur und Begleitverletzungen	Versorgung der Fraktur		
		nicht winkelstabile Konturenplatte	Schrauben (Nummer des besetzten Schraubenloches/Schraubenlänge)	Stellschraube
5	kurze Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior, Ruptur der vorderen Syndesmose	6-Loch	1/L20; 2/L22; 3/L20; 4/L14; 5/L14; 6/L14	L24
8	kurze Fibulaschrägfraktur (60° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior, nach 2/3 Richtungswechsel nach posteroinferior, tibiale Avulsion der vorderen Syndesmose	6-Loch	1/L18; 2/L20; 3/L20; 4/L14; 5/L14; 6/L14	L30
12	kurze Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) beginnend 3 cm proximal der Syndesmose, Frakturverlauf zunächst von anteroinferior nach posterosuperior, nach einem Drittel, Richtungsänderung nach posteroinferior, tibiale Avulsion der vorderen Syndesmose, Schrägfraktur des Innenknöchels (60° in der Sagittalebene) proximal der Syndesmose Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior	10-Loch	1/L20; 2/L22; 3/L18; 4/L14; 9/L14; 10/L14	
14	kurze Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior	8-Loch	1/L18; 2/L20; 3/L18; 4/L14; 7/L14; 8/L14	
15	kurze Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior	8-Loch	1/L18; 2/L20; 3/L18; 6/L14; 7/L14; 8/L14	L24
18	kurze Fibulaschrägfraktur (45° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior	6-Loch	1/L14; 2/L18; 3/L18; 4/L14; 5/L16; 6/L16	L28

10. Anhang

Anhang 4-3:

Tabellarischer Überblick über die mit winkelstabilen Konturenplatten versorgten Proben

Probe	Fraktur und Begleitverletzungen	Versorgung der Fraktur		
		winkelstabile Konturenplatte	Schrauben* (Nummer des besetzten Schraubenloches/Schraubenlänge)	Stellschraube
4	kurze Fibulachrägfraktur (50° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior	ja	2/L 18; 3/L 18; 6/L 22; 7/L 18; 8/L 14; 9/L 14;10/L 14	L 24
7	Fibulaquerfraktur auf Syndesmosenhöhe	ja	2/L 18; 3/L 18; 6/L 16; 7/L 16; 8/L 14; 9/L 14;10/L 14	
10	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmosen, 0,7 cm proximal der Fibulaspitze, Querfraktur des medialen Malleolus, 0,5 cm proximal der Syndesmosen	ja	2/L 20; 3/L 18; 6/L 20; 7/L 18; 8/L 14; 9/L 14;10/L 14	
11	kurze Fibulachrägfraktur (20° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior nach der Hälfte Richtungswechsel nach posteroinferior, Ruptur der vorderen Syndesmosen	ja	2/L 18; 3/L 18; 5/L 18; 6/L 18; 8/L 14; 9/L 14;10/L 14	L 28
19	kurze Fibulachrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Syndesmosenhöhe, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior, Teilruptur der vorderen Syndesmosen am distalen, fibulären Ansatz aufgrund der dort verlaufenden Frakturlinie	ja	3/L 18; 4/L 18; 5/L 18; 6/L 18; 8/L 14; 9/L 14;10/L 12	L 26
20	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmosen, 1 cm proximal der Fibulaspitze, fibulären Avulsion des calcaneofibularen	ja	2/L 18; 3/L 18; 6/L 18; 7/L 18; 8/L 14; 9/L 14;10/L 14	

*schrauben fett gedruckt

Anhang 5-1:

Die Tabelle zeigt Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal, Alter, Drehmoment und Winkel der vier Entwicklungsstadien

		Knochen- dichte	Spongiosa- dichte	Knochen- dichte	Spongiosa- dichte	Knochen- dichte	Spongiosa- dichte	Alter	Drehmoment	Winkel
		Tibia distal in [mg/ccm]	Tibia distal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	in Jahre	in [Nm]	in [°]
ES I	Median	84,8	64,95	117,65	25,15	45,3	15,25	95		
	Min; Max	80,5; 89,1	58,7;71,2	112,8;122,5	0;50,3	0;90,6	0;30,5			
ES II	Median	115	109,7	169,2	132,4	182,6	142,5	84	28,37	60,06
	Min; Max	70,9;193,1	61,4;190,4	80,6;245,9	0;230,4	80;271,3	0;269,4	67;94	18,07;30,85	40,67;79
ES III		160,8	144,5	245,5	181,4	162,6	116	100	20	28,53
ES IV	Median	169,45	156,35	183,25	124,8	174,75	119,5	89	21,98	41,94
	Min; Max	101,4;271,9	101,1;220,3	122,6;289,2	88,5;258,3	140,9;262,3	64,1;256,2	62;100	12,75;48,78	18,07;69,43

