

Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische  
und Wiederherstellungschirurgie (Chirurgische Klinik II)

der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. Rainer Meffert

**Vergleichende biomechanische Untersuchung einer winkelstabilen  
Konturenplatte zur Stabilisierung von Frakturen der distalen  
Fibula in einem Osteoporose simulierenden Knochenmodell**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Alexander Sauer

aus Laufach

Würzburg, April 2011

**Referent:** Professor Dr. med. Rainer Meffert  
**Korreferent:** Professor Dr. rer. nat. Torsten Blunk  
**Dekan:** Professor Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 19.12.2011

Der Promovend ist Arzt

Meinen Eltern

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>Allgemeiner Teil</b> .....	<b>9</b>
2.1	<i>Anatomie des Sprunggelenkes</i> .....	9
2.2	<i>Kinematik des Sprunggelenkes</i> .....	11
2.3	<i>Frakturklassifikationen</i> .....	14
2.3.1	Klassifikation nach Lauge-Hansen .....	14
2.3.2	Klassifikation nach Danis-Weber.....	17
2.3.3	Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen.....	18
2.4	<i>Therapie von Sprunggelenksfrakturen</i> .....	21
2.4.1	Konservative Therapie.....	22
2.4.2	Operative Therapie.....	24
2.4.2.1	Prinzip einer konventionellen Plattenosteosynthese .....	24
2.4.2.2	Prinzip einer winkelstabilen Plattenosteosynthese.....	24
2.4.2.3	Osteosyntheseverfahren und OP- Indikationen .....	26
2.5	<i>Osteoporose und Probleme der Frakturbehandlung</i> .....	30
<b>3</b>	<b>Fragestellung</b> .....	<b>32</b>
<b>4</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>33</b>
4.1	<i>Osteosynthesematerialien</i> .....	33
4.1.1	AO-Drittelrohrplatte .....	33
4.1.2	Konventionelle Konturenplatte (Konturenplatte I).....	33
4.1.3	Winkelstabile Konturenplatte (Konturenplatte II) .....	34
4.2	<i>Osteoporose Simulation im Kunstknochenmodell</i> .....	36
4.3	<i>Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z020 und Fixiermodule</i> .....	38
4.4	<i>Versuchsablauf</i> .....	41
4.4.1	Experimente mit proximaler und distaler Verschraubung.....	41
4.4.2	Experimente mit isolierter distaler Verschraubung.....	43
4.4.2.1	Ausrissversuche .....	44
4.4.2.2	Zyklische Testung.....	45
4.5	<i>Messparameter und statistische Auswertung</i> .....	46

<b>5</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>49</b>
5.1	<i>Experimente mit proximaler und distaler Verschraubung</i> .....	49
5.2	<i>Experimente mit isolierter distaler Verschraubung</i> .....	52
5.2.1	Ergebnisse der Ausrissversuche .....	52
5.2.2	Ergebnisse der zyklischen Testung.....	62
<b>6</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>67</b>
6.1	<i>Implantate und Versuchsaufbau</i> .....	67
6.2	<i>Osteoporose Simulation am Kunstknochenmodell</i> .....	75
6.3	<i>Experimente</i> .....	77
6.4	<i>Diskussion der Ergebnisse</i> .....	80
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>88</b>
<b>8</b>	<b>Ausblick und klinische Relevanz</b> .....	<b>90</b>
<b>9</b>	<b>Ergebnisanhang</b> .....	<b>91</b>
<b>10</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>106</b>
<b>11</b>	<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>112</b>
<b>12</b>	<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>116</b>
	<b>Danksagung</b> .....	<b>118</b>
	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>119</b>

# 1 Einleitung

Sprunggelenksfrakturen gehören mit einer Inzidenz von 1,14‰ - 1,9‰ zu den häufigsten Frakturen des Menschen (Daly, et al., 1987; Lindsjo, 1985). Sie entstehen in über 80% durch einen Distorsionsmechanismus. Beim älteren Patienten kann bereits ein geringes Trauma eine Fraktur zur Folge haben (Kannus, et al., 1996; Seeley, et al., 1991). Wesentlich seltener führt ein Dezelerationsereignis als Folge direkter Gewalteinwirkung zu einer Sprunggelenksfraktur (Bauer, et al., 1985; Zwipp, 1994). Neuere Studien zeigen, dass im Gegensatz zu proximalen Femur-, Humerus- und distalen Radiusfrakturen eine geringere Knochendichte an sich keinen eigenständigen Risikofaktor für Sprunggelenksfrakturen darstellt (Greenfield, et al., 2001; Kannus, et al., 2002; Koval, et al., 2005).

Die Inzidenz von Malleolarfrakturen des älteren Patienten mit reduzierter Knochenqualität ist in den letzten Jahrzehnten signifikant gestiegen. Kannus et al. (2002) sprechen von einer Verdreifachung unter finnischen Patienten über 60 Jahren zwischen 1970 und 2000. Ähnliches wird aber auch bereits für die Jahre vor 1970 von amerikanischen sowie finnischen Studien berichtet (Bengner, et al., 1986; Daly, et al., 1987). Lindsjo (1981) zeigte bei 608 Patienten mit Malleolarfrakturen und vergleichbarer Geschlechterverteilung, dass in der Altersgruppe unter 45 Jahren vermehrt Männer und in der Altersgruppe über 45 Jahren eher Frauen betroffen waren. Kannus et al. (2002; 1996) bestätigten eine solche Tendenz. Risikofaktoren für Malleolarfrakturen im Alter sind demzufolge vor allem das weibliche Geschlecht, Fettleibigkeit und Diabetes mellitus (Daly, et al., 1987). Osteoporose als eigenständiger Risikofaktor spielt eine untergeordnete Rolle, jedoch stellt die operative Frakturversorgung aufgrund schlechter Implantatverankerung und Brüchigkeit der Knochen ein großes Problem dar (Augat, et al., 2010; Kim, et al., 2007; Minihane, et al., 2006). Dies insbesondere, weil eine belastungsstabile Osteosynthese erzielt werden muss, da eine Teilbelastung an Unterarmgehstützen von älteren Patienten über längere Zeit nicht möglich ist. Ein zusätzlicher Brace birgt die Nachteile der Ruhigstellung. Komplikationen nach operativer Stabilisierung von Sprunggelenksfrakturen des älteren Patienten wie Wundheilungsstörungen, Infektionen und verzögerte Frakturheilung treten gehäuft auf.

Das Ziel der operativen Versorgung von Sprunggelenksfrakturen ist eine frühe funktionelle Nachbehandlung mit möglichst hoher Belastbarkeit. Komplikationen wie Implantatauslockerung und die Folgen einer Ruhigstellung sollten vermieden werden (Friedl, 2006; McCormack, et al., 1998; Strauss, 2007). Winkelstabile Plattensysteme erweisen eine höhere Primärstabilität und werden zunehmend bei der Versorgung von Frakturen des proximalen Humerus, des distalen Radius und von kniegelenknahen Frakturen des Femurs oder der Tibia eingesetzt (Tiemann, et al., 2006). Sie zeigen verbesserte biomechanischen Eigenschaften, welche gerade im osteoporotischen Knochen von Bedeutung sind (Egol, et al., 2004). Die interne Osteosynthese distaler Fibulafrakturen mit winkelstabilen Implantaten könnte eine funktionelle Nachbehandlung ermöglichen. Bislang wird nach osteosynthetischer Versorgung mit der Drittelrohrplatte eine funktionelle postoperative Nachbehandlung unter schmerzadaptierter Vollbelastung distaler Fibulafrakturen nicht empfohlen.

Die derzeit als Standardimplantat verwendete AO-Drittelrohrplatte mit Kleinfragmentschrauben für die Osteosynthese der distalen Fibulafraktur hat im osteoporotischen Knochen nicht den notwendigen Halt, um eine sofortige postoperative Vollbelastung zu erlauben. Postoperativ wird eine Gipsbehandlung für 2-14 Tage mit nachfolgender sechswöchiger Teilbelastung empfohlen (Müller, et al., 1995; Streicher, et al., 2007). Eine postoperative Teilbelastung ist in der Nachbehandlung bei älteren Patienten mit eingeschränkten koordinativen Fähigkeiten und Begleiterkrankungen teilweise unmöglich. Um eine unkontrollierte Belastung zu vermeiden, bleibt alternativ die komplette Entlastung und Immobilisation. Ein Implantat mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften könnte eine funktionelle Nachbehandlung des älteren Patienten mit einer postoperativen Vollbelastung, welche bislang nur schwer umsetzbar war, ermöglichen. Des Weiteren könnten Komplikationen wie Implantatversagen, Schrauben- und Plattenauslockerungen sowie die Folgen einer Ruhigstellung reduziert werden.

Eine Alternative zur Drittelrohrplatte ist die in den 80er Jahren von Prof. Dr. E. Brug zusammen mit der Firma Argomedical entwickelte konventionelle Konturenplatte (Konturenplatte I). Diese hat gegenüber der Drittelrohrplatte eine vierfach höhere Biegefestigkeit sowie eine signifikant höhere Torsionsgrenzkraft. Nach Osteosynthese

transsyndesmaler Fibulafrakturen mit der nicht winkelstabilen Konturenplatte ist eine funktionelle Nachbehandlung des jungen Patienten möglich (Meffert, et al., 2004).

Als Weiterentwicklung dieser Konturenplatte wurde eine winkelstabile Konturenplatte (Konturenplatte II) entwickelt. Durch Winkelstabilität des anatomisch vorgeformten distalen Endes der Platte wird das distale Fibulafragment als „locus minoris resistentiae“ adressiert. Als periartikulärer Anteil kann das distale Fibulafragment nur metaphysär-spongiös fixiert werden. Der Talus rotiert bei Bewegung gegen dieses Fragment. Bei reduzierter Knochenqualität ist hier somit möglicher Ort eines Implantatversagens (Kim, 2007; Minihane, 2006). Die Winkelstabilität führt zu einer gleichmäßigen Kraftverteilung mit erhöhter Stabilität im metaphysären Bereich und zu einer besseren Frakturheilung bei Osteoporose (Fuchs, et al., 2005).

Die hypothetischen Vorteile der winkelstabilen Konturenplatte sind bisher nicht experimentell belegt worden.

Gegenstand dieser Arbeit sind vergleichende biomechanische Untersuchungen der winkelstabilen Konturenplatte, der konventionellen Konturenplatte und der AO-Drittelrohrplatte. Entsprechende Experimente wurden in einem Osteoporose simulierenden Knochenmodell durchgeführt.

## 2 Allgemeiner Teil

### 2.1 Anatomie des Sprunggelenkes

Das menschliche Sprunggelenk wird unterteilt in ein oberes (Articulatio talocruralis) und ein unteres Sprunggelenk (Articulatio talocalcaneonavicularis). Die folgende Ausführung beschränkt sich auf die Knochen- und Bandstrukturen des distalen Unterschenkels, welche für das Verständnis der Frakturklassifikationen sowie der Versuchsdurchführung von Bedeutung sind.

Im Talokruralgelenk artikuliert die Malleolengabel, welche von der distalen Tibia und Fibula gebildet wird, mit der Talusrolle. Sie besteht aus dem Malleolus medialis (Tibia) und dem weiter nach distal reichenden Malleolus lateralis (Fibula). Die Unterschenkelknochen werden distal durch die kräftige Syndesmosis tibiofibularis, welche aus den Ligg. tibiofibularia anterius und posterius besteht, verbunden (Kummer, 2005). Zusätzlich verstärkt das Ligamentum tibiofibularis interosseum ihren Zusammenhalt. Die Tibiametaphyse bildet distal das Dach des oberen Sprunggelenkes, das gegenüber der Horizontalen um etwa  $20^\circ$  nach dorsal geneigt ist. Medial wird es vom Malleolus medialis begrenzt, lateral durch den distal verbreiterten Malleolus lateralis.

Die korrespondierende Gelenkfläche zu distaler Tibia und Fibula wird in allen Kompartimenten durch den Talus gebildet. Dieser besteht aus Corpus und Trochlea tali, welche die Gelenkfläche im Talokruralgelenk bildet.

Von besonderer Bedeutung für die Stabilität des oberen Sprunggelenkes ist die Integrität der Malleolengabel, welche durch die kräftige Syndesmosis tibiofibularis gewährleistet wird. Diese besteht aus den bereits erwähnten festen Bandstrukturen sowie der Membrana interossea, welche sich zwischen den Unterschenkelknochen aufspannt. Die seitliche Stabilität wird durch Kollateralbänder gewährleistet, welche beidseits von den Knöchelspitzen fächerförmig auf den Rückfuß ausstrahlen. Das Ligamentum deltoideum stellt die Gesamtheit der medialen Bänder dar und besteht aus einem oberflächlichen und tiefen Anteil. Ersterer wird durch die Fasern der Ligamenta tibiotalare superficiale, tibioalcanearae und tibionaviculare gebildet. Der kräftigere, tiefer gelegene Anteil besteht aus einer Pars anterior und posterior, welche jeweils vom Innenknöchel zum Talus ziehen. Der laterale Kollateralbandapparat ist deutlicher in drei getrennte Bandstrukturen

untergliedert. Man unterscheidet das Ligamentum talofibulare posterius, calcaneofibulare und talofibulare anterius. Sie sind ähnlich dem medialen Bandapparat in alle drei Raumrichtungen ausgerichtet, wobei sie diesem an Stärke unterlegen sind. (Benninghoff, et al., 2008; Müller-Gerbl, 2001; Rammelt, et al., 2004).

Das untere Sprunggelenk stellt die Verbindung zwischen Talus und dem unter ihm liegenden Kalkaneus sowie dem medial vor ihm liegendem Os naviculare dar. Es unterteilt sich in ein vorderes (Articulatio capitis tali) und ein hinteres Gelenk (Articulatio subtalaris), welche durch den Sinus und den Canalis tarsi getrennt werden. Letzteres wird durch eine konkave Gelenkfläche auf der Talusunterfläche und dem passenden Gegenstück, der Facies articularis talaris posterior, des Kalkaneus gebildet. Das vordere Gelenk stellt die Verbindung zwischen Caput tali und der Facies talaris anterior und media des Kalkaneus, der Pfanne des Os naviculare und dem Ligamentum calcaneonaviculare plantare dar. Die Stabilität im unteren Sprunggelenk wird durch diverse Bandstrukturen gewährleistet. Talus und Kalkaneus werden im Sinus tarsi durch das Ligamentum talocalcaneum interosseum, welches ein Abgleiten des Talus nach medial verhindert, verbunden.

Eine Vielzahl der Muskeln des Fußes hat ihren Ansatz am Kalkaneus, wohin gegen der Talus, welcher eine zentrale Stellung im Sprunggelenkkomplex einnimmt, keinerlei Muskelansätze aufweist. Er kann deshalb auch als Meniskus des Sprunggelenkes verstanden werden. Ausschließlich die Sehne des M. flexor hallucis longus wird an seiner Rückseite umgelenkt und kann auf diese Weise muskuläre Kräfte direkt auf den Talus einwirken lassen (Benninghoff, et al., 2008; Kummer, 2005; Rammelt, et al., 2004).

Die Beweglichkeit des Fußes wird durch oberes und unteres Sprunggelenk ermöglicht, deren funktionelle Einheit durch die fehlende muskuläre Einbindung des Talus gewährleistet wird.

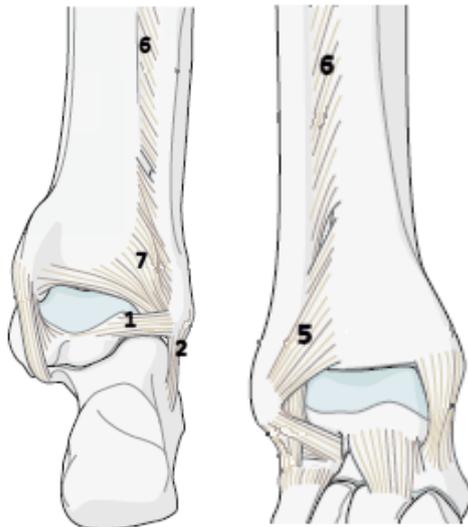
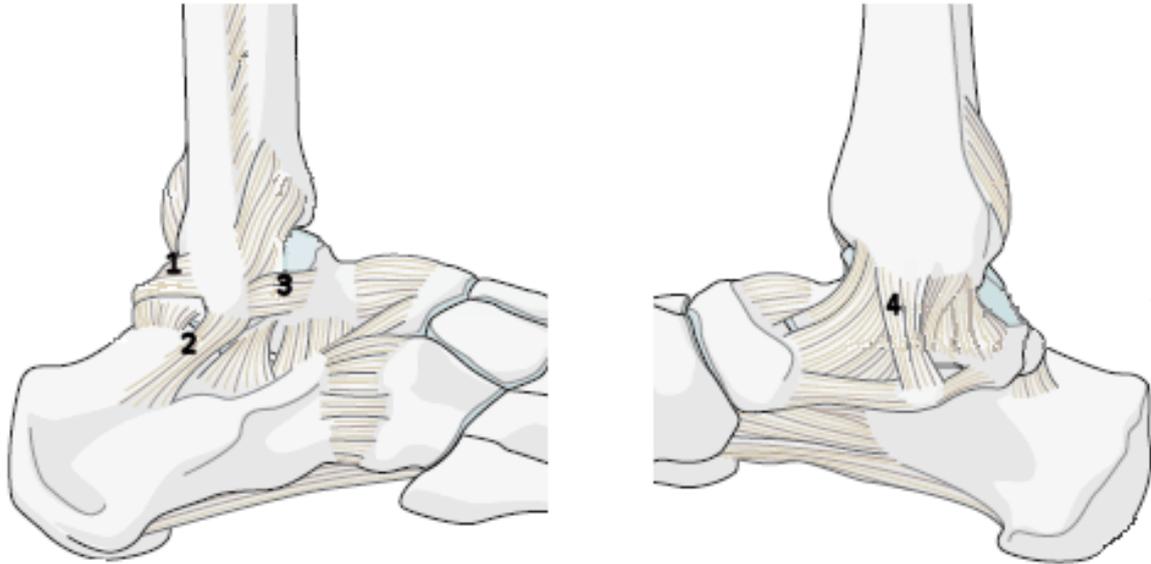
## 2.2 Kinematik des Sprunggelenkes

Das Gesamtsystem aus oberem und unterem Sprunggelenk entspricht funktionell einem Kardangelenke, da sich die Drehachsen der Gelenke im Sinus tarsi kreuzen. Beide Gelenke weisen jeweils nur einen Freiheitsgrad mit charakteristischer Achse auf. Das obere Sprunggelenk entspricht einem Scharniergelenk, dessen Drehachse horizontal ( $82^\circ \pm 3,6^\circ$  gegen die Längsachse der Tibia) in der Frontalebene des Fußes von medial-proximal nach lateral-distal unterhalb der Knöchelspitzen verläuft. Die Achse des unteren Sprunggelenkes verläuft schräg von hinten plantar nach vorne dorsal gerichtet und zeigt eine größere interindividuelle Variabilität (Benninghoff, et al., 2008; Debrunner, 1985; Inman, 1976; Kummer, 2005).

Die Bewegungsmöglichkeiten des *Articulatio talocruralis* sind durch eine Plantarflexion von  $40^\circ$ - $50^\circ$  und eine Dorsalextension von  $20^\circ$ - $30^\circ$  gekennzeichnet und werden von gekoppelten Bewegungen des Talus, welcher nach Sasse et al. (1999) und Michelson et al. (2001) in Dorsalextension eine leichte Außenrotation ( $4,2^\circ$ ) und in Plantarflexion eine Innenrotationen ( $1,4^\circ$ ) vollzieht, begleitet. Hinzukommt eine Relativbewegung der Fibula zur Tibia bei Bewegungen des Talus, welche auf die dehnbare Aufhängung der Malleolengabel und die ungleichmäßige Oberfläche der Talusrolle zurückzuführen ist. Diese stellt nach Inman (1976) keinen einfachen Zylinder dar, sondern den Ausschnitt eines Kegelmantels, dessen fiktive Spitze nach medial zeigt. Dadurch gleicht nur die mediale Talusfläche einer Kegelfläche (Abbildung 2). Dies hat bei maximaler Dorsalextension des Fußes eine Außenrotation der Fibula von  $2^\circ$  mit gleichzeitiger Verschiebung nach hinten unten zur Folge. Zusätzlich wird eine Zunahme der intermalleolären Distanz von 1,3 mm beim Übergang von Plantarflexion in Dorsalextension beschrieben (Peter, et al., 1994). Die Bewegungsabläufe im oberen Sprunggelenk sind aufgrund der unterschiedlichen Krümmungsradien der Trochlea tali keine reinen Gleitbewegungen, sondern können in Maximalstellung zur Kompression der Gelenkflächen führen. Eine Fehlbelastung des Gelenkes wird ebenso durch eine Verkürzung der Fibula und der damit oftmals verbundenen Lateralisation des Talus verursacht. Ramsey et al. (1976) zeigten eine Verringerung der tibiotalaren Kontaktfläche von ca. 42% als Folge einer lateralen Translation des Talus um 1 mm. Lloyd (2007) sowie Harris et al. (2004) konnten dies bestätigen. Des Weiteren verursacht eine Verschiebung des Malleolus lateralis um 1 mm durch die damit verbundene

Reduktion der Kontaktfläche eine Erhöhung des Flächendruckes um 47%. Dieser Sachverhalt betont die Notwendigkeit intakter medialer und lateraler Stabilisatoren des Gelenkspaltes sowie einer exakten Reposition nach Frakturen. Hinsichtlich der Lastübertragung unter Belastung trägt die Fibula jedoch nur ein Sechstel des Körpergewichtes, weshalb ihr die Funktion eines „Leitstabes“ zugeschrieben wurde (Lambert, 1971; Lesic, et al., 2004; Ramsey, et al., 1976; Weber, 1966). Michelson et al. (1996) zeigten allerdings, dass die Stabilität des oberen Sprunggelenkes besonders durch ein intaktes Ligamentum deltoideum gewährleistet wird. Hierbei ist eine bis 6 cm nach proximal gespaltene Syndesmose nicht von biomechanischer Relevanz. Auch eine isolierte Fibulafraktur mit durchtrennter vorderer Syndesmose (AO 44 - B1.2) führt bei intakter hinterer Syndesmose und Ligamentum deltoideum nicht stets zu einer seitlichen Translation des Talus, da diese Bandstrukturen auf eine Verschiebung limitierend wirken (Richter, et al., 2003). Dies zeigt, dass die lateralen Strukturen nicht – wie in klassischen biomechanischen Studien etabliert wurde (Ramsey, et al., 1976; Weber, 1966) – die entscheidende Rolle als „Leitstab“ des oberen Sprunggelenkes einnehmen, sondern vielmehr in ihrer Funktion auf intakte mediale Stabilisatoren angewiesen sind (Michelson, 1996; Michelson, et al., 2002; Richter, et al., 2003). McCullough et al. (1980) zeigten darüber hinaus, dass nicht nur die seitliche Translation des Talus für die Instabilität im oberen Sprunggelenkes verantwortlich ist, sondern vielmehr dessen anterolaterale Rotation, die durch Verlust der medialen Strukturen ermöglicht wird.

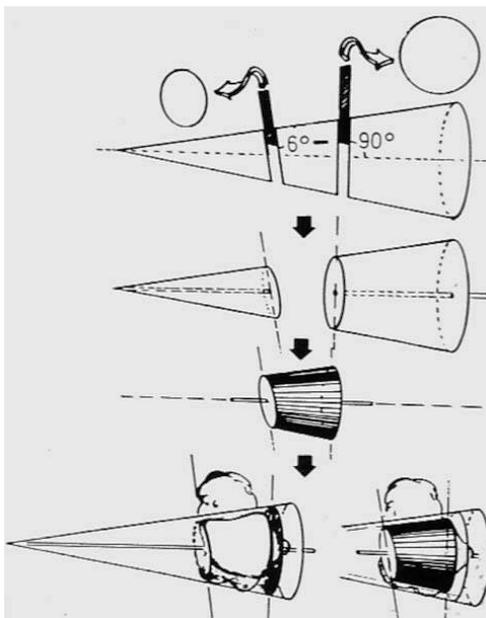
Die Bewegungsmöglichkeiten des Articulatio talocalcaneonavicularis sind durch eine Eversion ( $30^\circ$ ) und eine Inversion ( $60^\circ$ ) des Rückfußes um die Achse des unteren Sprunggelenkes gekennzeichnet. Diese ist ca.  $42^\circ$  gegen die Längsachse des Fußes nach oben und ca.  $23^\circ$  nach vorne innen geneigt. Eine Bewegung um die eigentliche Fußlängsachse, welche als Folge einer aktiven Inversion bzw. Eversion des Rückfußes entsteht, wird als Supination (Hebung des medialen Fußrandes) bzw. Pronation (Hebung des lateralen Fußrandes) bezeichnet. Dieser Bewegungsablauf findet in Kombination mit den übrigen Gelenken des Fußes statt. Die Inversion um die Achse des unteren Sprunggelenkes resultiert in einer Plantarflexion, Adduktion und Supination des Fußes. Die Eversion dahingegen bewirkt eine Dorsalextension, Abduktion und Pronation des Fußes (Benninghoff, et al., 2008; Debrunner, 1985; Kummer, 2005).



**Abbildung 1:** Anatomie des Sprunggelenkes  
(Barbosa, et al., 2010)

*Erläuterung zu Abbildung 1:*

- (1) Ligamentum talofibulare posterius
- (2) Ligamentum calcaneofibulare
- (3) Ligamentum talofibulare anterius
- (4) Ligamentum deltoideum
- (5) Ligamentum tibiofibulare anterius
- (6) Membrana interossea
- (7) Ligamentum tibiofibulare posterius



**Abbildung 2:** Biomechanik des Sprunggelenkes nach Inman  
(Rammelt, et al., 2004)

*Erläuterung zu Abbildung 2:*

Die unregelmäßige Form des Talus, der einem Kegelausschnitt entspricht sowie seine nicht exakt transversal verlaufende Achse führen zu einer dreidimensionalen Bewegung im Tibiotalgelenk, wobei die Hauptkomponente in einer Dorsal-/Plantarflexion besteht. Durch den unterschiedlichen Neigungswinkel der lateralen und medialen Talusfacette kommt es außerdem zu einer Relativbewegung der elastisch aufgehängten Fibula zur Tibia.

## 2.3 Frakturklassifikationen

Frakturklassifikationen haben die Aufgabe, Knochenbrüche einheitlich zu differenzieren und dabei in ihrer Entstehung, Behandlung und Prognose eindeutig festzulegen. Zusätzlich wird eine einfache Anwendbarkeit im klinischen Alltag gefordert. Diese Anforderungen werden jedoch nicht grundsätzlich erfüllt, da oftmals ein Kompromiss der einzelnen Faktoren notwendig ist. Dies hat die Koexistenz unterschiedlicher Klassifikationen zur Folge (Rammelt, et al., 2004; Rüedi, et al., 2003). Im Folgenden werden die drei häufigsten Klassifikationen für Sprunggelenksfrakturen erläutert.

### 2.3.1 Klassifikation nach Lauge-Hansen

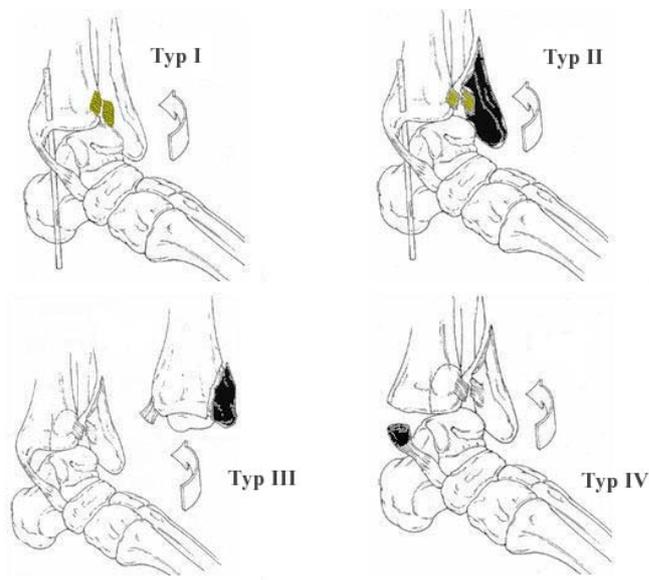
In der Klassifikation nach Lauge-Hansen (1948) werden sowohl knöcherne als auch ligamentäre Läsionen des Frakturgeschehens berücksichtigt. Hierbei existiert eine Verbindung zwischen Pathomechanismus und Frakturmorphologie, welche sowohl für das Verständnis des Frakturherganges als auch der Stabilitätsbeurteilung dient. Eine Einteilung erfolgt in vier Hauptgruppen und 13 Untergruppen. Erstgenannte unterscheiden sich durch die Stellung des Fußes und die Richtung der Gewalteinwirkung auf den Talus zum Zeitpunkt des Unfallgeschehens: Supination-Eversion, Supination-Adduktion, Pronation-Eversion und Pronation-Abduktion. Die Untergruppen beschreiben den Verletzungsablauf und können das Ausmaß der Frakturinstabilität definieren.

Die Klassifikation nach Lauge-Hansen hat vor allem im skandinavischen und angloamerikanischen Sprachraum weite Verbreitung gefunden. Sie ermöglicht in der Regel auf Grundlage des sichtbaren Frakturverlaufes im Röntgenbild den Rückschluss auf ligamentäre Läsionen und Weichteilschäden. Hierdurch ist in über 95% der Fälle die Indikationsstellung und Planung des operativen Vorgehens möglich (Rammelt, et al., 2004).

Nachfolgend soll aufgrund seiner Häufigkeit und Bedeutung für das Frakturmodell der biomechanischen Testung der Supination-Eversion Frakturtyp (*englisch*: „external-rotation“) näher erörtert werden.

Initial befindet sich der betroffene Fuß in Supinationsstellung. Das Bein ist innenrotiert und das Knie leicht gebeugt. Hiervon ausgehend findet eine Rotation des Unterschenkels gegen den in Supinationsstellung fixierten Fuß statt, welche in einer Außenrotation des

Talus innerhalb der Malleolengabel resultiert. Einleitend erfolgt durch diese Krafteinwirkung an der vorderen Syndesmose deren Ruptur oder alternativ deren knöcherner Abriss an Fibula oder Tibia (Supination-Eversion Typ I). Die fortgesetzte Rotation des Unterschenkels führt weiter zur Außenrotation des Talus, welche eine transsyndesmale, spiralförmig verlaufenden Fibulafraktur zur Folge hat. Diese beginnt ventral auf Höhe des Tibiaplafonds und zieht unterschiedlich weit nach proximal dorsal (Supination-Eversion Typ II). In diesem Frakturstadium ist der Syndesmosenkomplex trotz isolierter Ruptur des Ligamentum tibiofibulare anterius weiterhin stabil. Bei fortschreitender Rotation resultiert jedoch aufgrund des Ausrisses der hinteren Syndesmose bzw. einer Absprengung des hinteren Volkmann-Dreiecks eine relevante Instabilität (Supination-Eversion Typ III). Die Maximalvariante (Supination-Eversion Typ IV) stellt schließlich die darauffolgende Deltabandruptur bzw. die Fraktur des Innenknöchels dar (Grass, et al., 2003; Lauge-Hansen, 1948; Rammelt, et al., 2004; Shariff, et al., 2006). Die initiale Fußstellung sowie die einzelnen Frakturstadien des Supination-Eversion Typs sind in Abbildung 3 und 4 dargestellt.



**Abbildung 4:** Graphische Darstellung der einzelnen Stadien der Supination-Eversions Fraktur mit ansteigendem Schweregrad

*Erläuterungen* zu Abbildung 4: neu betroffene Frakturalemente sind jeweils hervorgehoben; die Außenrotation des Talus wird durch den Pfeil signalisiert



**Abbildung 3:** Initiale Fußstellung des Supination - Eversions Verletzungsmechanismus (Grass, et al., 2003)

Hauptgruppe	Untergruppe	Pathoanatomie
<b>Supination-Eversion</b> (40 - 75%)	Typ I	Läsion der vorderen Syndesmose
	Typ II	Schräge Spiralfaktur der Fibula in Gelenknähe mit Läsion der vorderen Syndesmose
	Typ III	wie Typ I und II mit Läsion der hinteren Syndesmose bzw. Absprengung des hinteren Volkmann-Dreiecks
	Typ IV	wie III mit Ruptur des Deltabandes oder Innenknöchelfraktur
<b>Supination-Adduktion</b> (5 - 20%)	Typ I	Läsion des Ligamentum calcaneofibulare oder Fraktur des distalen Außenknöchels
	Typ II	wie Typ I mit steiler Innenknöchelfraktur
<b>Pronation-Eversion</b> (7 - 24%)	Typ I	Deltabandruptur oder Querfraktur des Innenknöchels
	Typ II	wie Typ I mit Läsion der vorderen Syndesmose
	Typ III	wie Typ II mit hoher Fibulafraktur
	Typ IV	wie Typ III mit Läsion der hinteren Syndesmose oder Fraktur des Volkmann-Dreiecks
<b>Pronation-Abduktion</b> (5 - 21%)	Typ I	Querfraktur des Innenknöchel oder Deltabandläsion
	Typ II	wie Typ I mit Läsion der vorderen Syndesmose
	Typ III	wie Typ II mit Schrägbruch des AKs kurz oberhalb des Syndesmose

**Tabelle 1:** Frakturklassifikation nach Lauge-Hansen (1948) mit relativer Häufigkeit anhand größerer Fallstudien (Lauge-Hansen, 1948; Lauge-Hansen, 1950; Rammelt, et al., 2004);

*Erläuterungen zu Tabelle 1:* AK = Außenknöchel, IK = Innenknöchel

### 2.3.2 Klassifikation nach Danis-Weber

Im deutschsprachigen Raum hat sich die genetische Einteilung nach Lauge-Hansen nicht durchsetzen können. Der Belgier Danis (1949) publizierte seine pathologisch-anatomische Einteilung von Außenknöchelfrakturen, welche von Weber (1966) modifiziert und im mitteleuropäischen Raum verbreitet wurde. Hierbei werden drei Verletzungsgruppen unterschieden, welche sich ausschließlich auf die Frakturhöhe der Fibula in Bezug auf den Syndesmosenkomplex beziehen. Man unterscheidet zwischen Fibulafrakturen unterhalb der Syndesmose (Typ A), auf gleicher Höhe (Typ B) und oberhalb (Typ C) der Syndesmose. Der Schweregrad der knöchernen wie auch ligamentären Verletzung steigt von Typ A zu Typ C an. Infrasyndesmale Verletzungen vom Typ A sind stets mit intakter vorderer und hinterer Syndesmose sowie einer unverletzten Membrana interossea. Hierdurch ist eine Diastase von Tibia und Fibula unmöglich. Der Typ A entspricht dem Supination-Adduktion Typ nach Lauge-Hansen und ist meist konservativ zu therapieren.

Frakturen des Typs B sind schräg oder spiralförmig verlaufende Brüche, welche auf Höhe der vorderen Syndesmose beginnen. Diese kann rupturiert sein, wobei auch knöcherne Ausrisse der Tibia („Tillaux-Chaput-Fraktur“) oder Fibula („Wagstaffe“) entstehen können. Die hintere Syndesmose kann unbeschadet oder je nach einwirkender Kraft teilweise oder völlig rupturiert sein. Der isolierte Außenknöchelbruch Typ B entspricht sowohl der Pronations-Abduktions Fraktur (ab Typ III) als auch der Supination-Eversions Fraktur (ab Typ II) nach Lauge-Hansen (Barbosa, et al., 2010). Der häufigste Frakturtyp Weber B kann als isolierte Fraktur ohne begleitende Bandverletzung stabilisiert und konservativ behandelt werden. Bei begleitendem medialen Bandschaden oder Syndesmosenschäden besteht OP-Indikation. Die Klassifikation nach Danis-Weber gibt also bei einem häufigen Verletzungstyp nicht ausreichende Informationen zum Behandlungsverfahren oder zur Prognose.

Fibulafrakturen oberhalb der Syndesmose werden zum Typ C zusammengefasst und sind mit defekter vorderer und hinterer Syndesmose assoziiert. Dies führt häufig zu einer tibiofibularen Diastase. Der Frakturtyp C entspricht der Pronation-Eversions Fraktur (ab Typ III) nach Lauge-Hansen. Beide zeichnet eine tibiofibuläre Diastase sowie eine hohe Fibulafraktur aus.

Hauptgruppe	Pathoanatomie
Typ A	Außenknöchelfraktur unterhalb der Syndesmose
Typ B	Außenknöchelfraktur auf Syndesmosenhöhe (mit/ohne Syndesmosenruptur)
Typ C	Außenknöchelfraktur oberhalb der Syndesmose

**Tabelle 2:** Frakturklassifikation nach Danis (1949) und Weber (1966)

Die Danis-Weber Klassifikation hat sich aufgrund der Einfachheit in der praktischen Anwendung relativ schnell durchgesetzt. Die Entscheidung zur richtigen Therapie ist aber gerade bei der relativ häufigen Weber B Fraktur nicht immer eindeutig, da aufgrund der Informationsreduktion keine Aussagen über wichtige Begleitverletzungen und den Stabilitätszustand möglich sind (Rammelt, et al., 2004; Richter, et al., 2000).

### 2.3.3 Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) orientiert sich in ihrer Klassifikation an der nach Danis-Weber und unterteilt jeden Frakturtyp nochmals im Hinblick auf die ansteigende Schwere der Begleitverletzungen in drei Hauptgruppen mit je drei Untergruppen. Somit werden insgesamt 27 Gruppen unterschieden (Rüedi, et al., 2003). Ziel ist hierbei die Einfachheit der Danis-Weber Klassifikation mit der Vollständigkeit der Lauge-Hansen Klassifikation zu verbinden. Sie erlaubt eine therapierelevante Unterteilung der Weber Typ B Frakturen in stabile und instabile Frakturen. Typ 44 – B 1 Frakturen zeigen nur isolierte Außenknöchelverletzungen, welche im Typ 44 – B 2 durch Verletzungen des Innenknöchels ergänzt werden, was schließlich zur Instabilität führt (Richter, et al., 2000).

Der Frakturtyp 44 - B 1.2 entspricht der Supination-Eversions Fraktur Typ II und wurde bereits in 2.3.1 dargestellt. In der Einteilung der Frakturstadien ist hierbei allerdings die Ruptur der vorderen Syndesmose der Spiralfaktur der Fibula nachgestellt. Michelson et al. (1997) wie auch Jergesen (1959) zeigten in diesem Zusammenhang, dass Supination-Eversions Frakturen vom Typ II nicht zwangsläufig mit einer Ruptur der vorderen Syndesmose assoziiert sein müssen.

Aus Gründen der Vollständigkeit sind alle Haupt- und Untergruppen der Frakturtypen der AO-Klassifikation in den Tabellen 3 - 5 aufgeführt.

Typ	Hauptgruppe	Untergruppe	Pathoanatomie
44 – A	1.	1	Ruptur laterales Kollateralband
	1.	2	Absprengung distaler AK
	1.	3	Querfraktur des Außenknöchels
	2.	1	wie 1.1 mit Absprengung distaler IK
	2.	2	wie 1.2 mit Innenknöchelfraktur
	2.	3	wie 1.3 mit Innenknöchelfraktur
	3.	1	wie 1.1 mit posteromedialer IK Fraktur
	3.	2	wie 1.2 mit posteromedialer IK Fraktur
	3.	3	wie 1.3 mit posteromedialer IK Fraktur

**Tabelle 3:** AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – A: Infrasyndesmale Malleolarfrakturen

Typ	Hauptgruppe	Untergruppe	Pathoanatomie
44 – B	1.	1	Spiralfraktur Fibula
	1.	2	wie 1.1 mit Ruptur der vorderen Syndesmose
	1.	3	Multifragmentfraktur der Fibula mit Ruptur der vorderen Syndesmose
	2.	1	wie 1.2 mit Ruptur des Deltabands
	2.	2	wie 1.2 mit IK Fraktur
	2.	3	wie 1.3 mit IK Fraktur oder Ruptur des Deltabands
	3.	1	wie 2.1 mit Volkmannndreieck-Fraktur
	3.	2	wie 2.2 mit Volkmannndreieck-Fraktur
	3.	3	wie 2.3 mit Volkmannndreieck-Fraktur

**Tabelle 4:** AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – B: Transsyndesmale Malleolarfrakturen

Typ	Hauptgruppe	Untergruppe	Pathoanatomie
44 – C	1.	1	Diaphysäre Fibulafraktur mit defekter Syndesmose und Ruptur des Deltabands
	1.	2	Diaphysäre Fibulafraktur mit defekter Syndesmose und IK Fraktur
	1.	3	wie 1.2 mit Fraktur des Volkmannndreiecks
	2.	1	Diaphysäre multifragmentäre Fraktur der Fibula mit defekter Syndesmose und Ruptur des Deltabands
	2.	2	Diaphysäre multifragmentäre Fraktur der Fibula mit defekter Syndesmose und IK Fraktur
	2.	3	wie 2.2 mit Fraktur des Volkmannndreiecks
	3.	1	Proximale Fibulafraktur (ohne Verkürzung) mit Ruptur des Deltabandes und defekter vorderer und interossärer Syndesmose
	3.	2	Proximale Fibulafraktur (mit Verkürzung) mit IK Fraktur und defekter vorderer und interossärer Syndesmose
	3.	3	wie 3.2 mit Fraktur des Volkmannndreiecks

**Tabelle 5:** AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – C: Suprasyndesmale Frakturen

*Erläuterungen zu Tabellen 3-5:* AK = Außenknöchel, IK = Innenknöchel

## 2.4 Therapie von Sprunggelenksfrakturen

Durch die Gefahr einer Gelenkbeteiligung besitzen operative Behandlungsmethoden bei Sprunggelenksfrakturen im deutschsprachigen Raum heute einen wesentlich höheren Stellenwert als konservative Therapieoptionen. Eine exakte anatomische Reposition der Frakturfragmente scheint aufgrund der erhöhten Arthrosegefahr von besonderer Bedeutung. Dies ist jedoch eine sehr kontrovers diskutierte Thematik und es existieren parallel Vertreter der konservativen und der operativen Frakturversorgung. Dem Anspruch des Patienten auf Mobilität, Patientenkomfort und einer schnellen Wiedereingliederung in den Alltagsprozess ist bei der Therapiewahl Rechnung zu tragen. Das Ziel einer effektiven Versorgung von Sprunggelenksfrakturen ist deshalb die frühe funktionelle Behandlung des Fußes, um mögliche Folgen und Komplikationen einer Ruhigstellung der Extremität zu vermeiden. In diesem Zusammenhang ist eine kritische Abwägung von Risiko und Nutzen zwischen konservativem und operativem Vorgehen notwendig. Hierbei sind Aspekte wie Infektions-, Thromboserisiko, postoperative Belastbarkeit, Dauer der Funktionsbeeinträchtigung und das funktionelle Ergebnis zu berücksichtigen (Richter, et al., 2000).