10. Anhang

Anhang 5-2:

Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal und Alter der Nicht-Frakturgruppe

n = 3	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Alter	Drehmoment	Winkel
	Tibia distal in [mg/ccm]	Tibia distal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	in Jahre	in [Nm]	in [°]
Median	80,7	65,6	112,8	0	80	0	95		
Min; Max	80,5;89,1	58,7;71,2	80,6;122,5	0;50,3	0;90,6	0;30,5	83;95		

Anhang 5-3:

Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal, Alter, Drehmoment und Winkel der Frakturgruppe

n = 15	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Alter	Drehmoment	Winkel
	Tibia distal in [mg/ccm]	Tibia distal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	in Jahre	in [Nm]	in [°]
Median	168,5	144,5	187,9	132,4	176,1	136,45	89	22,82	46,22
Min; Max	70,7;273,3	61,4;220,3	116,2;289,2	77,3;258,3	126,2;271,3	64,0;269,4	62;100	12,75;48,78	18,07;79,0

Anhang 5-4:

Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal, Alter, Drehmoment und Winkel der FHS

n = 11	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Alter	Drehmoment	Winkel
	Tibia distal in [mg/ccm]	Tibia distal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	in Jahre	in [Nm]	in [°]
Median	168,7	149,4	187,9	132,4	182,6	136,4	89	24,98	55,82
Min; Max	70,9;271,9	61,4;220,3	116,2;289,2	77,3;258,3	126,2;271,3	84,0;269,4	62;100	14,45;48,76	28,23;79,0

Anhang 5-5:

Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal, Alter, Drehmoment und Winkel der FDS

n = 3	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Knochen-dichte	Spongiosadichte	Alter	Drehmoment	Winkel
	Tibia distal in [mg/ccm]	Tibia distal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula proximal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	Fibula distal in [mg/ccm]	in Jahren	in [Nm]	in [°]
Median	124,3	116	151,8	110	102,8	116	89	20	28,531
Min; Max	101,4;160,8	101,1;144,5	122,6;245,5	88,5;181,4	140,9;173,1	64,1;146,3	70;100	12,75;25,43	19,704;52,97

10. Anhang

Anhang 5-6:

Ergebnisse Mann-Whitney-U-Test (Mediane und p-Werte) für FHS (n=11) versus FDS (n=3) erstellt mit STATISTICA (Version 8.0)

	Knochendichte Tibia distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Tibia distal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula distal in [mg/ccm]	Alter in Jahre	Drehmoment in [Nm]	Winkel in [°]
FHS	168,7	149,4	187,9	132,4	182,6	136,4	89	24,98	55,819
FDS	124,3	116	151,8	110	102,8	116	89	20	28,531
p-Wert	0,126	0,225	0,291	0,368	0,126	0,555	0,885	0,205	0,126

Anhang 5-7:

Mediane, Minima und Maxima der Variablen Knochen- und Spongiosadichte Tibia distal, Fibula proximal, Fibula distal, Alter, Drehmoment und Winkel der FHS ES IV

	Knochendichte Tibia distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Tibia distal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochendichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosadichte Fibula distal in [mg/ccm]	Alter in Jahren	Drehmoment in [Nm]	Winkel in [°]
Median	170,2	163,3	187,9	127,3	176,1	102,6	91	22,82	46,22
Min; Max	128,4;271,9	126,6;220,3	167,8;289,2	112,8;258,3	148,2;262,3	90,3;256,2	62;100	14,45;48,78	28,23;69,43

Anhang 5-8:

Spearman-Rangkorrelationstest FHS ES IV mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte, es gilt: **p<0,05 signifikant**

Variable	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Drehmoment	Winkel
Alter R	-0,779	-0,72	-0,672	-0,9474	-0,911	-0,947	-0,522	-0,601
p-Wert	0,039	0,068	0,098	0,001	0,004	0,001	0,055	0,153

Variable	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Drehmoment	Winkel
Drehmoment R	0,533	0,365	0,304	0,308	0,28	-0,038	1	0,741
p-Wert	0,05	0,2	0,29	0,284	0,332	0,897	0	0,002

Variable	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Drehmoment	Winkel
Winkel R	0,828	0,893	0,615	0,615	0,524	-0,022	0,741	1
p-Wert	0,022	0,007	0,142	0,142	0,227	0,963	0,002	0

10. Anhang

Anhang 5-9:

Variablen mit Median, Minimum und Maximum der sechs Proben in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe

n = 6	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Alter	Fraktur-	Fraktur-	Versagens-	Versagens-	Steifigkeit
	Tibia distal	Tibia distal	Fibula proximal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal	in Jahren	in drehmoment	winkel	drehmoment	winkel	in [Nm/°]
	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]		in [Nm]	in [°]	in [Nm]	in [°]	
Median	181,4	176,05	215,9	149,65	189,3	132,35	88,5	21,53	51,02	3,66	22,77	122,24
Min; Max	115,0;194,0	109,7;190,4	178,6;260,8	122,3;230,4	168,1;271,3	90,3;269,4	83;97	18,07; 29,73	18,07; 58,51	1,99;8,82	12,17;29,33	33,76; 266,2

Anhang 5-10:

Variablen (Median, Minimum und Maximum) für Proben der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe, die die Versagensvariante 1 aufwiesen (n=5)

n = 5	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Versagens-	Versagens-	Steifigkeit
	Fibula proximal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal	drehmoment	winkel	in [Nm/°]
	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [Nm]	in [°]	
Median	223,4	158,5	191,1	162,1	4,57	23,11	128 64
Min; Max	178,6; 260,8	122,3;230,4	168,1;271,3	100,1; 269,4	1,99;8,82	12,17;29,33	33,76; 366,2

Anhang 5-11:

Parameter der Probe 18 der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe, die die Versagensvariante 2 aufwies

n = 1	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Versagens-	Versagens-	Steifigkeit
	Fibula proximal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal	drehmoment	winkel	in [Nm/°]
	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [Nm]	in [°]	
	187,9	140,8	176,1	90,3	2,75	22,44	54,65

Anhang 5-12:

Variablen mit Median, Minimum und Maximum der sechs versorgten Proben in der winkelstabilen Konturenplattengruppe

n = 6	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Knochendichte	Spongiosadichte	Alter	Fraktur-	Fraktur-	Versagens-	Versagens-	Steifigkeit
	Tibia distal	Tibia distal	Fibula proximal	Fibula proximal	Fibula distal	Fibula distal	in Jahren	in drehmoment	winkel	drehmoment	winkel	in [Nm/°]
	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]	in [mg/ccm]		in [Nm]	in [°]	in [Nm]	in [°]	
Median	161,1	139,5	173,2	122,8	155,5	107,1	82	27,93	57,61	8,6	39,3	256,25
Min; Max	70,9;271,9	61,4;220,3	116,2;289,2	77,3;258,3	126,2;262,3	64,1;186,2	62;100	20,0; 48,78	28,23; 79,01	6,1;14,4	20,11;47,03	163,92; 295,4

10. Anhang

Anhang 5-13:

Variablen (Median, Minimum und Maximum) für Proben der winkelstabilen Konturenplattengruppe, die die Versagensvariante 1 aufwiesen (n=4)

n = 4	Knochen- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochen- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Versagens- drehmoment in [Nm]	Versagens- winkel in [°]	Steifigkeit in [Nm/°]
Median	173,2	122,8	165,4	120,35	6,76	34,5	256,27
Min; Max	116,2; 289,2	77,3; 258,3	126,3; 262,3	84,0; 186,2	6,1; 14,42	20,11; 39,46	163,9; 290,43

Anhang 5-14:

Variablen (Median, Minimum und Maximum) für Proben der winkelstabilen Konturenplattengruppe, die die Versagensvariante 2 aufwiesen (n=2)

n = 2	Knochen- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochen- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Versagens- drehmoment in [Nm]	Versagens- winkel in [°]	Steifigkeit in [Nm/°]
Median	184,05	134,95	151,8	90,05	11,63	45,04	246,73
Min; Max	122,6; 245,5	88,5; 181,4	140,9; 162,8	64,1; 116,0	9,85; 13,4	43,06; 47,03	198,05; 295,4

Anhang 5-15:

Mann-Whitney-U-Test (Mediane und p-Werte) für die Gruppen nicht winkelstabile (n=6) versus winkelstabile Konturenplattengruppe (n=6): **p<0,05 signifikant**

	Knochen- dichte Tibia distal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Tibia distal in [mg/ccm]	Knochen- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula proximal in [mg/ccm]	Knochen- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Spongiosa- dichte Fibula distal in [mg/ccm]	Alter in Jahre	Fraktur- drehmoment in [Nm]	Fraktur- winkel in [°]	Versagens- drehmoment in [Nm]	Versagens- winkel in [°]	Steifigkeit in [Nm/°]
nicht winkelstabile Konturenplatte	181,4	176,05	215,9	149,65	189,3	132,35	88,5	21,53	51,02	3,62	22,77	122,24
winkelstabile Konturenplatte	161,1	139,5	173,2	122,8	155,5	107,1	82	27,93	57,61	8,6	39,3	256,25
p-Wert	0,17	0,17	0,23	0,47	0,09	0,3	0,81	0,17	0,47	0,02	0,031	0,39

10. Anhang

Anhang 5-16:

Spearman-Rangkorrelationstest in der nicht winkelstabilen Konturenplattengruppe mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte: **p<0,05 signifikant**

Variable	Variable									
	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Fraktur-drehmoment	Fraktur-winkel	Versagens-drehmoment	Versagens-winkel
Versagensdrehmoment R	-0,78	-0,66	0,35	0,98	0,63	0,88	-0,66	-0,35	1	0,44
p-Wert	0,07	0,15	0,5	0,0004	0,18	0,02	0,22	0,49	0	0,38
Versagenswinkel R	-0,25	-0,11	0,38	0,34	0,62	0,59	0,33	0,6	0,44	1
p-Wert	0,63	0,83	0,46	0,51	0,19	0,21	0,59	0,21	0,38	0
Steifigkeit R	-0,66	-0,77	-0,26	0,37	0,22	0,28	-0,67	-0,28	0,43	-0,24
p-Wert	0,15	0,07	0,61	0,47	0,67	0,59	0,22	0,59	0,39	0,65

Variable	Variable									
	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Fraktur-drehmoment	Fraktur-winkel	Versagens-drehmoment	Versagens-winkel
Alter R	-0,32	-0,26	-0,14	-0,34	-0,38	-0,3	0,78	0,53	-0,42	-0,46
p-Wert	0,19	0,31	0,57	0,17	0,12	0,23	0,12	0,28	0,18	0,14

Anhang 5-18:

Spearman-Rangkorrelationstest in der winkelstabilen Konturenplattengruppe mit Spearman-Rangkorrelations-Koeffizienten R („Rho“) und p-Werte

Variable	Variable									
	Knochendichte Tibia distal	Spongiosadichte Tibia distal	Knochendichte Fibula proximal	Spongiosadichte Fibula proximal	Knochendichte Fibula distal	Spongiosadichte Fibula distal	Fraktur-drehmoment	Fraktur-winkel	Versagens-drehmoment	Versagens-winkel
Alter R	-0,44	-0,42	-0,16	-0,35	-0,63	-0,48	-0,68	-0,56	-0,2	-0,42
p-Wert	0,38	0,41	0,76	0,49	0,18	0,33	0,14	0,25	0,7	0,41
Versagensdrehmoment R	0,06	0,09	0,13	0,12	0,05	0,16	-0,32	-0,23	1	0,71
p-Wert	0,91	0,87	0,8	0,82	0,93	0,76	0,53	0,67	0	0,11
Versagenswinkel R	0,16	0,2	0,32	0,39	0,29	0,2	0,04	0,05	0,71	1
p-Wert	0,76	0,7	0,54	0,45	0,58	0,7	0,94	0,93	0,11	0
Steifigkeit R	-0,33	-0,32	-0,17	-0,36	-0,55	-0,29	-0,78	-0,63	0,33	-0,27
p-Wert	0,53	0,54	0,74	0,49	0,29	0,57	0,07	0,18	0,52	0,61