Ein entscheidender Einflussfaktor hinsichtlich der richtigen Therapiewahl stellt die Beurteilung der Stabilität dar. Hierfür stehen sowohl klinische als auch radiologische Stabilitätskriterien zu Verfügung. Der Grad der Frakturdislokation kann im konventionellen Röntgenbild in zwei Ebenen („true a.p.“ und seitliche Aufnahme) unter anderem anhand spezieller „Landmarks“ nach Leeds und Ehrlich beurteilt werden. Hierbei werden der Abstand zwischen Malleolus medialis und Talus, die Syndesmosendistanz (gemessen 1 cm oberhalb der Gelenkfläche mit einer Maximallänge von 6 mm) und die Frakturdislokation betrachtet (Leeds, et al., 1984). Klinisch wegweisend für stabile Frakturen kann die Angabe des Patienten sein, nach dem Trauma noch gehfähig gewesen zu sein. Andere Stabilitätskriterien wie Zehenspitzenstand und Schwellungszustand über Syndesmose und Außenband sind nicht immer zuverlässig. Die höchste Aussagekraft weist eine intraoperative Stabilitätsprüfung auf, welche im Zweifelsfall durchgeführt werden sollte (Meffert, et al., 2004; Richter, et al., 2000; Streicher, et al., 2007).

Unabhängig von der definitiven Therapieentscheidung müssen Luxationsfrakturen des Sprunggelenkes unverzüglich durch Reposition und geeignete Retention therapiert

werden, um die Gefahr von Drucknekrosen der Weichteile durch Fehlstellung zu beseitigen. Bei kritischer Weichteilsituation ist auch bei Instabilität auf die sofortige interne osteosynthetische Versorgung zu verzichten und ein primär konservatives Therapieverfahren einzuschlagen. Alternativ lässt sich bis zum Eintreten einer adäquaten Weichteilkonsolidierung eine externe Fixation durchführen, welche schließlich zu gegebener Zeit durch eine interne Osteosynthese abgelöst wird (Boack, 2004; Richter, et al., 2000; Streicher, et al., 2007).

#### **2.4.1 Konservative Therapie**

Vorraussetzungen für eine konservative Therapie sind das Bestehen oder eine durch geschlossene Reposition erreichbare anatomische Situation und deren sichere Retention. Mögliche Indikationen sind das Vorliegen stabiler, undislozierter Frakturen vom Klassifikationstyp Weber A oder B ohne wesentliche Verkürzung, Gelenkstufenbildung oder Achsenfehlstellung (siehe Tabelle 7). Des Weiteren sind Frakturen des Volkmann Dreiecks, die kleiner als 1/5 der Gelenkfläche sind und keine Beteiligung der Fibula aufweisen, sowie ein geringfügig dislozierter, solitärer Innenknöchelabbruch einer konservativen Therapie zugänglich. Kuner et al. (1975) zeigten in einer retrospektiven Studie (Vergleich 100 konservativ vs. 105 operativ versorgten Sprunggelenksfrakturen) mit Hilfe des Weber-Scores, dass unter konservativer Therapie 65% der Weber C und 63% der Weber B Frakturen ein schlechtes Ergebnis aufwiesen, dahingegen nach operativer Behandlung nur 17% bzw. 15%. Bei der stabilen, minimal dislozierten und isolierten Weber B Fraktur ist sowohl ein konservatives als auch operatives Vorgehen möglich. Eine noch als stabil beurteilte Dislokation wird diesbezüglich in der Literatur kontrovers diskutiert.

Literatur	Dislokation
Rasmussen et al. (1993)	0 mm
Nonnemann und Plösch (1993)	1 mm
Lantz et al. (1991)	2 mm
Bauer et al. (1985)	2 mm
Richter et al. (1999)	2 mm
Vangness et al. (1994)	5 mm

**Tabelle 6:** Literaturangaben zur akzeptablen Frakturdislokation (Meffert, et al., 2004)

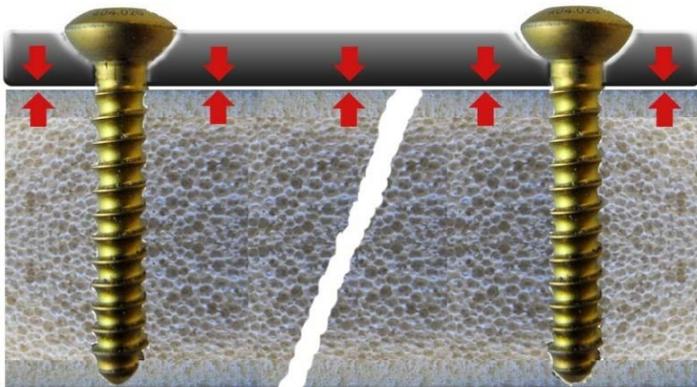
Eine Fragmentdehiszenz von maximal 2 mm scheint jedoch als akzeptabel zu gelten (Bauer, et al., 1985; Richter, et al., 1999). Anhand klinischer und radiologischer Stabilitätskriterien wurden unter 146 isolierten Weber B Frakturen 85 mit einer Dislokation von maximal 2 mm konservativ therapiert, die restlichen 61 wurden aufgrund Instabilität operativ versorgt. Erstere zeigten in einer Nachuntersuchung (nach 18 Monate) eine gute Funktion mit fast gänzlich wiedererreichter Leistungsfähigkeit (Richter, et al., 1999).

Die konservative Therapie erfolgt in der Regel primär mit Orthesen wie dem Vacuped, einer Aircast-, Gipsschiene oder einem gespaltenem Gips. Schließlich kann nach 3-10 Tagen auf ein Verfahren mit zirkulärem Gips oder Vacuped gewechselt werden, da zu diesem Zeitpunkt eine posttraumatische Weichteilschwellung in der Regel ausbleibt bzw. bereits rückläufig ist. Eine kontrollierte Teilbelastung mit unterschiedlicher Intensität ist hierbei möglich. Unter normalen Bedingungen findet die Knochenheilung auf diesem Wege innerhalb eines Zeitraumes von 12-16 Wochen statt. Mögliche Gefahren und Risiken einer konservativen Therapie stellen Thrombose, Embolie, Kompartmentsyndrom und eine sekundäre Frakturdislokation dar (Meffert, et al., 2004; Richter, et al., 1999; Streicher, et al., 2007).

## 2.4.2 Operative Therapie

### 2.4.2.1 Prinzip einer konventionellen Plattenosteosynthese

Die Grundlage konventioneller Plattenosteosynthesen ist der innige Kontakt zwischen Implantat und Knochen. Das Funktionsprinzip der konventionellen Schraubenverbindung besteht in der axialen Vorspannung der Schrauben, welche durch das Hineindreihen der Gewinde entsteht. Die Kraftübertragung erfolgt schließlich aufgrund der Reibungskraft, die durch den Anpressdruck der Schrauben erzeugt wird. Dieser stellt eine Funktion des Schraubenanzugsmomentes dar. Der maximale Anpressdruck hängt somit von der Festigkeit des Knochens ab und sinkt im Verlauf von Tagen bis Wochen ab. In osteoporotischer Situation geschieht dies schneller als bei normaler Knochendichte (Wolter, et al., 2006). Die interfragmentäre Kompression, welche gerade bei der Versorgung einer distalen Fibulafraktur durch Einbringen einer Kompressionsschraube erhöht werden kann, ist hierbei von entscheidender Bedeutung.



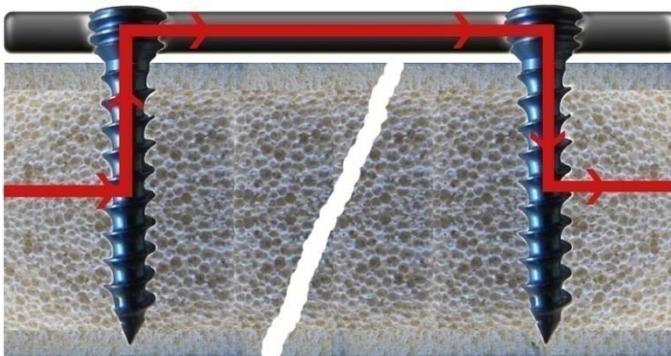
**Abbildung 5:** Funktionsprinzip einer konventionellen Plattenosteosynthese

Die Kraftübertragung wird durch die Reibungskraft ermöglicht, die durch den Anpressdruck der Schrauben erzeugt wird.

### 2.4.2.2 Prinzip einer winkelstabilen Plattenosteosynthese

Das Funktionsprinzip winkelstabiler Platten beruht auf einem Gewinde im Schraubenloch, welches sein Gegenstück in einem Gewinde im Schraubenkopf findet. Hierdurch ist eine Verblockung der Schraube im Implantat möglich. Durch die in der Platte blockierten Schraubenköpfe entsteht ein internes Haltesystem, das nicht auf die „ziehende“ Haltekraft der Schrauben angewiesen ist. Ein Anpressen der Platte an den Knochen ist somit nicht zwangsläufig erforderlich. Im Vergleich zu konventionellen Plattensystemen zeigen sie eine Reduktion des Repositionsverlustes, eine erhöhte Ausreißfestigkeit und erhöhte Stabilität bei geringerer Schraubenanzahl, kleineren

Knochenfragmenten und schlechterer Knochenqualität (Höntzsch, 2004; Pichl, et al., 2006).



**Abbildung 6:** Prinzip einer rein winkelstabilen Plattenosteosynthese

Eine flächenhafte Krafteinleitung und gleichmäßige Kraftverteilung im Knochen-Implantat-Konstrukt ist ohne innigen Kontakt der beiden Komponenten möglich.

Eine winkelstabile Fixation wird trotz ihrer Vorteile aktuell an der distalen Fibula erst durch wenige Implantate ermöglicht. Hierbei wird jedoch nicht auf ein isoliertes winkelstabiles System zurückgegriffen, sondern auf eine Kombination aus konventioneller und winkelstabiler Fixation des lateralen Malleolus. Nennenswert wären hierbei - neben der in dieser Arbeit evaluierten Konturenplatte II (Argomedical, Cham, Schweiz) - die „tifix-Fibulaplatte“ (Litos, Hamburg, Deutschland), die „LCP Distal Fibula Plate“ (Synthes, Oberdorf, Schweiz) sowie die „periarticular distal lateral fibular locking plate“ (Zimmer, Warsaw, USA). Durch die Kombination aus distal winkelstabiler und proximal konventioneller Fixation kommen die Vorteile beider Systeme zur Geltung, wodurch eine Verbesserung der Primärstabilität des Implantates erreicht wird. Die Konturenplatte II zeigt nur distal eine winkelstabile Verankerung, da hier aufgrund der schlechten Knochensituation nur ein geringer Anpressdruck der Schrauben erzeugt werden kann. Die Winkelstabilität ermöglicht in diesem Bereich eine erhöhte Implantathaftung im Knochen. Die zusätzliche interfragmentäre Kompression wird durch eine Kompressionsschraube ermöglicht. Proximal wird aufgrund der besseren Knochensituation auf konventionelle Schrauben zurückgegriffen. Ein enger Implantat-Knochen-Kontakt ist somit bei der Konturenplatte II zur adäquaten Haftung und geringem äußeren Auftragen des Implantates weiterhin von entscheidender Bedeutung.

### 2.4.2.3 Osteosyntheseverfahren und OP- Indikationen

Ziel der Osteosynthese ist eine anatomische Reposition der Gelenkfläche, um langfristig ein gutes funktionelles Ergebnis zu gewährleisten. Zusätzlich ermöglicht die Anwendung neuartiger Implantate eine funktionelle Nachbehandlung mit schmerzadaptierter Belastung. Indikationen für eine operative Vorgehensweise sehen wir heute bei distalen Fibulafrakturen neben allen offenen Frakturen, nicht geschlossen reponierbare Frakturen vom Typ Weber A (klaffende Dislokation > 2 mm; Fragmentverkipfung; zusätzliche Innenknöchelbeteiligung), instabil dislozierte Frakturen vom Typ Weber B (AO 44-B 1.1) mit Dislokation > 2 mm, instabil dislozierte Frakturen vom Typ Weber B mit gleichzeitiger Syndesmosenverletzung (AO 44-B 1.2) sowie alle höhergradigen Frakturen vom Typ Weber B und C (ab AO 44-B 1.2). Des Weiteren ist eine operative Versorgung von Frakturen des Volkmannsdreiecks, welche größer als 1/5 der Gelenkfläche sind und keine Beteiligung der Fibula aufweisen, notwendig. Eine Stabilitätsbeurteilung, welche bei Frakturen vom Typ AO 44-B 1.1 zur weiteren Therapieplanung sinnvoll ist, kann anhand verschiedener Kriterien erfolgen (siehe Tabelle 6). Der optimale Operationszeitpunkt liegt - bei guter Weichteilsituation - innerhalb einer sechs Stundengrenze nach dem Frakturzeitpunkt. In der Standardversorgung steht heutzutage die Platten- und Schraubenosteosynthese mit Kleinfragmentinstrumenten (AO-Drittelrohrplatte, LC-DCP, verschiedene Konturenplatten) im Vordergrund, um eine genaue Rekonstruktion der Gelenkflächen zu gewährleisten. Bei Fragmenten kommen isolierte Drahtosteosynthesen, Cerclagen oder Kleinfragmentschrauben zum Einsatz.

<b>Instabilitätskriterien für Frakturen vom Typ Weber B</b>
Lateralverschiebungen des Talus in der OSG-Gabel
Inkongruenz des Gelenkspaltes mit Erweiterung nach medial oder ventral
Dislokation des distalen Fibulaendes um > 2 mm
Verbreiterung des Syndesmosenspaltes (Maximallänge > 6mm)
Bi- und trimalleoläre Frakturen mit und ohne Luxation
Frakturtrümmerzone

**Tabelle 7:** Instabilitätskriterien für Frakturen vom Typ Weber B nach Streicher (2007)

In stabile Fibulafrakturen vom Typ Weber A werden in der Regel durch eine Neutralisationsplatte und eine Zugschraubenosteosynthese (z.B. 3,5 mm Kortikalisschraube) versorgt. Bei gleichzeitigem Innenknöchelabriss wird dieser durch eine Zugschraube oder Cerclage fixiert. Instabile Weber B Frakturen, welche den häufigsten Frakturtyp bilden, werden bei schrägem Frakturverlauf mit Hilfe einer Zugschraube stabilisiert und anschließend mit einer als Neutralisationsplatte versorgt. Hierfür wird eine von lateral angebrachte und intraoperativ angeformte AO-Drittelrohrplatte verwendet. Abrisse des Malleolus medialis können durch eine Zugurtungsosteosynthese oder Zugschrauben fixiert werden. Frakturen des Volkmannsdreiecks werden in der Regel mit 4,0 mm Spongiosazugschrauben von ventral oder dorsal refixiert. Trümmerzonen erfordern zuweilen die Versorgung mit einer medialen Abstützplatte. Den Empfehlungen der AO folgend ist eine postoperative Gipsbehandlung von 2-14 Tagen mit einer nachfolgenden sechswöchigen Teilbelastung notwendig (Müller, et al., 1995; Streicher, et al., 2007).

Weber B Frakturen sind durch eine Außenrotation, Dorsal- und Proximalverschiebung der Fibula gekennzeichnet, deren Reposition mit Hilfe einer dorsal angebrachten Drittelrohrplatte möglich ist. Diese „Antiglide-Fixation“ ist besonders bei kritischen lateralen Weichteilverhältnissen oder im osteoporotischen Knochen von Vorteil (Schaffer, et al., 1987; Wissing, et al., 1992). Minihane et al. (2006) verglich in osteoporotischen humanen Unterschenkeln eine laterale winkelstabile Neutralisationsplatte (Synthes, LCP) mit einer dorsalen Antiglide-Platte. Hierbei zeigten sich ein signifikant erhöhtes Drehmoment bei Versagen sowie eine erhöhte Konstruktsteifigkeit auf der Seite der posterolateralen Antiglide-Platte. Die Autoren schlossen hieraus auf eine erhöhte biomechanische Stabilität der Antiglide-Platte im osteoporotischen Knochen. Grund hierfür ist insbesondere die Schwäche der distalen Fixierung des von lateral angebrachten winkelstabilen Implantates. Der Anbringungsort der Osteosynthese scheint folglich großen Einfluss auf die biomechanische Stabilität der Fixation einer schrägen Fibulafraktur zu nehmen.

Die dorsale Antiglide-Platte zeigt im Vergleich zur lateralen Drittelrohrplatte reduzierte Wundheilungsstörungen und Schmerzen, welche durch die subkutane Lage der Platte am lateralen Unterschenkel verursacht werden. Des Weiteren besteht ein geringeres Risiko für Schädigungen des Nervus fibularis sowie für eine intraartikuläre Lage der

eingebrachten Schrauben. Weber und Krause (2005) berichteten jedoch unter Verwendung der dorsalen Antiglides-Platte über Komplikationsraten von bis zu 30% bezüglich der Schädigung der Peronealsehnen und von 43% bezüglich einer frühzeitigen Implantatentfernung.

Die konventionelle Konturenplatte stellt eine Alternative zur AO-Drittelrohrplatte dar. Dank ihrer vorgefertigten Malleolenkontur entfällt ein intraoperatives Zubiegen der Platte an den Außenknöchel. Durch ihre minimale Plattenauflagefläche im Bereich der Frakturzone sorgt sie für eine reduzierte Weichteil- und Periostschädigung im ohnehin sehr empfindlichen Bereich der distalen Fibula. Meffert et al. (2004) zeigten, dass die konventionelle Konturenplatte im Vergleich zur AO-Drittelrohrplatte eine vierfach höhere Biegefestigkeit sowie eine signifikant höhere Torsionsgrenzkraft aufweist. Hierdurch ist eine signifikant frühere Vollbelastung nach Weber B Frakturen ohne (mit Syndesmosenruptur nach 12 (44) Tagen möglich. In einer prospektiven Studie (50 Patienten mit Stahldrittelrohrplatte vs. 50 Patienten mit konventioneller Konturenplatte) zeigten sich außerdem kürzere Operationszeiten (70 min gegenüber 91 min) im Vergleich zur herkömmlichen AO-Stahldrittelrohrplatte bei vergleichbarem Verletzungsmuster. Des Weiteren stellte man eine auf alle Frakturtypen bezogene signifikant früher erreichte Vollbelastung (23 gegenüber 44 Tagen) sowie eine deutlich verkürzte Arbeitsunfähigkeit (23 gegenüber 45 Tagen) fest. Ebenso konnten bei Verwendung der konventionellen Konturenplatte bessere klinische wie radiologische Ergebnisse in Nachuntersuchungen (> ein Jahr post OP) anhand des Weber-Scores festgehalten werden.

Intramedulläre Kraftträger wie der IP-XS Nagel nach Friedl stellen eine mögliche Alternative zur Plattenosteosynthese dar, konnten jedoch in der Vergangenheit keine weite Verbreitung finden. Die intramedulläre Lage ermöglicht eine relativ weichteilschonende Fixierung und eine im Vergleich zur konventionellen Plattenosteosynthese erhöhte Stabilisation im osteoporotischen Knochen. Eine postoperative Vollbelastung scheint bei isolierten distalen Fibulafrakturen vom Typ Weber A und B möglich. Höhergradige Weber B Frakturen erhalten postoperativ eine vierwöchige Teilbelastung. Bei Verwendung von Stellschrauben wird eine sechswöchige Entlastung empfohlen. Eine Einschränkung erfahren intramedulläre Osteosynthesetechniken bei engem Fibulamarkraum (< 2,5 mm) und distalen Fragmenten

< 5 mm, außerdem besteht die Gefahr einer Gewindedrahtwanderung in stark osteoporotischem Knochen (Friedl, 2006).

Präkonturierte winkelstabile Implantate, wie beispielsweise die Konturenplatte II, könnten nach klinischer Evaluation insbesondere bei osteoporotischer Knochenstruktur eine bedeutende Rolle in der Versorgung distaler Fibulafrakturen darstellen.

Kim et al. (2007) verglichen – ähnlich wie diese Arbeit - die Stabilität einer von lateral angebrachten winkelstabilen Platte mit der einer konventionellen Platte in einem Frakturmodell an humanen Unterschenkelpräparaten. Sie zeigten, dass ein winkelstabiles System aus nur zwei distalen unikortikalen Schrauben biomechanisch vergleichbar ist mit einem konventionellen System aus drei distalen Schrauben. Zusätzlich war die Stabilität des Konstrukts mit konventionellen Schrauben abhängig von der Knochendichte der Probe, wohingegen das winkelstabile System davon unabhängig schien. Winkelstabile Implantate scheinen folglich im schwer osteoporotischen Knochen bei der Versorgung distaler Fibulafrakturen biomechanisch von Vorteil zu sein.

Frakturen vom Typ Weber C sind durch eine hohe Fibulafraktur, deren distaler Ausläufer oberhalb der tibiofibularen Inzisur endet, gekennzeichnet. Außerdem findet sich stets eine begleitende Deltabandruptur oder Innenknöchelfraktur. Frakturen im distalen Fibuladrittel werden analog wie Weber B Frakturen versorgt. Die osteosynthetische Versorgung proximal gelegener Fibulafrakturen findet durch Implantate vom Typ LC-DCP sowie durch winkelstabile Platten (LCP) statt. Des Weiteren wird die tibio-fibulare Stabilität durch ein bis zwei ungefähr 3 cm oberhalb der Inzisur tricortical eingebrachte Stellschrauben gewährleistet. Die Osteosynthese erlaubt in der Regel bis zur Entfernung der Stellschrauben eine postoperative Teilbelastung von 6-8 Wochen (Boack, 2004; Richter, et al., 2000; Streicher, et al., 2007). Bei Verletzungen des Syndesmosenkomplexes wird entsprechend der gegebenen Stabilität ein stufenweises Vorgehen empfohlen. Die vordere Syndesmose kann bei Ausriss mit einer Minizugschraube refixiert werden. Interligamentäre Risse können genäht werden (Boack, 2004; Rüedi, et al., 2003).