10. Anhang

Anhang 6-1:

Danis-Weber-, AO- und Lauge-Hansen Einteilung am Beispiel der Fibulafrakturen auf Syndesmosenhöhe, Informationen aus [2, 69, 74, 109, 137, 139]

Danis - Weber Klassifikation	AO - Klassifikation	Lauge - Hansen Klassifikation
<i>Typ B</i> Spiral- oder Querfraktur der Fibula auf Höhe der Syndesmose	44 - B 44 - B1.1: Fibulaschrägfraktur auf Syndesmosenhöhe 44 - B1.2: zusätzlich zur Fibulaschrägfraktur Ruptur der vorderen, distalen Syndesmose 44 - B3 Fibulaschrägfraktur auf Syndesmosenhöhe mit Verletzung von medialen Strukturen und Ausbruch der dorsalen Tibiakante (Volkman - Dreieck) 44 - B2: Schrägfraktur der Fibula auf Syndesmosenhöhe mit Läsion mit Läsion von medialen Strukturen	<i>Supination - Eversions - Mechanismus (SE)</i> Stadium II: schräge Spiralfraktur der Fibula auf Syndesmosenhöhe, mit fakultativer Verletzung der vorderen Syndesmose Stadium III: zusätzlich zu St. II Abbruch der dorsalen Tibiakante und Verletzung der hinteren distalen Syndesmose Stadium IV: zusätzlich zu St. III Querfraktur des Innenknöchels und Ruptur des Deltabandes, teils mit knöchernem Ausriss <i>Pronations - Abduktions - Mechanismus (PA)</i> Stadium III: Innenknöchelquerfraktur mit Deltabandruptur und Verletzung der vorderen und hinteren distalen Syndesmose sowie einer kurzen Schrägfraktur der Fibula

Anhang 6-2:

Danis-Weber-, AO- und Lauge-Hansen Einteilung im Überblick, Informationen aus [2, 31, 69, 72, 74, 78, 81, 90, 109, 115, 122, 137, 139]

	Danis (1949) - Weber (1966) - Klassifikation	AO - Klassifikation	Lauge - Hansen (1942) - Klassifikation
Grundlage	radiologisch sichtbare Höhe der Fibulafrakturen in Bezug auf die distale Syndesmose und den tibiotalaren Gelenkspalt	integriert die Grundlage der D-W-K, alphanumerischer Code zur exakteren Frakturbeschreibung (Knochensegment 44: 4 Unterschenkel 4 Außenknöchel)	durch experimentelle, manuelle Manipulation an humanen Unterschenkel erzielte Frakturmechanismen; mit aufsteigender Stadienummerierung Zunahme der Verletzungsschwere
Einteilung	Typ A Fibulafrakturen unterhalb der Syndesmose Typ B Fibulafrakturen auf Höhe der Syndesmose Typ C Fibulafrakturen oberhalb der Syndesmose	44 - A weitere Unterteilung in jeweils drei Gruppen 44 - B und diese wiederum jeweils in drei Untergruppen 44 - C (Bsp.: 44 - A 1.3)	Supinations - Adduktionsfraktur (SA) Stadium I - II Supinations - Eversionsfraktur (SE) Stadium I - IV Pronations - Abduktionsfraktur (PA) Stadium I - III Pronations - Eversionsfraktur (PE) Stadium I - IV
Vorteil	besteht durch Einfachheit und Klarheit, leicht anwendbar	sehr exakt, klar, berücksichtigt Band- und weitere knöcherner Verletzungen Grundlage für Reposition, Fixation, Nachbehandlung und funktionelles Ergebnis	berücksichtigt Band- und knöcherner Verletzungen Grundlage für Reposition, Fixation, Nachbehandlung und funktionelles Ergebnis
Nachteil	lässt unterschiedliche Syndesmosenverletzungen unberücksichtigt kein Hinweis auf Band- und knöcherner Begleitverletzungen nicht geeignet als Grundlage für Reposition und Fixierung	komplexer	sehr komplex, schlechte Reproduzierbarkeit der Mechanismen bei hoher intra- und interbeobachteter Variation
Bedeutung	im deutschsprachigen Raum verbreitet	Internationaler Standard wird immer wieder weiterentwickelt	hochgeschätzte Pionierarbeit bei der Entschlüsselung von Frakturmechanismen