## 2.5 Osteoporose und Probleme der Frakturbehandlung

In Deutschland leiden ca. 7,8 Millionen Menschen an Osteoporose, wobei das weibliche Geschlecht mit mehr als 80% überwiegt. Unter den Betroffenen haben mehr als 4% bereits mindestens eine klinisch relevante Fraktur erlitten (Häussler, et al., 2007). Ihre klinische Manifestation findet sie überwiegend in Frakturen der Wirbelkörper und in meist durch Bagateltraumen ausgelöste periphere Frakturen. Hierbei sind proximale Femur- und Humerusfrakturen sowie distale Radiusfrakturen von Relevanz (Herold, 2008).

Das Krankheitsbild der Osteoporose nimmt überwiegend Einfluss auf die Entstehung atraumatischer Frakturen, kann jedoch auch den Schweregrad traumatischer Frakturen negativ beeinflussen. Das Frakturmanagement letzterer ist aufgrund der geringen Knochendichte und der damit verbundenen erschwerten Implantathaftung problematisch. Insbesondere die Versorgung metaphysärer Frakturen der langen Röhrenknochen zeigt eine erhöhte Komplikationsrate, welche Studien zufolge in Form einer Pseudoarthrose (2-10%), Implantatversagen (1-10%) und Revisionen (3-23%) in Erscheinung tritt (Seebeck, et al., 2004). Die für die Osteosynthese wichtige Mikroarchitektur der langen Röhrenknochen erfährt einen Umbau, der sich in einer Verschiebung des Verhältnisses von Spongiosa zu Kortikalis hin zu Erstgenannter auswirkt. Des Weiteren zeigt sich eine Reduktion und Verschmälerung intertrabekulärer Verbindungen im spongiosen Bereich. Auffällig ist ebenso die Abnahme der transversal orientierten Spongiosatrabel im Vergleich zu jenen, welche in Richtung der belastenden Kraft verlaufen. Diese Veränderung in der Orientierung der Trabekel hat eine Toleranzreduktion für andersartige Belastungsrichtungen auf den Knochen zur Folge. Dies ist besonders für den osteoporotischen Wirbelkörper nachgewiesen, welcher eine Reduktion transversaler Spongiosatrabel und parallel dazu eine Zunahme der longitudinal orientierten Trabekel aufweist. Diese Zunahme scheint initial der insgesamt stattfindenden Reduktion der Knochendichte entgegenzuwirken. Hierdurch wird der Wirbelkörper anfangs gegen axiale Belastungen gestärkt. Die osteoporotischen Veränderungen der Trabekelorientierung verursachen allerdings schließlich einen Rückgang der Knochensteifigkeit und ein erhöhtes Frakturrisiko. Die Reduktion der Kortikalisdicke sowie die Rarefizierung des trabekulären Netzwerkes haben negativen Einfluss auf die Implantathaftung im Knochen (Giannoudis, et al., 2007; Inoue, et al., 2002; Seebeck, et

al., 2004). Seebeck et al. konnten in diesem Zusammenhang zeigen, dass ab einer Kortikalisdicke von über 1,5 mm die Knochendichte im spongiösen Bereich der Fixierung keinen signifikanten Einfluss auf den Schraubenhalt im Knochen mehr hat. Diese wirkt allerdings bei einer Kortikalisdicke unterhalb 1,5 mm als limitierender Faktor für den Schraubenhalt im osteoporotischen Knochen. Insbesondere im metaphysären Bereich, der eine geringe Kortikalisdicke aufweist, erklärt die Rarefizierung des trabekulären Netzwerkes die reduzierte Implantathaftung mit konventionellen Plattensystemen. Aufgrund der schlechten Knochenqualität ist hierbei ein inniger Implantat-Knochenkontakt nur begrenzt möglich (Snow, et al., 2008).

Ein weiteres Problem im osteoporotischen Knochen stellt der Knochenheilungsprozess dar, welcher zwar die typischen Stadien der Knochenheilung durchläuft, hierfür aber einen wesentlich längeren Zeitraum in Anspruch nimmt. Namkung-Mattheil et al. (2001) zeigten diesbezüglich eine Reduktion der Kallusbildung um 40% sowie eine Abnahme der Knochendichte eines verheilenden Femurs um 23% im osteoporotischen Ratenmodell. Meyer et al (2001) berichteten darüber hinaus von einem verlängerten Heilungsprozess in älteren Ratten und einer reduzierten Knochensteifigkeit. Als mögliche Ursachen des verzögerten Heilungsprozesses in osteoporotischen Individuen werden ein Defizit mesenchymaler Stammzellen, die Reduktion von Osteoblasten im Alter sowie eine gestörte Langzeitreaktion der Knochenzellen auf mechanische Belastungen diskutiert (Bergman, et al., 1996; D'Ippolito, et al., 1999; Sterck, et al., 1998).

### 3 Fragestellung

Die mechanische Schwächung der Knochensubstanz des älteren Patienten mit Osteoporose stellt eine Herausforderung bei der operativen Versorgung distaler Fibulafrakturen dar. Ziel jeder operativen Frakturstabilisierung ist eine belastungsstabile Osteosynthese. Verwendet werden unterschiedlichste Implantate. Größte Verbreitung hat die AO-Drittelrohrplatte mit drei distalen und drei proximalen Schrauben. Seit mehr als 20 Jahren steht eine stabilere, anatomisch präkonturierte Platte (Konturenplatte I, Argomedical) zur Verfügung, die im deutschen Sprachraum Verbreitung gefunden hat. Dieses Implantat wurde modifiziert, um im Bereich der distalen Fibula winkelstabil verankert zu werden. Bei der Schraubenlochkonfiguration wurde auf eine möglichst große Variabilität der Schraubenpositionen geachtet.

Nach operativer Stabilisierung distaler Fibulafrakturen mit einem Standardimplantat wird bislang eine Teilbelastung der betroffenen Extremität empfohlen. Diese ist in der Nachbehandlung bei älteren Patienten mit eingeschränkten koordinativen Fähigkeiten und Begleiterkrankungen stark eingeschränkt.

Um eine belastungsstabile Osteosynthese distaler Fibulafrakturen zu ermöglichen, wurde die präkonturierte winkelstabile Konturenplatte II entwickelt. Dieses Implantat mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften könnte nach operativer Versorgung distaler Fibulafrakturen eine funktionelle Nachbehandlung ermöglichen.

Ziel dieser Arbeit ist, die Ausrissstabilität dieses neu entwickelten Implantates mit der Drittelrohrplatte und der Konturenplatte I zu vergleichen. Hierzu wurde ein Kunststoffmodell verwendet, welches der reduzierten Primärverankerung bei osteoporotischem Knochen Rechnung trägt. Drei Gruppen wurden hierbei unter exakt gleichen Bedingungen getestet.

Ist die winkelstabile Verankerung der Konturenplatte II besser als die Verankerung

- a.) einer konventionellen Konturenplatte (Konturenplatte I)
- b.) einer AO-Drittelrohrplatte?

Diese Annahme einer Überlegenheit der winkelstabilen Konturenplatte muss verworfen werden, wenn mit statistischen Methoden eine höhere Ausrisskraft nicht nachgewiesen werden kann.

## 4 Material und Methode

### 4.1 Osteosynthesematerialien

#### 4.1.1 AO-Drittelrohrplatte

Die AO-Drittelrohrplatte (Drittelrohrplatte 3,5 mit Kragen, 6 Löcher, Länge 76 mm REF 441.360) der Firma Synthes (Oberdorf, Schweiz) ist aktuell Standard bei der Versorgung von distalen Fibulafrakturen. Sie besteht aus biokompatiblen Reintitan und muss intraoperativ an die zu versorgende Struktur angeformt werden.

Insgesamt wurden 15 AO-Drittelrohrplatten getestet.



Abbildung 7: AO-Drittelrohrplatte auf distaler Fibula

#### 4.1.2 Konventionelle Konturenplatte (Konturenplatte I)

Die konventionelle Konturenplatte (Konturenplatte I; Malleolarplatte Typ Classic, 3716-08, Argomedical, Cham, Schweiz) stellt aktuell den am Universitätsklinikum Würzburg verwendeten Standard für die Versorgung von Frakturen des lateralen Malleolus (Typ B und C der AO-Klassifikation) dar. Sie bietet eine anatomische Implantatadaption sowohl für die Crista lateralis fibulae in Form eines Firstes als auch distal für den Malleolus lateralis. Dadurch entfällt ein zusätzliches intraoperatives Verformen. Über der Frakturzone besitzt sie eine minimale Plattenauflagefläche und ermöglicht so eine geringere Implantat induzierte Periostschädigung. Die 6-Lochversion verfügt über drei distale und drei proximale Schraubenlöcher, welche mit 4,0 mm (Spongiosa) und 3,5 mm (Kortikalis) AO-Schrauben besetzt werden können. Die Titanlegierung (Ti6Al4V) ist biokompatibel und durch Oberflächenbehandlung vor Knochenanwachsen geschützt (Meffert, et al., 2004). Es wurden insgesamt 55 konventionelle Konturenplatten getestet.



**Abbildung 8:** Konturenplatte I auf distaler Fibula

#### **4.1.3 Winkelstabile Konturenplatte (Konturenplatte II)**

Die winkelstabile Konturenplatte (Konturenplatte II, Malleolarplatte Typ Locking, 3726-08, Argomedical, Cham, Schweiz) wurde 2008 in der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikum Würzburg unter der Leitung von Prof. R. Meffert gemeinsam mit der Firma Argomedical entworfen und stellt die winkelstabile Weiterentwicklung der Konturenplatte I dar. Sie bietet alle Vorteile des Vorgängermodells und trägt mit einer Implantatdicke von 2,8 mm einer reduzierten Weichteilirritation Rechnung. Die 10 – Lochversion verfügt über drei proximal und sieben distal gelegene Schraubenlöcher, welche distal für die Verwendung von winkelstabilen 2,7 mm Schrauben der Firma Argomedical und proximal von konventionellen AO 3,5 mm Kortikalisschrauben vorgesehen sind. Im untersten Schraubenloch ist sowohl eine winkelstabile Fixierung als auch eine konventionelle Kompressionsschraubenfixierung möglich. Das schlanke Implantatdesign gewährleistet ein minimales Auftragen und reduzierte Weichteilirritation, welche insbesondere im Bereich des lateralen Malleolus von Bedeutung ist. Die winkelstabilen 2,7 mm Schrauben verfügen über einen schlanken Schraubenkopf, der aufgrund des tief im Schraubenloch gelegenen Gewindes vollständig auf Profilhöhe versenkt werden kann. Hierdurch wird im Vergleich zur Konturenplatte I das Auftragen der Schrauben erheblich reduziert.



**Abbildung 9:** Vergleichende Darstellung der Schraubenauftragung am Implantat

*Erläuterung zu Abbildung 9:* AO-1/3 Rohrplatte (links), Konturenplatte I (Mitte), Konturenplatte II (rechts)

Der prädisponierte Ort eines möglichen Implantatversagens ist das metaphysäre distale Fibulafragment. Diaphysär ist auch bei Osteoporose eine ausreichende Stabilität zu erzielen (Kim, et al., 2007). Winkelstabile Konstrukte sind mit erhöhten Kosten verbunden, vergleicht man sie mit konventionellen Osteosyntheseformen (Augat, et al., 2010). Aufgrund dieser Tatsachen beschränkt sich die Winkelstabilität auf den notwendigen distalen Anteil des neu entwickelten Implantates.

Es wurden insgesamt 55 winkelstabile Konturenplatten getestet.



**Abbildung 10:** Winkelstabile Konturenplatte II auf distaler Fibula



**Abbildung 11:** Konturenplatte II mit Schraubenlochgewinde

## 4.2 Osteoporose Simulation im Kunstknochenmodell

Die Firma Synbone AG (Malans, Schweiz) vertreibt seit 2002 künstliche Knochenzylinder (Generic bone, osteoporotic, 0080) mit osteoporotischen Charakter aus Polyurethanschaum, welche speziell für Ausbruchversuche in Osteoporose ähnlicher Knochensituation entwickelt wurden („Strip-out torque“: 0.293 +/- 0.0523 Nm; „Strip-out force“: 0.323 +/- 0.0225 kN; „Pull-out force“: 0.360 +/- 0.0329 kN). Die Zylinder werden computergesteuert gegossen, wodurch Herstellungszeit, Temperatur, Mischvorgang und Form konstant sind und somit einheitliche Zylinder mit gleichmäßiger Zellenformation entstehen. Sie weisen eine brüchige innere spongiöse Füllung mit dünner kortikaler Rinde auf. Im Vergleich zu nicht Osteoporose ähnlichen Knochenäquivalenten wird hierfür, zum Erlangen einer höheren Brüchigkeit sowie größerer Trabekelstrukturen der Zellenformation im spongiösen Knochenbereich, eine weniger dichte Polyurethanschaum Mischung verwendet. Die Steifigkeit und das Elastizitätsmodul der künstlichen Knochenzylinder scheinen vergleichbar mit Werten im unteren Normbereich des spongiösen Knochenanteils der Tibia einer 70 bis 80 jährigen Frau (Snow, et al., 2008).

Der Polyurethanzylinder hat eine Länge von 380 mm mit einem Durchmesser von 25 mm. Für die biomechanische Testung wurden die Zylinder auf 67 mm lange Halbzylinder verkleinert. Mit der Längshalbierung des Zylinders wurde das Ziel verfolgt, dem physiologischen Knochendurchmesser der distalen Fibula näher zu kommen. Hierbei wurde für unterschiedliche Schraubenlängen die jeweils entsprechende Zylinderdicke hergestellt. In der biomechanischen Testung wurden Proben der Dicke 12 mm, 14 mm und 18 mm verwendet. Durch die Längsspaltung der Zylinder wurde deren Torsionssteifigkeit deutlich reduziert, was unter Versuchsbedingungen in einer Torquierung der Probe resultierte. Aus Stabilitätsgründen wurde deshalb die komplette Rückseite des Halbzylinders mit einer 0,5 mm dicken Schicht aus flüssigem Metallkleber (Noba, Flüssigmetall, 2-Komponenten-Hochleistungs-Kleber) versteift.

Zur Simulation des distalen Fragments der Fibulafraktur wurde dem proximalen Ende des Halbzylinders auf einer Länge von 30 mm die Kontur des lateralen Malleolus auf der Konvexeite manuell eingefräßt.

Insgesamt wurden für die Versuche mit proximaler und distaler Fixierung 15 proximale Schaftfragmente, welche auf eine Länge von 104 mm zurechtgeschnitten wurden, sowie 15 distale Malleolusfragmente vorbereitet. Für die Versuche mit isolierter distaler Fixierung wurden pro Gruppe jeweils zehn Malleolusfragmente sowohl für die Torsionsgrenzkraft-Messung als auch für die zyklische Testung gefertigt.



**Abbildung 12:** Osteoporose simulierender Kunstknochen (Radius: 12 mm, Länge 67 mm) mit proximaler Malleolenkontur.

*Erläuterung zu Abbildung 12:* Die Rückseite wurde durch 0,5 mm dicken Flüssigmetallkleber verstärkt.



**Abbildung 13:** Kunstknochen mit Osteoporose ähnlicher Knochenstruktur

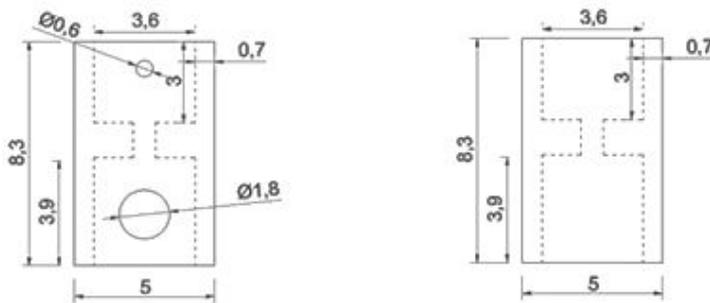
### **4.3 Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z020 und Fixiermodule**

Die Durchführung der Versuche und die Vorbereitung der Proben erfolgten im Labor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Würzburg. Die biomechanische Testung wurde in der Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z020 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) durchgeführt, mit welcher neben axialer Belastung auch ein Rotationsmoment appliziert werden kann. Die Aufzeichnung der Daten sowie die Steuerung der Prüfmaschine erfolgte synchron mit der Versuchsdurchführung unter Verwendung der Software TestXpert II (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland). Die Proben wurden in der Materialprüfmaschine durch selbstkonstruierte Probenhalterungen fixiert. Die Herstellung der Fixiermodule erfolgte in Zusammenarbeit mit der Werkstatt für Feinmechanik des Physiologischen Institutes der Universität Würzburg. Die Halterungen wurden aus Aluminium und Messing hergestellt. Zur Installation der Osteosynthese wurde ein Handbohrer mit zwei Bohraufsätzen (2,0 mm und 2,7 mm) und zwei Sechskantschraubendreher (Synthes, Umkirch, Deutschland; Normed, Tuttlingen, Deutschland) verwendet. Für das winkelstabile Implantat wurde zusätzlich ein Bohrkanalaufsatz eingesetzt.

Die Versuche erfolgten im oberen Prüfraum der Materialprüfmaschine Zwick / Roell Z020 mit den hierfür angefertigten Fixiermodulen (proximal und distal). Die Prüfvorschriften wurden in TestXpert II erstellt. Die Proben wurden nach jedem Versuch fotodokumentiert und archiviert.

Proximale und distale Fixierungseinheit für  
Synbone-Fraktur-Modell  
August 2008  
Aufsatz für Zwick/Roell Z020

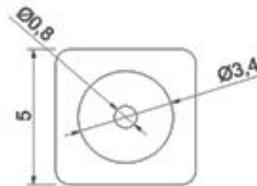
Seitenansichten



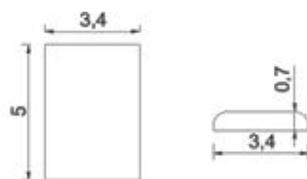
Draufsicht (von oben)



Draufsicht (von unten)



Klemmplatten aus Messing (proximale Fixierung)



Klemmplatten aus Messing (distale Fixierung)



Abbildung 14: Konstruktionsplan der Fixiermodule



**Abbildung 16:** Instrumentarium zur Befestigung der Osteosynthese



**Abbildung 15:** Biomechanischer Messplatz der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Würzburg



**Abbildung 17:** Abbildung der Fixiermodule (Ansicht von vorne und oben)

## 4.4 Versuchsablauf

### 4.4.1 Experimente mit proximaler und distaler Verschraubung

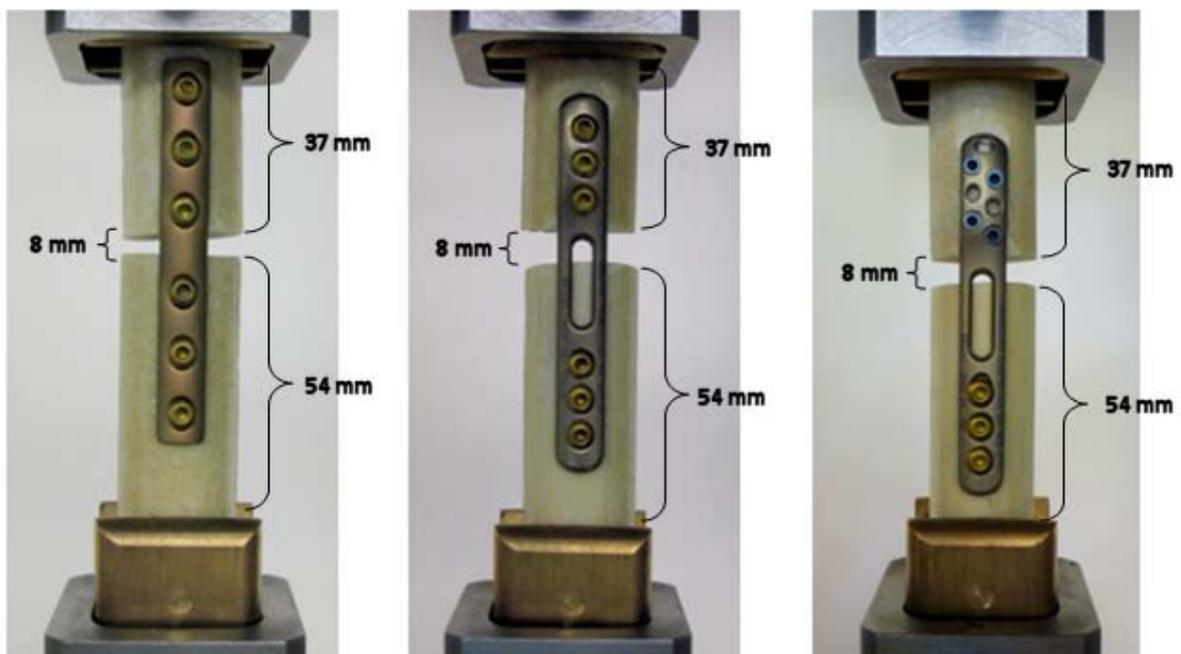
Ziel der Experimente ist die Analyse des Implantatverhaltens bei proximaler und distaler Schraubenfixation im Kunstknochen während der Simulation eines Supinations-Eversions-Traumas. Die Außenrotation der Fibula, welche in vivo während der Frakturentstehung durch eine Außenrotation des Talus hervorgerufen wird, wurde hierbei durch eine Rotation des oberen Fixiermoduls und folglich des anatomisch distal gelegenen Knochenfragments simuliert.

Für das distale Kunstknochenelement wurde hierfür eine Länge von 67 mm gewählt. Das proximale Schaftelement wurde auf eine Länge von 104 mm zurechtgeschnitten. Die weitere Vorbereitung erfolgte wie unter 4.2 beschrieben. Bei der Installation im oberen Prüfraum wurde das anatomisch distal gelegene Knochenfragment im oberen Fixiermodul befestigt und das anatomisch proximal gelegene Knochenfragment im unteren Fixiermodul. Die Distanz der proximalen und distalen Knochenfragmente (Verschraubungsblöcke) wurde auf 8 mm festgelegt. Das zu testende Implantat wurde präzise auf der Malleolenkontur im proximalen Bereich des distalen Kunstknochens fixiert. Die Testung der Konturenplatte I erfolgte hierbei mit drei konventionellen AO Spongiosaschrauben mit einem Schaftdurchmesser von 4,0 mm in den drei distalen Löchern der Platte. Hierbei wurden die beiden äußeren Schrauben im Lot zur Platte, also jeweils konvergierend in einem Winkel von ca.  $15^\circ$  zur mittleren Schraube, eingebracht. Die notwendigen Schraubenlöcher wurden hierfür mit einem AO 2,5 mm Bohrer gebohrt. Die AO-Drittelrohrplatte wurde hierfür manuell an die Malleolenkontur angeformt und anschließend ebenfalls mit AO 4,0 mm Spongiosaschrauben versorgt. Die Testung der Konturenplatte II erfolgte mit vier winkelstabilen 2,7 mm Schrauben. Hierbei wurden diese in den beiden, dem Frakturspalt am nächsten sowie am entferntesten nebeneinander liegenden Schraubenlöchern versenkt. Die Löcher wurden mit Hilfe eines 2,0 mm Bohrers mit Bohrkanalaufsatz manuell in den Kunstknochen gebohrt.

Im proximalen Verschraubungsblock wurden alle drei Implantate mit drei Kortikalisschrauben mit einem Schaftdurchmesser von 3,5 mm versorgt. Hierbei wurde die mediale „Kortikalis“, bestehend aus einer 0,5 mm dicken Schicht aus 2-

Komponenten-Hochleistungs-Kleber, durchbohrt, um eine bikortikale Verankerung zu simulieren. Die notwendigen Schraubenlöcher wurden hierfür mit einem AO 2,5 mm Bohrer gebohrt. Die distalen Schrauben wurden unikortikal mit Hilfe eines Schraubendrehers manuell eingebracht. Die Festigkeit der winkelstabilen Schrauben wurde durch das Einrasten des Schraubenkopfgewindes im Schraubenloch gewährleistet. Hierfür wurde das notwendige Drehmoment zur Verankerung der Schrauben mit Hilfe eines Drehmomentschlüssels vor Versuchsbeginn bestimmt. Die winkelstabilen Schrauben wurden mit  $106 \pm 10.8$  Ncm ( $n = 20$ ) in das Implantat eingebracht. In Vorversuchen wurde in diesem Zusammenhang zusätzlich eine Deformierung des Schrauben-/Plattengewindes bei einem Drehmoment von  $219 \pm 11$  Ncm ( $n = 20$ ) ermittelt.

Die verwendeten Schrauben waren stets 2 mm länger als die Dicke der Verschraubungsblöcke, da der Schraubenkopf außerhalb der Knochenstruktur im Implantat zum liegen kam. Die Knochenelemente wurden durch je zwei Klemmplatten aus Messing im oberen (Fixierung über eine Länge von 30 mm) und unteren Fixiermodul (Fixierung über eine Länge von 50 mm) verankert. Die Klemmplatten wurden durch von außen eingebrachte Schrauben fixiert. Durch ein im Boden der Fixiermodule eingelassenes Sichtloch konnte eine exakte Einbettung des Kunstknochens in der Rotationsachse der Konstrukts erfolgen.



**Abbildung 18:** 1/3-Rohrplatte, Konturenplatte I und Konturenplatte II bei proximaler und distaler Fixierung

Der Versuch erfolgte in Form einer Torsionsgrenzkraft-Messung. Hierbei wurden je 5 Proben der drei zu testenden Implantate (AO-Drittelrohrplatte, Konturenplatte I, Konturenplatte II) mit einer Schraubenlänge von 20 mm (L20) getestet.

Vor Versuchsbeginn wurde das komplette Konstrukt entlastet. Um eine konstante minimale axiale Belastung des Konstrukts zu gewährleisten, erfolgte die Testung mit einer axialen Vorkraft von 1 N, welche über den gesamten Versuchszeitraum aufrechterhalten wurde. Des Weiteren wurde ein Vormoment von 1 Nmm angefahren. Nach Erreichen der Vorkraft und des Vormomentes erfolgte eine Rotation des oberen Fixiermoduls und somit des Platten-Schrauben-Konstrukts um 90° mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 5 °/s. Nach Beendigung der Rotation wurde das Konstrukt entlastet. Das Ausrissverhalten der Probe wurde während des Versuchs sowohl am Steuerungscomputer mit TestXpert II überwacht als auch visuell im oberen Prüfraum der Testmaschine verfolgt. Insbesondere wurde hierbei auf den Ort des primären Implantatversagens geachtet.

#### **4.4.2 Experimente mit isolierter distaler Verschraubung**

Ziel der Ausrissversuche ist die Stabilitätstestung des Schrauben-Platten-Konstrukts im Bereich distal des Frakturspaltes. Hierbei sollen die Eigenschaften und Unterschiede des winkelstabilen Systems im Vergleich zum konventionellen System aufgezeigt werden. Eine Außenrotation der Fibula, welche „in vivo“ während der Frakturentstehung durch eine Außenrotation des Talus hervorgerufen wird, wurde durch eine Rotation des oberen Fixiermoduls und folglich des Implantates simuliert.

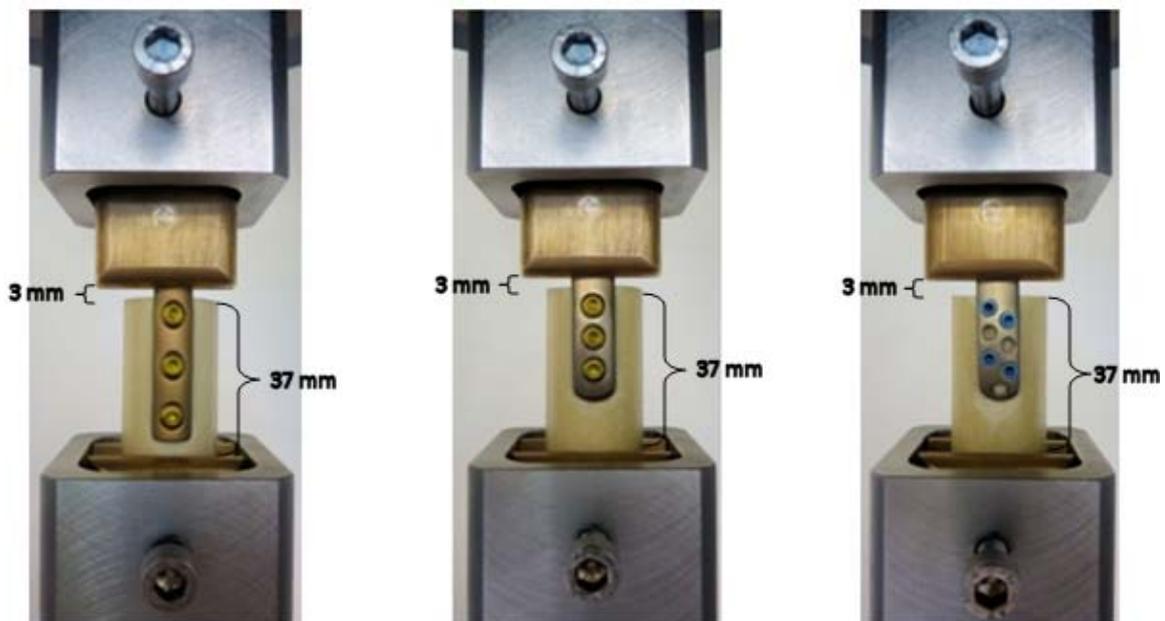
Der Frakturspalt von 3 mm wurde hierbei durch den Freiraum oberhalb der Malleolenkontur simuliert. Die proximale Begrenzung des Spaltes erfolgte durch die Messingfixierung der Platte im proximalen Fixiermodul. Das zu testenden Implantat wurde hierfür präzise auf der Malleolenkontur des Kunstknorpels fixiert. Alle drei Osteosynthesen wurden wie in 4.4.1 erläutert im distalen Knochenfragment verankert.

Der proximale Plattenanteil wurde durch zwei Klemmplatten aus Messing fest im Zentrum des proximalen Fixiermoduls verankert. Diese wurden durch von außen eingebrachte Schrauben fixiert. Durch das eingelassene Sichtloch konnte eine exakte Einbettung der Platte in der Rotationsachse der Konstrukts erfolgen.

Der Kunstknochen wurde nach dem gleichen Prinzip im unteren Fixiermodul (Fixierung über eine Länge von 30 mm) befestigt. Die Variabilität des Klemmplattenabstandes ermöglichte die Testung von osteoporotischen Kunstknochen unterschiedlicher Dicken (12 mm, 14 mm, 18 mm).

Es erfolgten einfache Ausrissversuche in Form einer Torsionsgrenzkraft-Messung sowie zyklische Testungen mit anschließender Torsionsgrenzkraft-Messung.

Die Ausrissversuche der Torsionsgrenzkraft-Messung erfolgten mit der Konturenplatte I und II in den Schraubenlängen 14 mm (L14), 16 mm (L16) und 20 mm (L20) sowie mit der AO-Drittelrohrplatte in der Schraubenlänge 20 mm (L20). Es wurden je zehn Implantate bei unterschiedlichen Kunstknochenstärken evaluiert.



**Abbildung 19:** AO-Drittelrohrplatte (links, 3x 4,0 mm Schrauben), Konturenplatte I (Mitte, 3x 4,0 mm Schrauben) und Konturenplatte II (rechts, 4x winkelstabile 2,7 mm Schrauben) in Versuchssetting

#### 4.4.2.1 Ausrissversuche

Der Prüfungsablauf ist identisch mit dem des Ausrissversuchs mit proximaler und distaler Verschraubung (4.4.1). Das Ausrissverhalten der Probe wurde während des Versuchs sowohl am Steuerungscomputer mit TestXpert II überwacht (Rotationswinkel, Drehmoment und axiale Belastung) als auch visuell im oberen Prüfraum der Testmaschine beobachtet. Hierbei wurde insbesondere auf das Ausschneiden der

Schrauben (Displacement in mm) aus dem Knochenfragment geachtet. Insgesamt wurden 70 Proben der Torsionsgrenzkraft-Messung zugeführt.

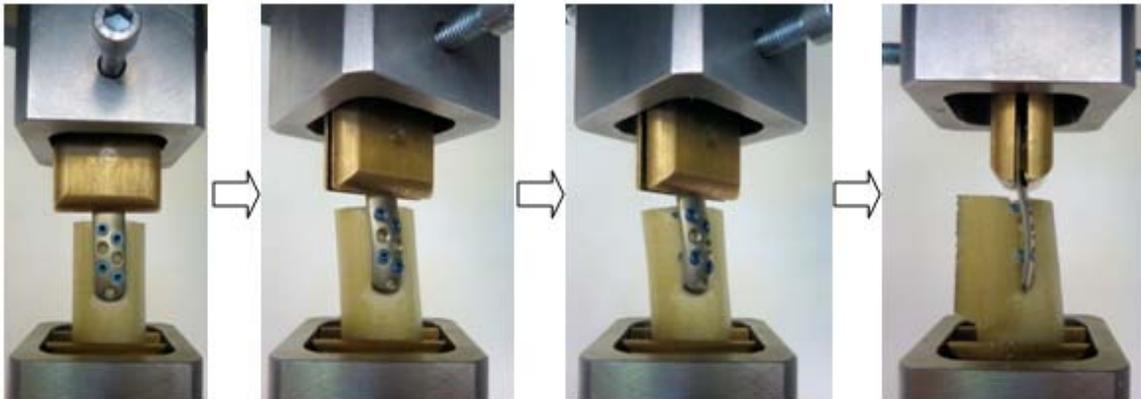


Abbildung 20: Ablauf der Torsionsgrenzkraft-Messung (Konturenplatte II, L16)

#### 4.4.2.2 Zyklische Testung

Die zyklische Testung erfolgte ausschließlich mit der Konturenplatte I und der Konturenplatte II mit den Schraubenlängen 16 mm (L16) und 20 mm (L20).

Die Proben wurden hierbei zu Beginn komplett entlastet. Die Testung erfolgte mit einer axialen Vorkraft von 1 N, welche über den gesamten Versuchszeitraum aufrechterhalten wurde. Des Weiteren wurde ein Vormoment von 1 Nmm angefahren. Anschließend erfolgte eine zyklische Torsionsbelastung mit einem Drehmoment in Höhe von 20% des für die spezifische Kunstknochendicke in der Torsionsgrenzkraft-Messung ermittelten Drehmomentes bei Versagen. Es wurden 4000 drehmomentgesteuerte Zyklen mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 10 °/s angefahren und nach jedem Zyklus entlastet. Während der zyklischen Testung wurde durch die Messung des Winkels (Bewegungsspielraum des Konstrukts während der Testung) bei folgenden Zyklusintervallen 1-10 und 3981-4000 das Displacement (in °) bestimmt. Nach Durchführung der 4000 Zyklen erfolgte eine abschließende Torsionsgrenzkraft-Messung wie in 4.4.2.1 beschrieben. Aus Gründen der Arbeitsspeicherlimitierung wurde die zyklische Testung formal in 2 x 2000 Zyklen aufgeteilt und anschließend die Torsionsgrenzkraft-Messung durchgeführt. Hierdurch konnte eine ausreichende Aufzeichnungsfrequenz von 16 Hz in der zyklischen Testung und 50 Hz in der Torsionsgrenzkraft-Messung gewährleistet werden. Insgesamt durchliefen 40 Proben die zyklische Testung sowie die anschließende Torsionsgrenzkraft-Messung.

## 4.5 Messparameter und statistische Auswertung

Die Aufarbeitung und statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit Hilfe von Excel 2007 (Microsoft, München, Deutschland) und Statistica 8.0 (StatSoft, Hamburg, Deutschland) durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte unter Betreuung der Studentischen Statistischen Beratung des Lehrstuhls für Mathematische Statistik der Universität Würzburg (Betreuung durch Frau K. Lurz, November 2007). Da bei den erhobenen Daten nicht zwangsläufig von normalverteilten Werten auszugehen war, wurde für die statistische Auswertung auf nichtparametrische Verfahren zurückgegriffen. Hierbei kam der Mann-Whitney-U Test zum Einsatz, welcher sich für die Auswertung bei kleinen Gruppengrößen eignet. Es wurden sowohl die Mittelwerte mit Standardabweichung bestimmt als auch die Mediane mit entsprechendem Wertebereich (minimaler und maximaler Wert). Für das Signifikanzniveau gilt im Weiteren  $p < 0,01$  (hochsignifikant),  $p < 0,05$  (signifikant) und  $p > 0,05$  (nicht signifikant, kurz: n.s.). Die im Text angegebenen Messwerte sind die jeweiligen Mittelwerte mit Standardabweichung der Versuchsergebnisse. Die entsprechenden Mediane mit Wertebereich sind im Ergebnisanhang aufgelistet. Des Weiteren findet sich dort eine Übersicht aller Ergebniswerte (Rohdaten vor statistischer Bearbeitung).

Im Folgenden werden die verwendeten Messparameter erläutert. Abgesehen vom Parameter Displacement (in °) des Gesamtkonstrukts, welcher nur in der zyklischen Testung zum Einsatz kam, wurden alle Parameter in den durchgeführten Versuchsreihen bestimmt. Allerdings wurde der Parameter Displacement (in mm) nur bei Testungen mit einer Schraubenlänge von 20 mm (L20) gemessen.

### **Drehmoment bei Versagen (1)**

Zur Bestimmung des Drehmomentes bei Versagen (Nm) wird das erste Maximum (Wendepunkt) der Kurve (y-Achse: Torsion in Nm; x-Achse: Rotationswinkel in °) gewählt. Dieses korreliert mit einer sichtbaren Veränderung der Schraubenhaftung im Schrauben-Platten-Konstrukt.

### **Ausrisswinkel bei Versagen (2)**

Zur Bestimmung des Ausrisswinkels (°) wird der zum Drehmoment bei Versagen (1) gehörende Torsionswinkel gewählt.

### **Maximales Drehmoment (3)**

Zur Bestimmung des maximalen Drehmomentes (Nm) wird das absolute Maximum des Versuchsgraphen [y-Achse: Torsion (Nm); x-Achse: Rotationswinkel (°)] gewählt. Dieses korreliert mit dem endgültigen Versagen des Schrauben-Platten-Konstrukts.

### **Zum Versagen führende Energie (4)**

Zur Ermittlung der Energie (Nm), welche bis zum erstmaligem Abfall des Drehmomentes (erstes Drehmomentmaximum) aufgebracht wird, wurde die Fläche unterhalb des Graphen mit Hilfe von MS Excel 2007 berechnet (*englisch*: „area under the curve“). Sie gilt als Maß für die zum Versagen des jeweiligen Implantates benötigte Energie.

### **Steifigkeit (5)**

Zur Bestimmung der Steifigkeit (Nmm/°) wird die Steigung des Graphs im initial elastischen Verformungsbereich des Schrauben-Platten-Konstrukts ermittelt. Sie entspricht der Steifigkeit des Gesamtkonstrukts.

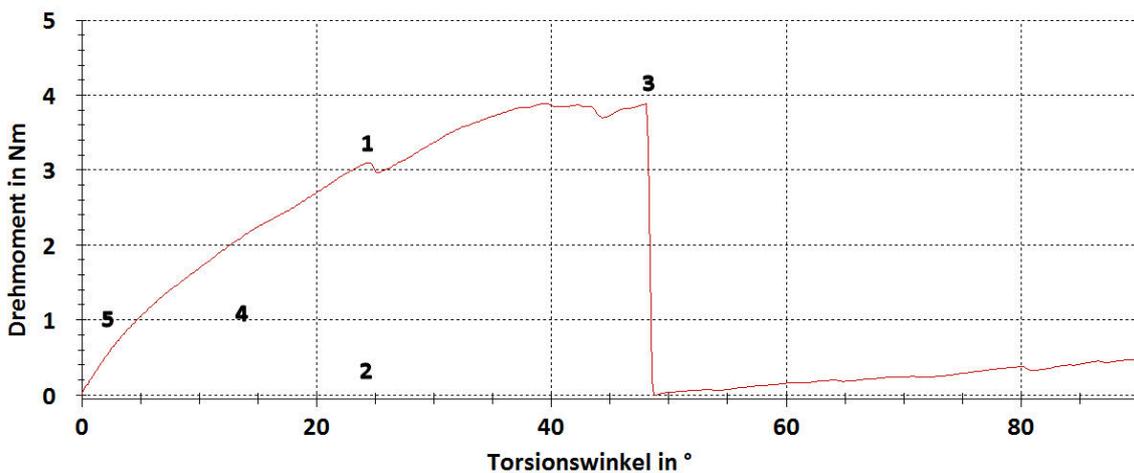


Abbildung 21: Übersicht der Messparameter (entsprechend Nummerierung)

### **Displacement (in mm) der Schrauben im Kunstknochen**

Während des Ausrissversuchs in der L20 Torsionsgrenzkraft-Messung und zyklischen Testung (bei Rotation bis 90° bzw. bis eventueller vorheriger Fragmentabsprengung) wird das Ausschneiden der Schrauben aus dem Kunstknochen visuell verfolgt und mit Hilfe einer Messskala während der Testung manuell erfasst. Hierbei wird der Abstand zwischen Knochen und Plattenrand als Displacement (in mm) der Schrauben angegeben.

### **Displacement (in °) des Gesamtkonstrukts während der zyklischen Testung**

Das Displacement (in °) wird durch die Aufzeichnung des Winkels am Ende der zyklischen Testung (Mittelwert aus den Zyklen 3981-4000) sowie durch den Unterschied zwischen dem Winkel zu Beginn (Mittelwert aus den Zyklen 1-10) und zum Ende (Mittelwert aus den Zyklen 3981-4000) der zyklischen Testung bestimmt. Es gibt Aufschluss über ein Implantatversagen während der zyklischen Testung.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Experimente mit proximaler und distaler Verschraubung

Der Schwerpunkt dieser Torsionsgrenzkraft-Messung lag auf der örtlichen Erfassung des Implantatversagens. Unter direkter Kontrolle wurden die Parameter Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel bei Versagen, maximales Drehmoment, zum Versagen führende Energie und Steifigkeit bestimmt. Zusätzlich wurde das Displacement (in mm) der Schrauben während des Versuches erfasst. Es wurden in jeder Gruppe je fünf Proben getestet (je  $n=5$ ). Die angegebenen Werte stellen die Mittelwerte mit Standardabweichung dar. Die genauen Einzelwerte sind im Ergebnisanhang aufgelistet.