10. Anhang

Anhang 6-3:

Tabelle 6-3: Klassifizierung der 18 auswertbaren Proben des Frakturmodells nach AO-, Danis-Weber und Lauge-Hansen Klassifikation

Probe *	Verletzungsausmaß	Klassifikation nach Danis-Weber	AO-Klassifikation	Klassifikation nach Lauge-Hansen
1	fibulare Avulsion der Lig. calcaneofibulare und talofibulare anterius und tibiale Avulsion des Lig. deltoideum		44-A1.2 (und tibiale Avulsion des Lig. deltoideum)	Supinations-Adduktionsfraktur Stadium I
2	fibulare Avulsion des Lig. calcaneofibulare		44-A1.2	Supinations-Adduktionsfraktur Stadium I
3	fibulare Avulsion des Lig. calcaneofibulare		44-A1.2	Supinations-Adduktionsfraktur Stadium I
4	Fibulaschrägfraktur (50° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf von anteroinferior nach posterosuperior (a-p)	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
5	Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p und Ruptur des Lig. tibiofibulare ant.	Weber-B-Fraktur	44-B1.2	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II
7	Fibulaquerfraktur auf Höhe der Syndesmose	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
8	Fibulaschrägfraktur (60° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p, nach 2/3 Richtungsänderung nach posteroinferior und tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	Weber-B-Fraktur	44-B1.2	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II

10. Anhang

9	Fibulaschrägfraktur (60° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
11	Fibulaschrägfraktur (20° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p nach der Hälfte Richtungswechsel nach posteroinferior Ruptur Lig. tibiofibulare ant.	Weber-B-Fraktur	44-B1.2	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II
14	Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
15	Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
17	Fibulaschrägfraktur (35° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p fibuläre Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.	Weber-B-Fraktur	44-B1.2	Supination-Eversionsfraktur Stadium II
18	Fibulaschrägfraktur (45° in der Sagittalebene) Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p	Weber-B-Fraktur	44-B1.1	Supinations-Eversionsfraktur Stadium II ohne Verletzung des Lig. tibiofibulare ant.
19	Fibulaschrägfraktur (30° in der Sagittalebene) auf Höhe der Syndesmose, Frakturverlauf a-p, Teilruptur des Lig. tibiofibulare ant. am distalen, fibularen Ansatz aufgrund der dort verlaufenden Frakturlinie	Weber-B-Fraktur	44-B1.2	Supination-Eversionsfraktur Stadium II
10	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 7 mm proximal der Fibulaspitze und Innenknöchelfraktur (45° in der Sagittalebene), 3 mm proximal der Tibiaspitze, Frakturverlauf p-a	Weber-A-Fraktur	44-A2.3	Supination-Adduktionsfraktur Stadium II
12	Fibulaschrägfraktur (40° in der Sagittalebene) 3 cm proximal der Syndesmose, Frakturverlauf zunächst a-p, nach einem Drittel, Richtungsänderung nach posteroinferior und tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant. und Innenknöchelfraktur (60° in der Sagittalebene), 1 cm proximal der Syndesmose, Frakturverlauf a-p	Weber-C-Fraktur	44-C1.2 (ohne Ruptur des Lig. tibiofibulare pos.)	Pronation-Eversionsfraktur Stadium III
16	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 1 cm proximal der Fibulaspitze und tibiale Avulsion des Lig. tibiofibulare ant., Ruptur des Lig. deltoideum	Weber-A-Fraktur	44-A1.3	Supination-Adduktionsfraktur Stadium II mit tibialer Avulsion des Lig. tibiofibulare ant.
20	Fibulaquerfraktur distal der Syndesmose, 1 cm proximal der Fibulaspitze und fibuläre Avulsion des Lig. calcaneofibulare	Weber-A-Fraktur	44-A1.3 (und fibuläre Avulsion Lig. calcaneofibulare)	Supination-Adduktionsfraktur Stadium I

Rot markierte Stellen: am ehesten dies in Stadien der jeweiligen Klassifikationen zuzuordnen, aber nicht vollständig in diesen Stadien passend

Danksagung

Bedanken möchte ich mich bei

Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert, Direktor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische- und Wiederherstellungschirurgie Universitätsklinik Würzburg, der diese Arbeit ins Leben rief, durch wertvolle fachlich Ratschläge half neue Ideen zu entwickeln und kritisch zu diskutieren, um meine Arbeit voranzubringen.