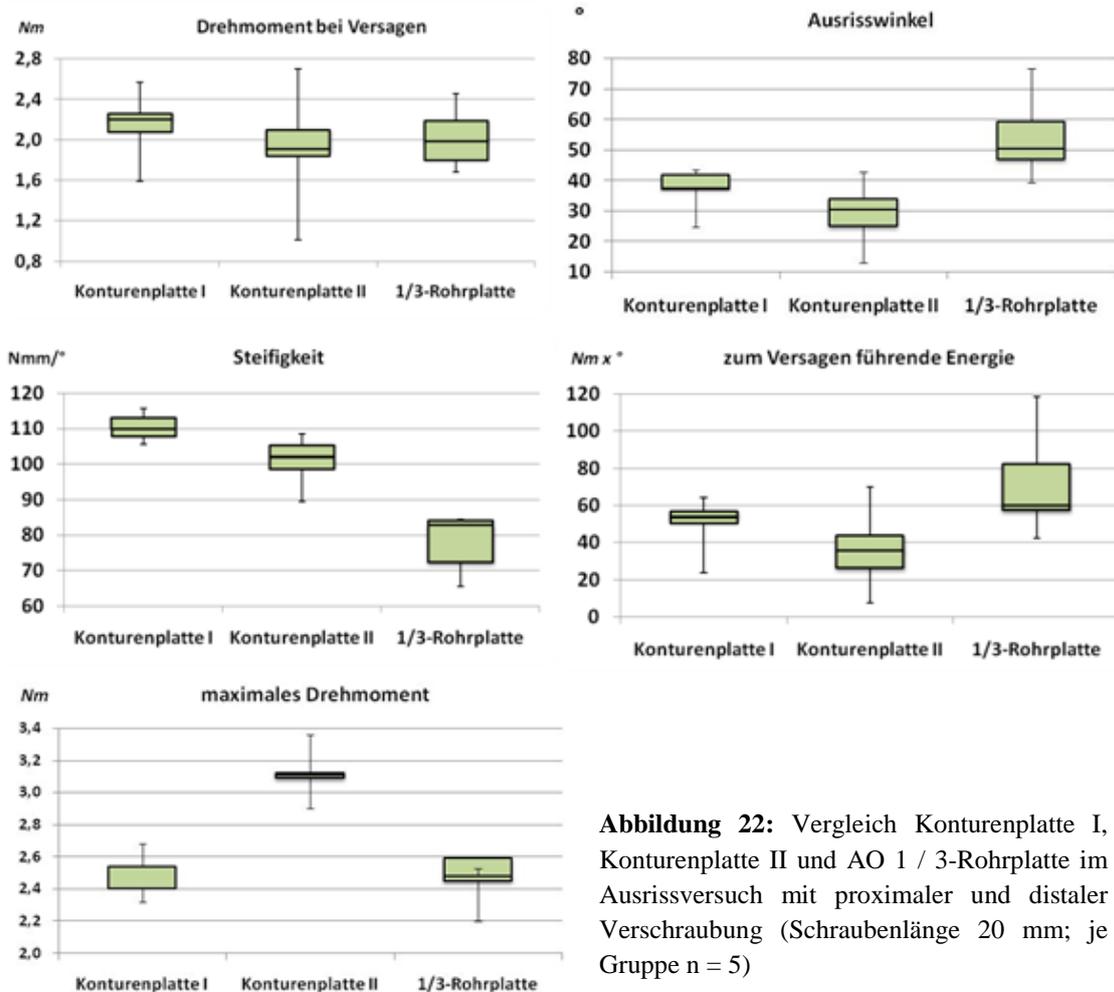
Die **Konturenplatte I** zeigte stets eine Auslockerung der **distalen** Schrauben (Drehmoment bei Versagen:  $2,1 \text{ Nm} \pm 0,36 \text{ Nm}$ ; Ausrisswinkel:  $37,1^\circ \pm 7,3^\circ$ ; Steifigkeit:  $110,0 \text{ Nmm}/^\circ \pm 4,00 \text{ Nmm}/^\circ$ ; Energie:  $49,7 \text{ Nm} \pm 15,4 \text{ Nm}$ ). Das Displacement am Malleolus wurde mit 2-5 mm gemessen. Das maximale Drehmoment betrug  $2,5 \text{ Nm} \pm 0,13 \text{ Nm}$ .

Die **AO-Drittelrohrplatte** zeigte ebenfalls in **vier** Fällen ein primäres Versagen des Implantates am **distalen** Fragment (Displacement 2-4 mm), welches mit einem ersten lokalen Maximum (Drehmoment:  $2,0 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ ; Ausrisswinkel:  $54,7^\circ \pm 14,3^\circ$ ; Steifigkeit:  $77,9 \text{ Nmm}/^\circ \pm 8,5 \text{ Nmm}/^\circ$ ; Energie:  $72,1 \text{ Nm} \pm 29,4 \text{ Nm}$ ) in Zusammenhang gebracht werden konnte. Das maximale Drehmoment belief sich auf  $2,48 \text{ Nm} \pm 0,17 \text{ Nm}$ . Zusätzlich war hier eine deutliche Eigentorquierung der Platte zu erkennen.

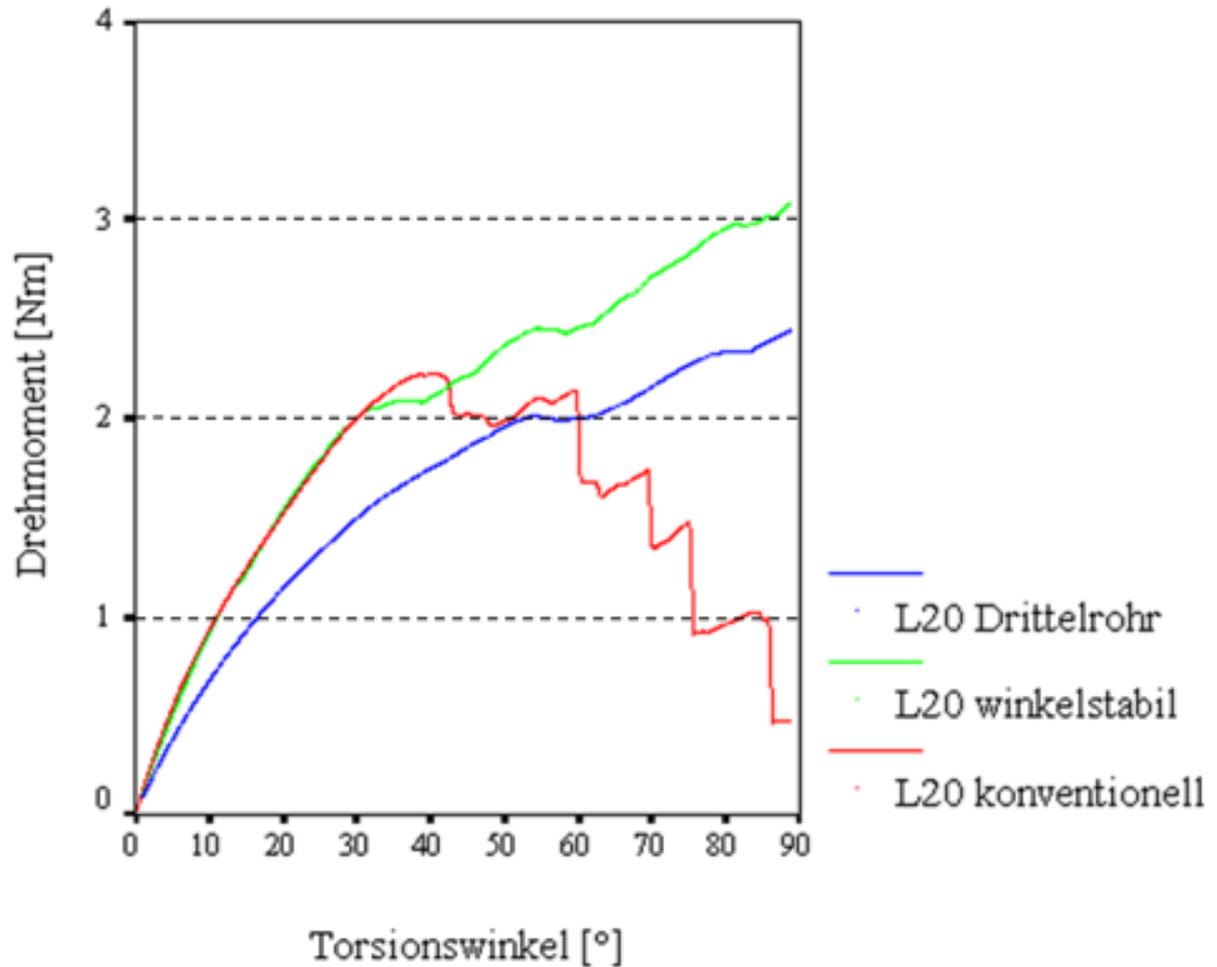
Im Gegensatz zur Konturenplatte I und AO-Drittelrohrplatte zeigte die **Konturenplatte II** ein **primäres Versagen stets am proximalen Fragment** (Displacement 4-6 mm). Erst anschließend erfolgte eine leichte Auslockerung der Schrauben im distalen Bereich (Displacement 1 mm). Das erste lokale Maximum (Drehmoment:  $1,91 \text{ Nm} \pm 0,6 \text{ Nm}$ ; Ausrisswinkel:  $29,1^\circ \pm 11,1^\circ$ ; Steifigkeit:  $100,8 \text{ Nmm}/^\circ \pm 7,3 \text{ Nmm}/^\circ$ , Energie:  $36,5 \text{ Nm} \pm 22,9 \text{ Nm}$ ) korrelierte hierbei mit einem proximalen Versagen des Implantates. Das maximale Drehmoment betrug  $3,11 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ .

Das **Drehmoment bis zum Beginn des Versagens** zeigte zwischen den drei Implantaten **keinen** signifikanten **Unterschied**. Der **Ausrisswinkel** der Drittelrohrplatte war

gegenüber den beiden Konturenplatten signifikant **erhöht** ( $p < 0,05$ ). Die **Steifigkeit** war für alle drei Implantate signifikant **verschieden** (Drittelrohr vs. K II:  $p < 0,01$ ; K I vs. K II:  $p < 0,05$ ) und nahm von der Konturenplatte I über die Konturenplatte II zur Drittelrohrplatte ab. Die **notwendige Energie** zum Erreichen eines ersten Drehmomentabfalls (Versagen) war zwischen den beiden Konturenplatten **nicht verschieden** (n.s.). Die Drittelrohrplatte zeigte hierbei scheinbar geringfügig höhere Werte ( $p = 0,075$ ). Das **maximale Drehmoment** war bei der **Konturenplatte II** signifikant **höher** als bei den beiden Vergleichsimplantaten (K II vs. Drittelrohrplatte:  $p < 0,01$ ; K II vs. K I:  $p < 0,01$ ). Abbildung 23 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.



**Abbildung 22:** Vergleich Konturenplatte I, Konturenplatte II und AO 1 / 3-Rohrplatte im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 5)



**Abbildung 23:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit proximaler und distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 5)



**Abbildung 24:** Proben nach Testung im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung

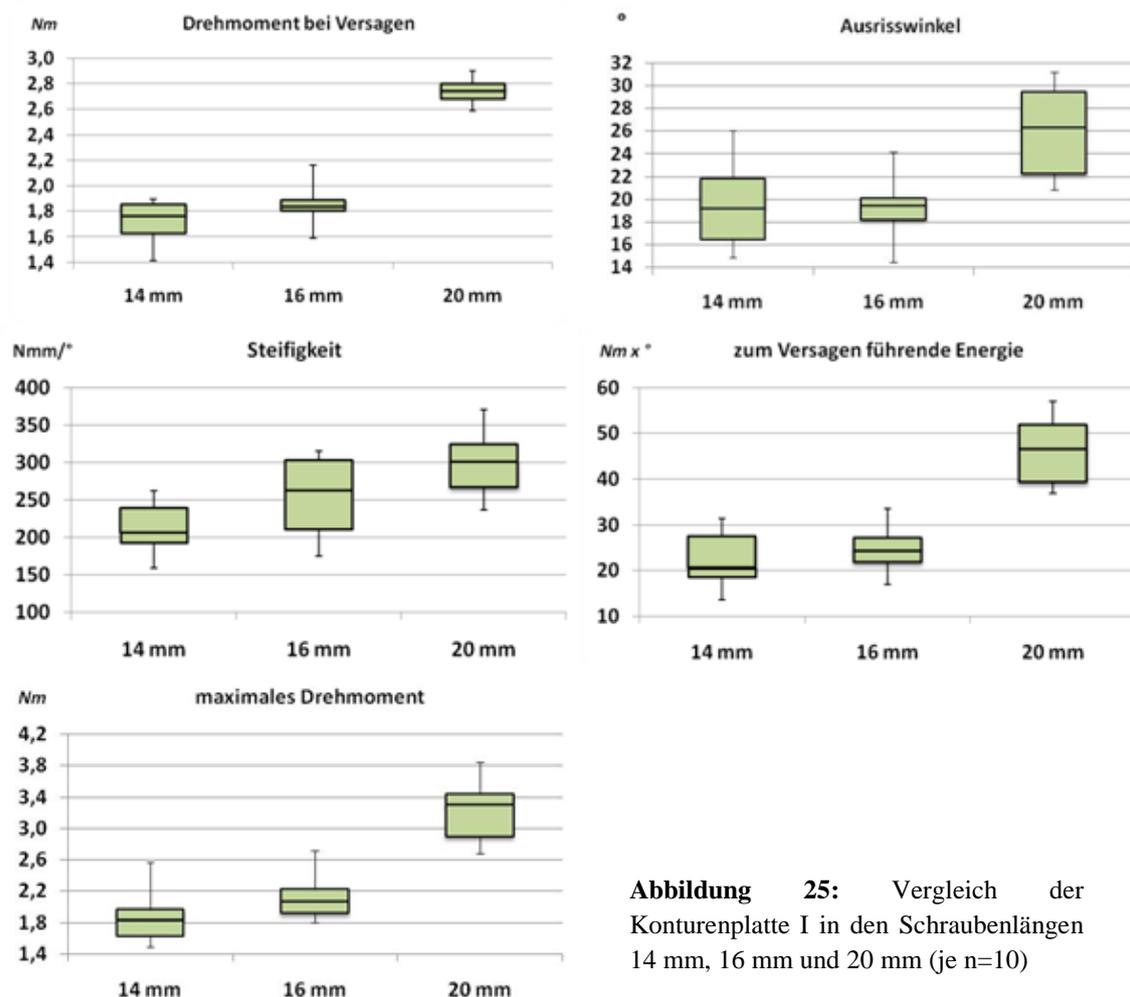
*Erläuterung* zu Abbildung 24: Konturenplatte II (2 Bilder; links), Konturenplatte I (mittig) und AO-Drittelrohrplatte (rechts)

## 5.2 Experimente mit isolierter distaler Verschraubung

### 5.2.1 Ergebnisse der Ausrissversuche

Die Torsionsgrenzkraft-Messung erfolgte in den Kunstknochendicken 12 mm, 14 mm und 18 mm. Folglich kamen die Schraubenlängen 14 mm (L14), 16 mm (L16) und 20 mm (L20) zum Einsatz, welche im klinischen Alltag häufig zur Standardversorgung eingesetzt werden.

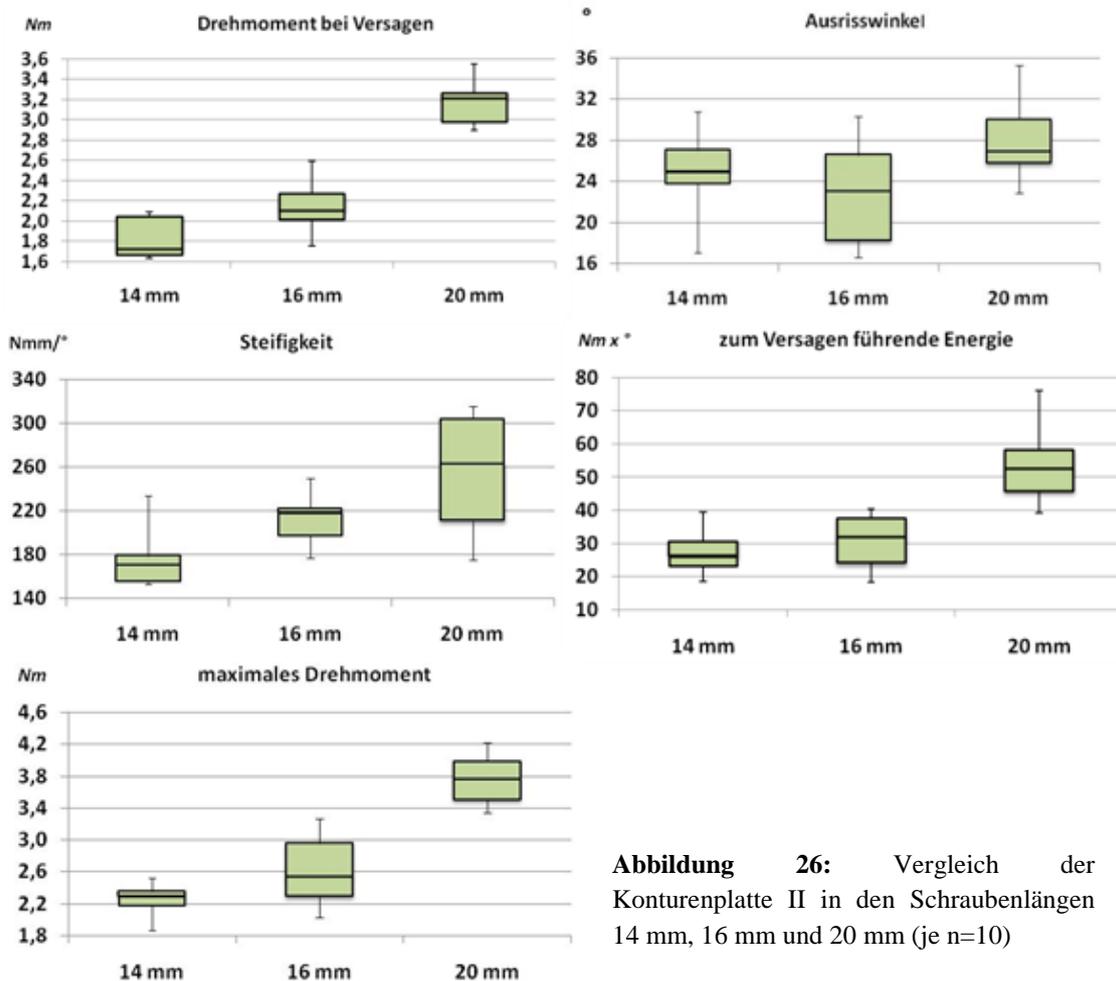
#### Vergleich der Schraubenlängen 14 mm vs. 16 mm vs. 20 mm (Konturenplatte I)



**Abbildung 25:** Vergleich der Konturenplatte I in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm (je n=10)

Mit **wachsender Schraubenlänge** ließ sich für die **Konturenplatte I** eine **Zunahme** (zwischen L14 und L20) von **Drehmoment bei Versagen** (58,7%), **Ausrisswinkel** (33,3%), **Steifigkeit** (40,9%), **zum Versagen führende Energie** (108,6%) und **maximalem Drehmoment** (70%) festhalten. Die Steigerung zwischen den Schraubenlängen L14 und L16 war hierbei jedoch in keiner der Messparameter signifikant (n.s.). Einzig die Zunahme des maximalen Drehmoments zeigte einen signifikanten Trend ( $p=0,088$ ). Ab einer Schraubenlänge von 16 mm war die Zunahme für alle Messparameter hoch signifikant ( $p_{\text{Drehmoment}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Ausrisswinkel}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Steifigkeit}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Energie}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Drehmoment}_{[\text{max}]}} < 0,01$ ). Dies ließ sich ebenso anhand einer mit wachsender Schraubenlänge positiv signifikanten ( $p < 0,05$ ) Spearman Rangkorrelation nachvollziehen ( $\rho_{\text{Drehmoment}} = 0,8$ ;  $\rho_{\text{Ausrisswinkel}} = 0,58$ ;  $\rho_{\text{Steifigkeit}} = 0,68$ ;  $\rho_{\text{Energie}} = 0,8$ ;  $\rho_{\text{Drehmoment}_{[\text{max}]}} = 0,8$ ).

### Vergleich der Schraubenlängen 14 mm vs. 16 mm vs. 20 mm (Konturenplatte II)



**Abbildung 26:** Vergleich der Konturenplatte II in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm (je n=10)

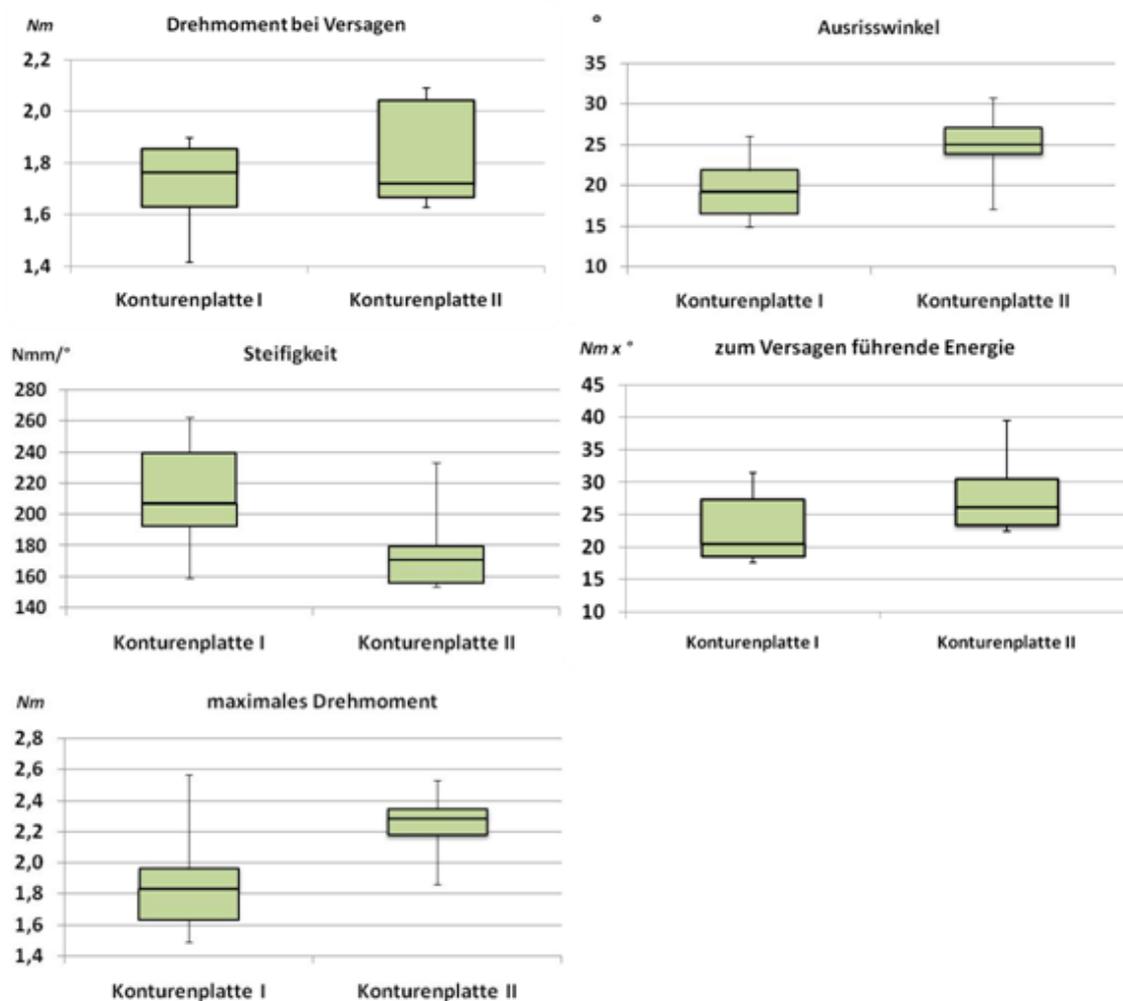
Mit **wachsender Schraubenlänge** zeigte die **Konturenplatte II** eine **Zunahme** (zwischen L14 und L20) von **Drehmoment bei Versagen** (73,8%), **Steifigkeit** (46,3%), **zum Versagen führende Energie** (96,7%) und **maximalem Drehmoment** (68%). Der Unterschied zwischen L14 und L16 war hierbei jedoch nur für den Parameter Drehmoment bei Versagen ( $p_{\text{Drehmoment}} < 0,05$ ) signifikant. Steifigkeitszunahme und Zunahme des maximalen Drehmomentes zeigten in diesem Bereich einen signifikanten Trend mit  $p_{\text{Steifigkeit}} = 0,07$  und  $p_{\text{Drehmoment}[\text{max}]} = 0,064$ . Die Zunahme ab einer Schraubenlänge von 16 mm war - abgesehen vom Parameter Steifigkeit (n.s.) - für alle Messparameter ( $p_{\text{Drehmoment}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Ausrisswinkel}} < 0,05$ ;  $p_{\text{Energie}} < 0,01$ ;  $p_{\text{Drehmoment}[\text{max}]} < 0,01$ ) signifikant. Der Ausrisswinkel verhielt sich hierbei nicht stetig, da er im Verlauf mit steigender Schraubenlänge zuerst abnahm ( $p = 0,41$ ), dann aber einen signifikanten Sprung aufwies. Dies ließ sich ebenso anhand der Spearmans Rangkorrelation nachvollziehen. Abgesehen vom Messparameter Ausrisswinkel ( $p > 0,05$ ) zeigten alle Parameter mit wachsender Schraubenlänge eine positiv signifikante ( $p < 0,05$ ) Rangkorrelation ( $\rho_{\text{Drehmoment}} = 0,85$ ;  $\rho_{\text{Ausrisswinkel}} = 0,29$ ;  $\rho_{\text{Steifigkeit}} = 0,61$ ;  $\rho_{\text{Energie}} = 0,74$ ;  $\rho_{\text{Drehmoment}[\text{max}]} = 0,82$ ).

Im Folgenden findet ein Vergleich der verschiedenen Implantate (Konturenplatte I, Konturenplatte II und AO-Drittelrohrplatte) bei unterschiedlichen Schraubenlängen statt. Die angegebenen Werte stellen die Mittelwerte mit Standardabweichung dar. Die genauen Einzelwerte sind im Ergebnisanhang aufgelistet.

### **Vergleich der Konturenplatten I und II (L 14)**

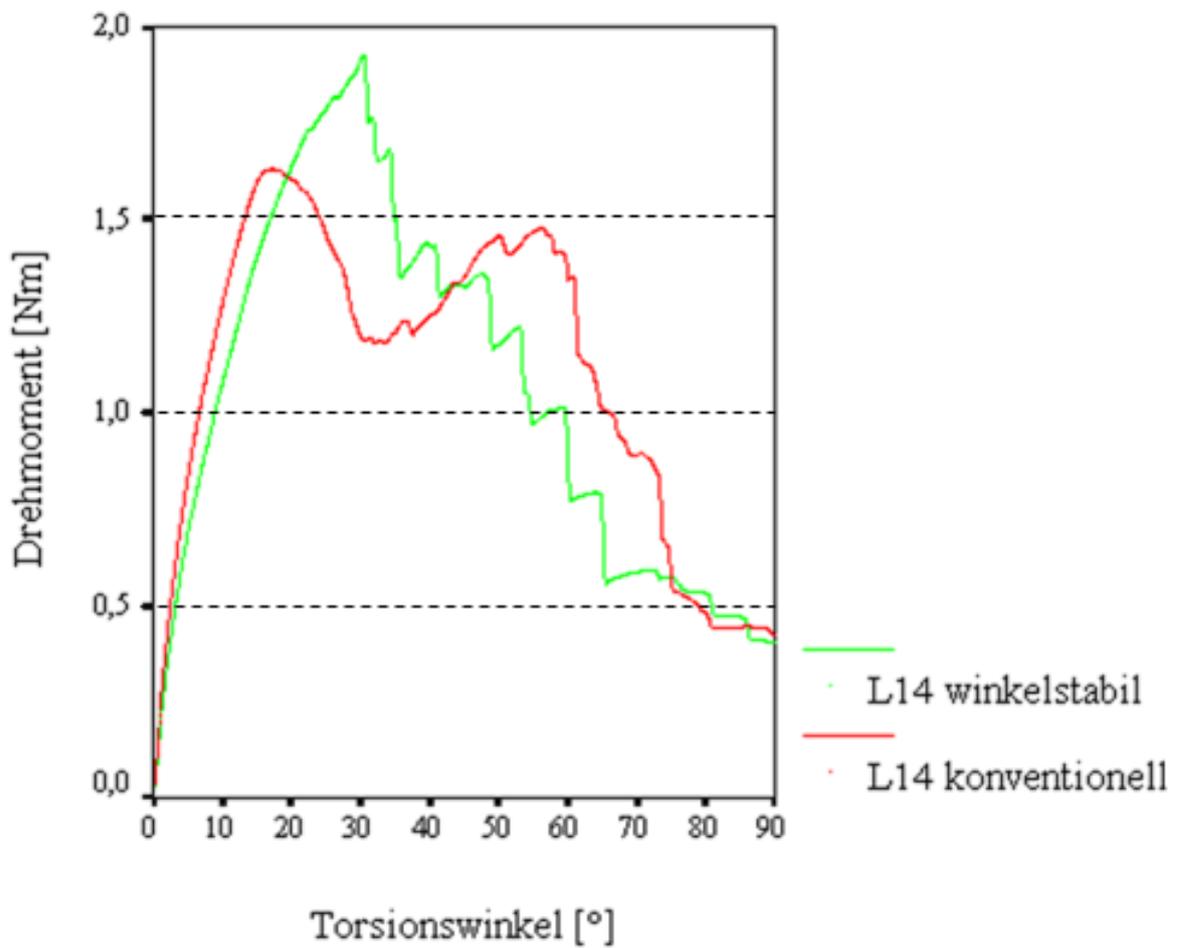
Im direkten Vergleich **zwischen** der **Konturenplatte I** ( $n = 10$ ) und der **Konturenplatte II** ( $n = 10$ ) bei einer Schraubenlänge von **14 mm** zeigte sich **kein** signifikanter **Unterschied** des **Drehmoments bei Versagen** ( $1,72 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$  vs.  $1,76 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$ ; n.s.) sowie der zum **Versagen führenden Energie** ( $22,1 \text{ Nm} \pm 5,98 \text{ Nm}$  vs.  $27,5 \text{ Nm} \pm 6,47 \text{ Nm}$ ; n.s.). Der **Ausrisswinkel** ( $19,5^\circ \pm 3,9^\circ$  vs.  $24,5^\circ \pm 4,1^\circ$ ;  $p < 0,05$ ) und das **maximale Drehmoment** ( $1,88 \text{ Nm} \pm 0,35 \text{ Nm}$  vs.  $2,25 \text{ Nm} \pm 0,19 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,05$ ) waren bei der **Konturenplatte II** signifikant **erhöht**. Die **Steifigkeit** war dahingegen auf der Seite der **Konturenplatte I** **erhöht** ( $212 \text{ Nmm}/^\circ \pm 34 \text{ Nmm}/^\circ$  vs.  $174,8 \text{ Nmm}/^\circ \pm 25 \text{ Nmm}/^\circ$ ;  $p < 0,05$ ).

Der letztlich starke Drehmomentabfall gegen Ende der Testung stellt den Moment des Maximalversagens dar. Dabei kommt es entweder zum vollständigen Ausschneiden der Schrauben aus dem Knochen oder zu einer oberflächlichen Teil- (ohne Beteiligung der „medialen“ Kortikalis) bzw. Vollfragmentabsprengung (mit Beteiligung der „medialen“ Kortikalis). Die **Konturenplatte I** zeigte hier in **neun** Fällen ein vollständiges Ausschneiden des Implantates. Nur in einem Fall kam es zu einer Vollfragmentabsprengung. Das **winkelstabile Implantat** zeigte hierbei in **zwei** Fällen ein vollständiges Ausschneiden und in **acht** Fällen die Absprengung eines Vollfragmentes. Abbildung 28 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.

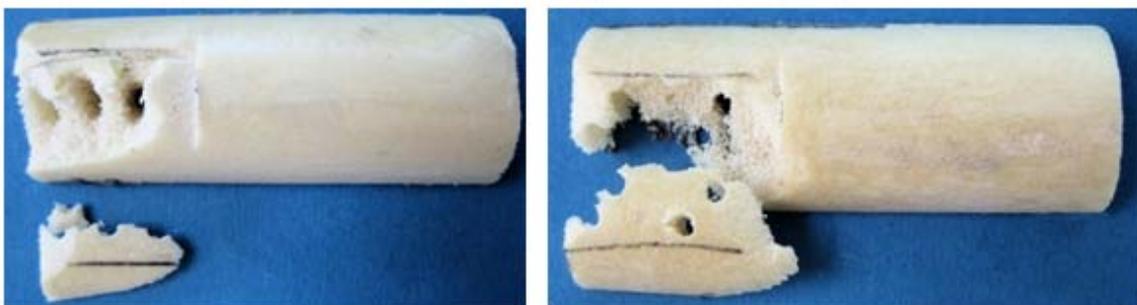


**Abbildung 27:** Vergleich L14 Konturenplatte I vs. II

*Erläuterung* zu Abbildung 27: Vergleich in Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel, Steifigkeit, zum Versagen führende Energie und maximalem Drehmoment (je n=10)



**Abbildung 28:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 14 mm; je Gruppe n = 10)

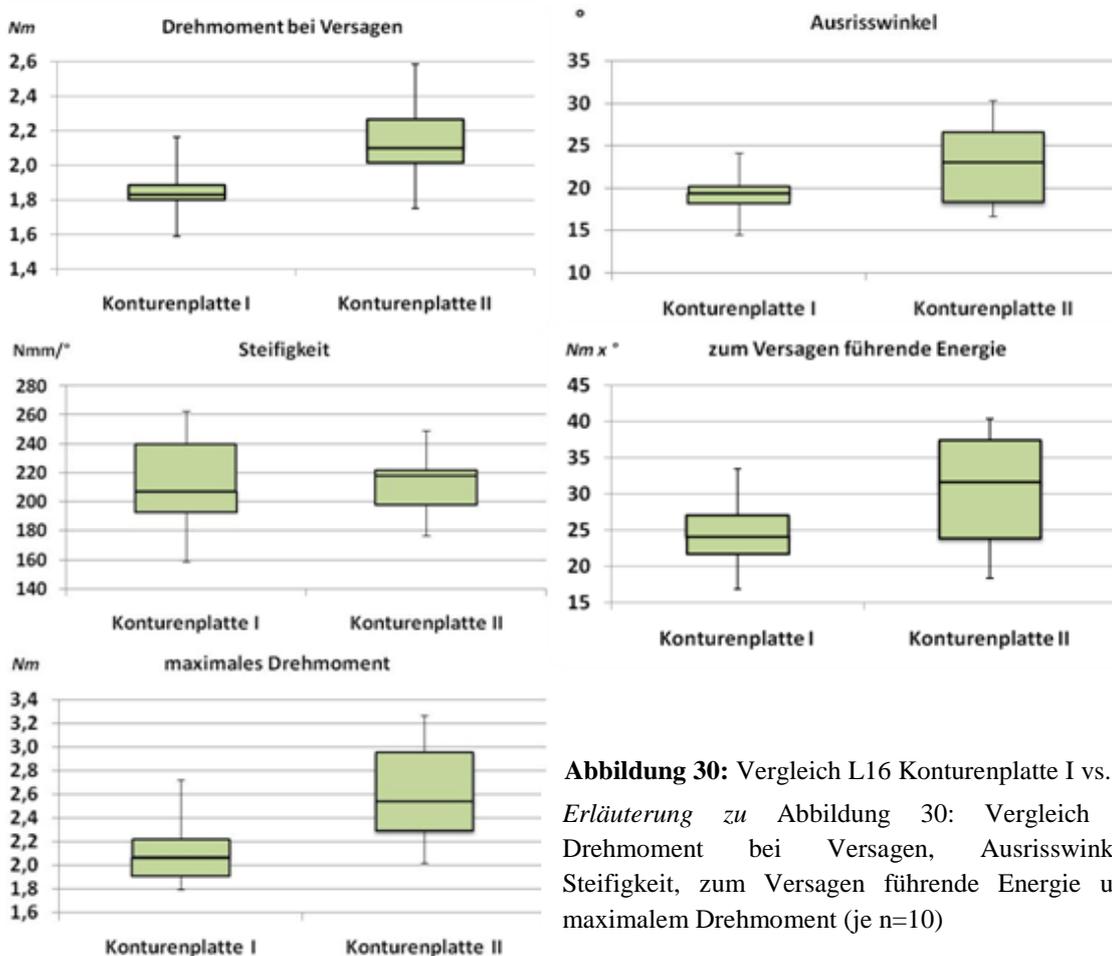


**Abbildung 29:** Versagensart L14 K I (links: Teilfragment) und L14 K II (rechts: Vollfragment) nach Torsionsgrenzkraft-Messung

## Vergleich der Konturenplatten I und II (L 16)

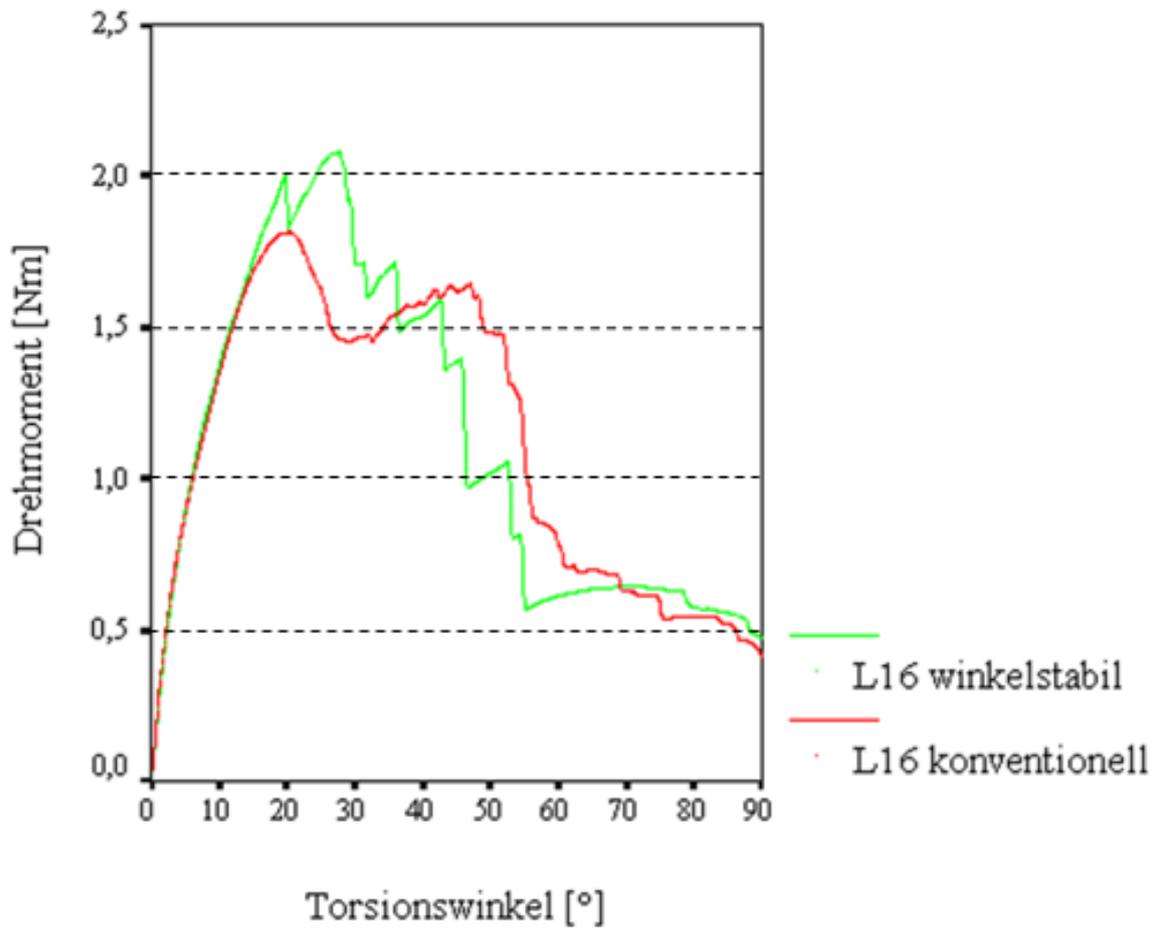
Bei einer Schraubenlänge von **16 mm** (je n=10) war das **Drehmoment bei Versagen** der **Konturenplatte II** signifikant **höher** als das der Konturenplatte I ( $1,84 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$  vs.  $2,15 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ). Die **zum Versagen führende Energie** war zwischen den beiden Konturenplatten **nicht** signifikant **verschieden** (K I:  $24,9 \text{ Nm} \pm 5,22 \text{ Nm}$  vs. K II:  $30,7 \text{ Nm} \pm 7,81 \text{ Nm}$ ; n.s.). Die **Steifigkeit** schien im Vergleich zur Testung mit 14 mm Schraubenlänge für beide Osteosynthesen **nicht** **verschieden** (n.s.). Das **maximale Drehmoment** war für das **winkelstabile Implantat** signifikant **erhöht** (K I:  $2,1 \text{ Nm} \pm 0,27 \text{ Nm}$  vs. K II:  $2,61 \text{ Nm} \pm 0,41 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ), wohingegen der Ausrisswinkel (K I:  $19,5^\circ \pm 2,9^\circ$  vs. K II:  $22,8^\circ \pm 4,9^\circ$ ; n.s.) keinen signifikanten Unterschied aufwies.

Die Versagensart der Konturenplatte I war in fünf Fällen eine oberflächliche Teilfragmentabsprengung, in weiteren fünf Fällen eine Vollfragmentabsprengung. Beim winkelstabilen Implantat kam es in allen zehn Fällen zu einer vollständigen Fragmentabsprengung.

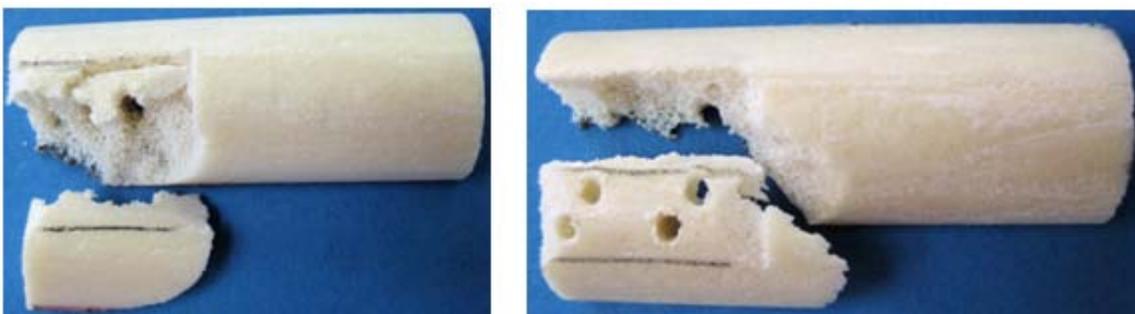


**Abbildung 30:** Vergleich L16 Konturenplatte I vs. II  
*Erläuterung zu* Abbildung 30: Vergleich in Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel, Steifigkeit, zum Versagen führende Energie und maximalem Drehmoment (je n=10)

Abbildung 31 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.