Herrn Prof. Dr. med. P. Schneider, leitender Oberarzt der Klinik für Nuklearmedizin der Universitätsklinik Würzburg, der mir bei der Durchführung der Knochendichtemessungen und der Auswahl der Messparameter jederzeit beratend zur Seite stand.

dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Julius-Maximilians Universität Würzburg, das alle humanen Unterschenkel zur Verfügung stellte, insbesondere bei Herrn Prof. Dr. med. J. Waschke, Vorstand des Lehrstuhls III des Instituts für Anatomie und Zellbiologie der Julius-Maximilians Universität für die zuverlässige Kooperation.

Herrn Dr. med. R. Zahn, Assistenzarzt der Chirurgischen Klinik II der Universitätsklinik Würzburg, der die Betreuung der Arbeit übernommen hatte.

meiner Kommilitonin Eva Maiweg, die mich in die Bedienung des XCT 2000 Bone Scanner einführte und dabei jederzeit geduldig meine Fragen beantwortete.

meinem Kommilitonen Alexander Sauer für die Zusammenarbeit während des Projekts.

Herrn J. Hain, studentischer Mitarbeiter der studentischen statistischen Beratung der Universität Würzburg, der die statistischen Betreuung meiner Arbeit übernommen hatte und mich bei der Auswahl der anzuwendenden statistischen Methoden glänzend beriet.

Herrn Sauer, Mitarbeiter des physiologischen Institutes der Universität Würzburg, der die Konstruktionspläne für Unterschenkel- und Fußhalterungen schnell umsetzte und wertvolle Ratschläge für ihre technische Umsetzung gab.

Danksagungen

der Firma ArgoMedical AG, die meine Doktorarbeit durch ihre Finanzierung erst möglich machte und die Konturenplatten zur Verfügung stellte.

meiner Familie, die mich stets unterstützte und die Arbeit kritisch Korrektur las.

Lebenslauf

MARIA CHRISTINE MORITZ

PERSÖNLICHE INFORMATION

- Geburtsdatum: 15.11.1984
- Geburtsort: Schweinfurt
- Familienstand: ledig
- Staatsangehörigkeit: deutsch

SCHULAUSSBILDUNG

1991 - 1995	Grundschule Euerdorf
1995 - 2004	Jack-Steinberger Gymnasium Bad Kissingen mathematisch-naturwissenschaftlicher Zweig
Juni 2004	allgemeine Hochschulreife Leistungskurse: Mathematik/Chemie Note: 1,2

HOCHSCHULSTUDIUM

2004 - 2010	Studium der Humanmedizin an der Julius-Maximilians-Universität Würzburg
August 2006	1. Abschnitt der ärztlichen Prüfung Gesamtnote: sehr gut (1,5)
Herbst 2010	2. Abschnitt der ärztlichen Prüfung Gesamtnote: sehr gut (1,5)
November 2010	Gesamtnote der ärztlichen Prüfung: sehr gut

PRAKTISCHE ERFAHRUNGEN

PRAKTISCHES JAHR

August 2009 -	Juli 2010
August 2009 - Dezember 2009	Pädiatrie - Universitätsklinikum Würzburg Prof. Dr. med. C. Speer
Dezember 2009 - März 2010	Innere Medizin - Universitätsklinikum Würzburg Prof. Dr. med. G. Ertl
März 2010 - Juli 2010	Chirurgie - Universitätsklinikum Würzburg Prof. Dr. med. R. Meffert und Prof. Dr. med. C.-T. Germer

FAMULATUREN

März 2007	Innere Medizin (Kardiologie/Gastroenterologie) Krankenhaus Hammelburg
August 2007 und März 2008	Gynäkologie Praxis Dr. med. B. Fuchs-Bauer Bad Kissingen
August 2008	Unfallchirurgie Universitätsklinikum Würzburg

STIPENDIUM

2004 - 2006	E-fellows Stipendium
-------------	----------------------

MARIA CHRISTINE MORITZ