**Abbildung 31:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 16 mm; je Gruppe n = 10)



**Abbildung 32:** Versagensart L16 K I (links: Teilfragment) und L16 K II (rechts: Vollfragment) nach Torsionsgrenzkraft - Messung

## Vergleich der Konturenplatten I, II und der AO-Drittelrohrplatte (L 20)

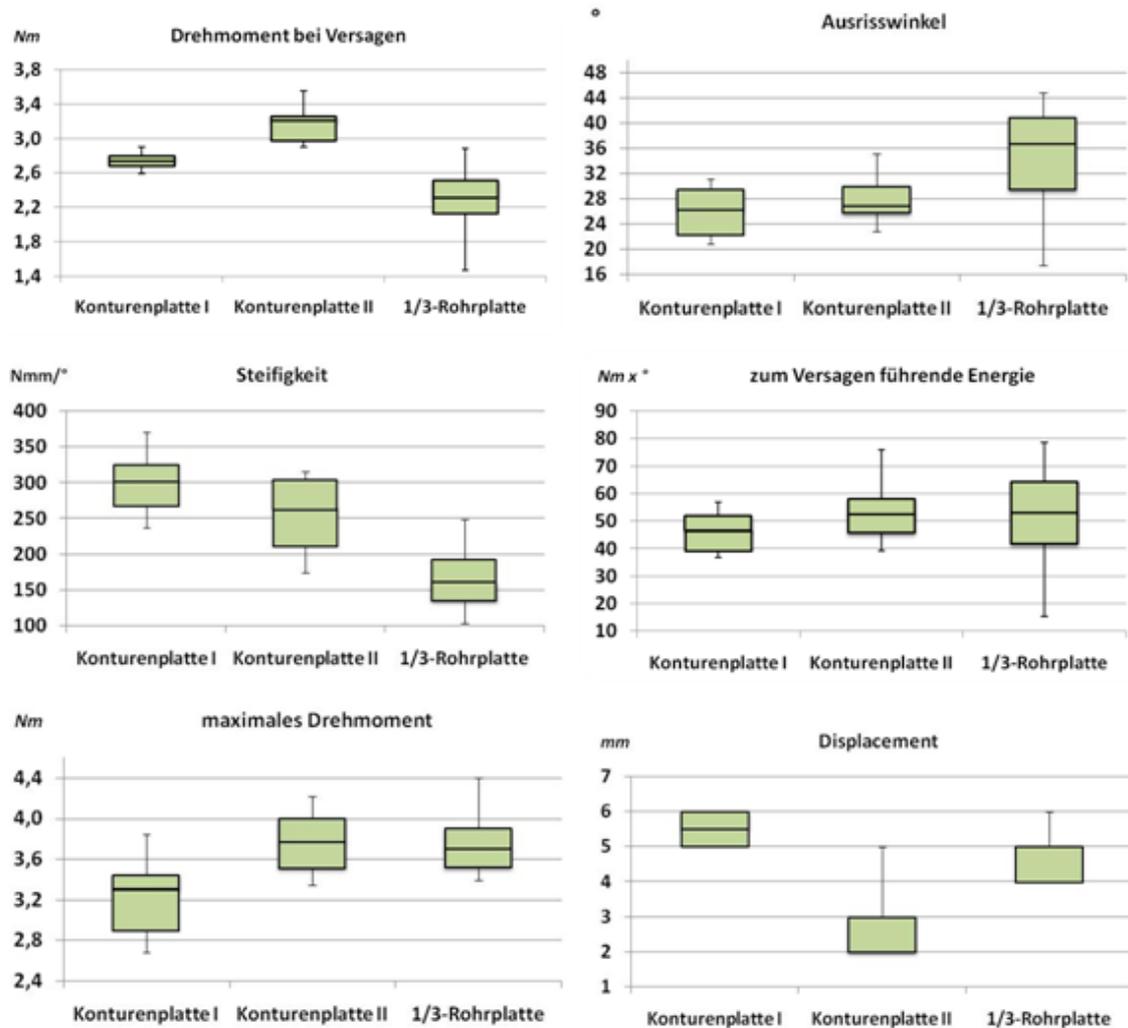
In den Versuchen mit der Schraubenlänge 20 mm wurde neben den beiden Konturenplatten die AO-Drittelrohrplatte (je n = 10) getestet.

Hierbei fiel das deutlich **höhere Drehmoment bei Versagen** der **Konturenplatte II** auf (K I:  $2,73 \text{ Nm} \pm 0,1 \text{ Nm}$  vs. K II:  $3,18 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ). Die Drittelrohrplatte versagte bereits bei einem Drehmoment von  $2,3 \text{ Nm} \pm 0,42 \text{ Nm}$ . Ihre **Steifigkeit** ( $167 \text{ Nmm/}^\circ \pm 48,1 \text{ Nmm/}^\circ$ ) war im Vergleich zu den beiden Konturenplatten signifikant **geringer** (K I vs. Drittelrohrplatte:  $p < 0,01$ ; K II vs. Drittelrohrplatte:  $p < 0,01$ ). Untereinander waren die Konturenplatten in ihrer Steifigkeit nicht signifikant verschieden (K I:  $298,7 \text{ Nmm/}^\circ \pm 40 \text{ Nmm/}^\circ$  vs. K II:  $255 \text{ Nmm/}^\circ \pm 52 \text{ Nmm/}^\circ$ ; n.s.). Die geringe Steifigkeit der Drittelrohrplatte war bereits vor einer sichtbaren Auslockerung der Schrauben im distalen Knochenfragment während der Testung deutlich im Torquieren der Platte um ihre eigene Achse erkennbar. Sie zeigte einen Ausrisswinkel von  $34,8^\circ \pm 8,6^\circ$  und eine zum Versagen führende Energie von  $52,3 \text{ Nm} \pm 19,9 \text{ Nm}$ . Die beiden Konturenplatten wiesen hierbei ähnliche Ergebnisse mit allerdings in der gewählten Stichprobengröße **nicht signifikant höheren Werten** des **winkelstabilen Implantates** auf (K I:  $26^\circ \pm 3,9^\circ$  vs. K II:  $27,8^\circ \pm 3,6^\circ$ ; n.s.; K I:  $46,1 \text{ Nm} \pm 7,3 \text{ Nm}$  vs. K II:  $54,1 \text{ Nm} \pm 11,7 \text{ Nm}$ ; n.s.). Das **maximale Drehmoment** war auf der Seite der **Konturenplatte II** deutlich **erhöht** (K I:  $3,22 \pm 0,37 \text{ Nm}$  vs. K II:  $3,77 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ). Die Drittelrohrplatte war hierbei nicht signifikant verschieden (K II:  $3,77 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$  vs. Drittelrohr:  $3,73 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ ; n.s.).

Bei den Versuchen mit 20 mm langen Schrauben wurde zusätzlich zu oben genannten Parametern das Verhalten des Implantates während des Ausrisses untersucht. Hierbei wurde das Displacement (in mm) des Schrauben-Implantat-Konstrukts bestimmt. Das winkelstabile Konstrukt (2 mm) hat sich bis zur Fragmentabsprengung aus dem Kunstknochen deutlich weniger ausgeschnitten als die Konturenplatte I (5,5 mm) bzw. die AO-Drittelrohrplatte (5 mm).

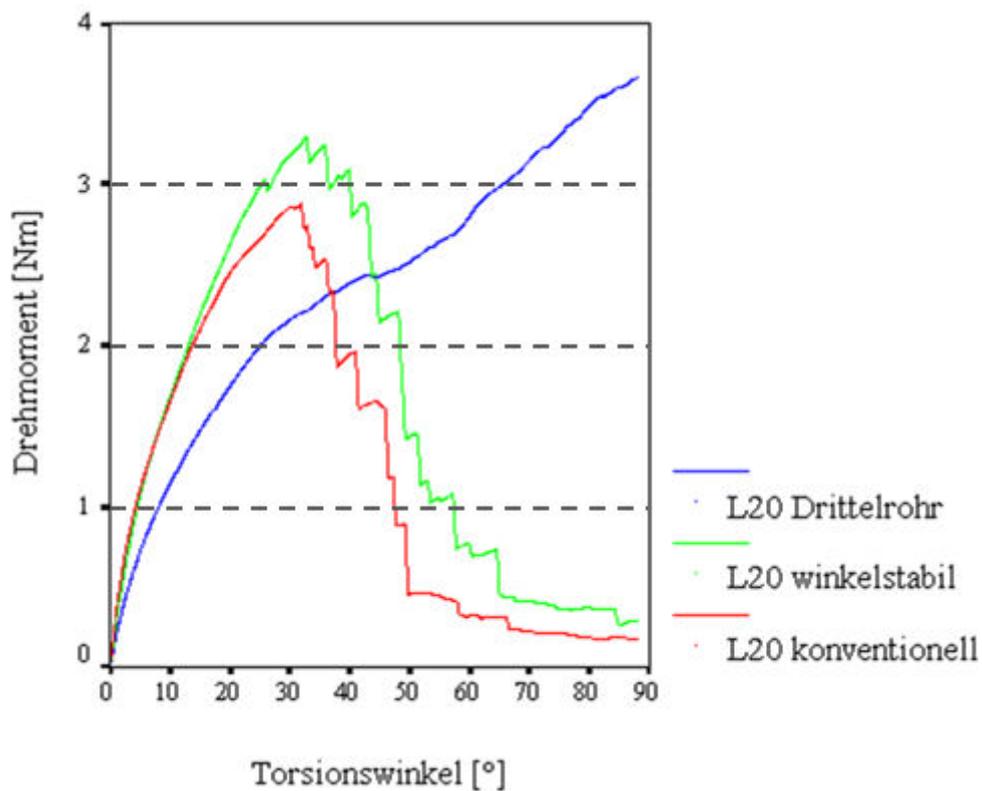
Beide **Konturenplatten** wiesen **stets** ein Versagen in Form einer Vollfragmentabsprengung auf. Die AO-Drittelrohrplatte zeigte neben einer ausgeprägten Torquierung um die eigene Achse in **neun** Fällen ein unvollständiges Ausschneiden des Implantates. In **einem** Fall zeigte sich eine Vollfragmentabsprengung.

Abbildung 34 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.

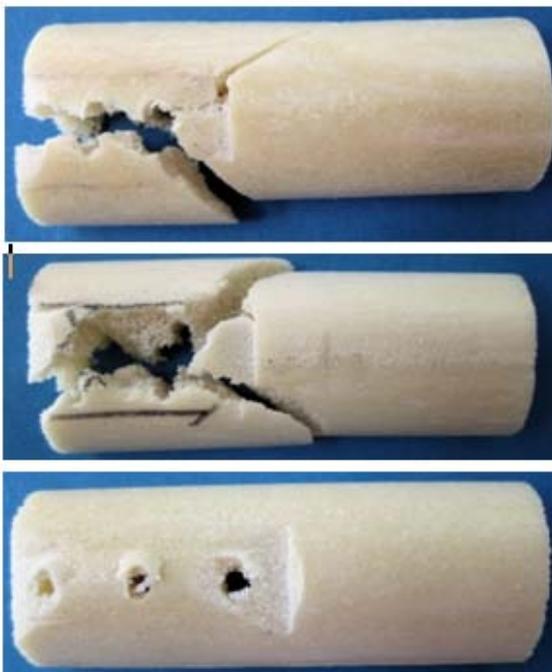


**Abbildung 33:** Vergleich L20 Konturenplatte I vs. II vs. Drittelrohrplatte

*Erläuterung* zu Abbildung 33: Vergleich (je n=10) in Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel, Steifigkeit, zum Versagen führende Energie, maximalem Drehmoment und Displacement (mm)



**Abbildung 34:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 10)



**Abbildung 35:** Übersicht der Implantatversagen L20

*Erläuterung zu Abbildung 35:*

Versagensart Konturenplatte I (oben: Vollfragment), Konturenplatte II (Mitte: Vollfragment) und Drittelrohrplatte (unten: unvollständiges Ausschneiden) nach Torsionsgrenzkraft-Messung

## 5.2.2 Ergebnisse der zyklischen Testung

Die zyklische Testung erfolgte bei den beiden Konturenplatten I und II mit den Schraubenlängen 16 mm und 20 mm. Hierbei wurden sowohl der zyklische Verlauf (Displacement in °) als auch die abschließende Torsionsgrenzkraft-Messung analysiert.

Das Displacement (in °), welches durch Aufzeichnung des Winkels am Ende der zyklischen Testung sowie durch dessen Unterschied zum Winkel zu Beginn der zyklischen Testung bestimmt wurde, war **zwischen den beiden Gruppen nicht signifikant verschieden** (Winkel am Ende der Testung: K I, L16:  $2,09^\circ \pm 0,35^\circ$ ; L20:  $2,26^\circ \pm 0,41^\circ$ ; K II, L16:  $2,67^\circ \pm 0,65^\circ$ ; L20:  $2,52^\circ \pm 0,43^\circ$ ).

Die **Konturenplatte I** zeigte eine **Zunahme** des Winkels von  $0,41^\circ$  (+24,58%) bei einer Schraubenlänge von 16 mm und von  $0,32^\circ$  (+16,73%) bei 20 mm langen Schrauben. Der Winkel im winkelstabilen System der **Konturenplatte II** zeigte ebenfalls eine **Zunahme** von  $0,39^\circ$  (+17,32%) bei 16 mm langen Schrauben sowie von  $0,33^\circ$  (+14,90%) bei einer Schraubenlänge von 20 mm.

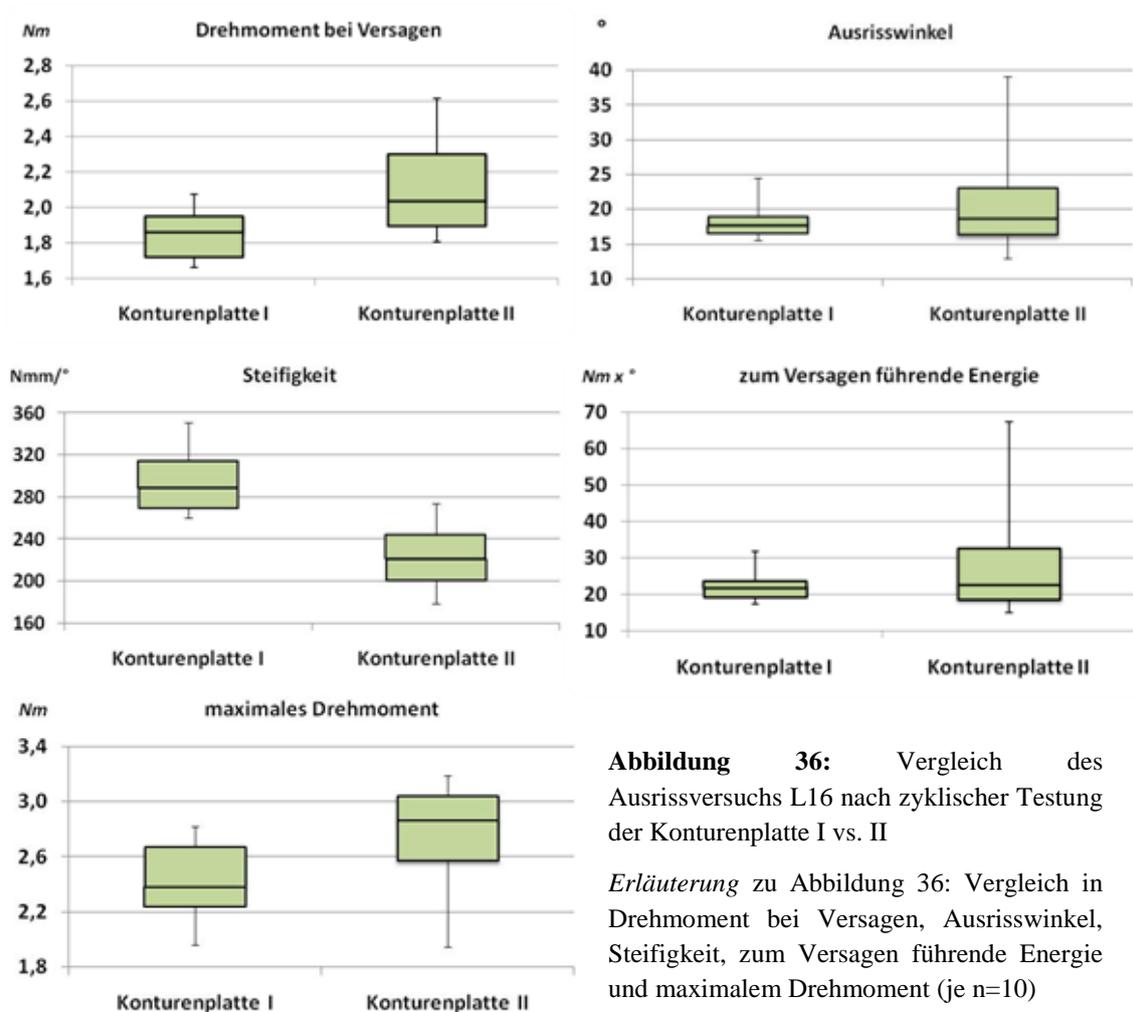
Die **Konturenplatte II** zeigte hierbei die Tendenz zu einem **geringeren Displacement** (in °), welches jedoch nicht signifikant verschieden ist (L16:  $p=0,113$ ; L20:  $p=0,436$ ).

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Torsionsgrenzkraft-Messung nach zyklischer Belastung bei 16 mm und 20 mm langen Schrauben dargestellt.

### Vergleich der Konturenplatten I und II (L 16) nach zyklischer Testung

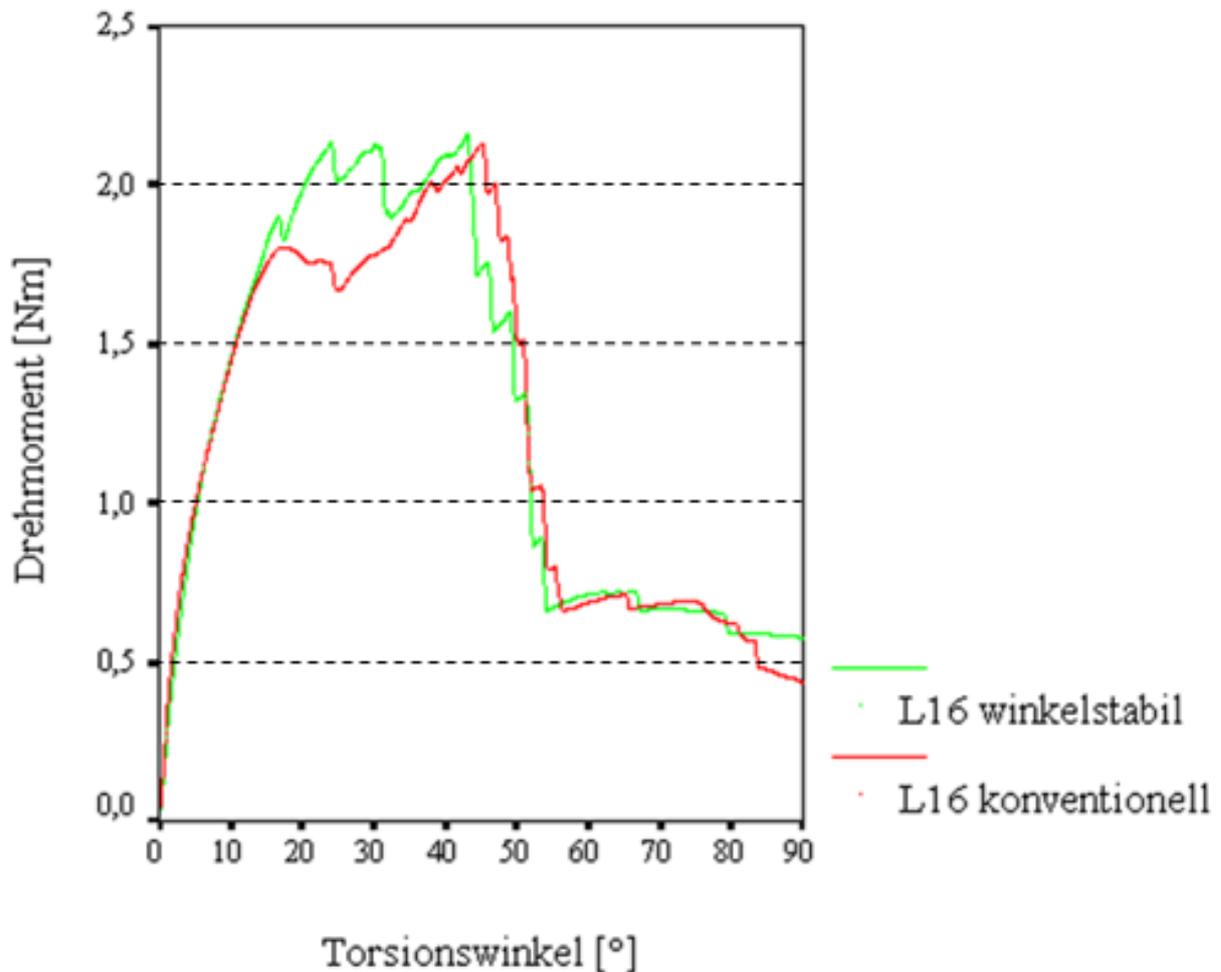
Bei einer Schraubenlänge von **16 mm** war das **Drehmoment bei Versagen** des **winkelstabilen Implantates** signifikant **höher** (K I:  $1,86 \text{ Nm} \pm 0,2 \text{ Nm}$  vs. K II:  $2,13 \text{ Nm} \pm 0,3 \text{ Nm}$ ;  $p<0,05$ ). Die zum **Versagen führende Energie** (K I:  $22,88 \text{ Nm} \pm 4,89 \text{ Nm}$  vs. K II  $29,7 \text{ Nm} \pm 17,04 \text{ Nm}$ ; n.s.) sowie der **Ausrisswinkel** (K I:  $18,4^\circ \pm 2,9^\circ$  vs. K II:  $21,2^\circ \pm 8,4^\circ$ ; n.s.) waren im Vergleich zur Konturenplatte I **nicht wesentlich verschieden**. Die **Steifigkeit** war dahingegen in der Osteosynthese mit der **Konturenplatte I** signifikant **erhöht** (K I:  $293,1 \text{ Nmm}/^\circ \pm 30 \text{ Nmm}/^\circ$  vs. K II:  $223,1 \text{ Nmm}/^\circ \pm 31 \text{ Nmm}/^\circ$ ;  $p<0,01$ ). Das **maximale Drehmoment** war dahingegen auf der Seite des **winkelstabilen Systems** signifikant **höher** (K I:  $2,42 \text{ Nm} \pm 0,28 \text{ Nm}$  vs. K II:  $2,75 \text{ Nm} \pm 0,4 \text{ Nm}$ ;  $p<0,05$ ).

Abbildung 37 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch nach zyklischer Testung. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.



**Abbildung 36:** Vergleich des Ausrissversuchs L16 nach zyklischer Testung der Konturenplatte I vs. II

*Erläuterung* zu Abbildung 36: Vergleich in Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel, Steifigkeit, zum Versagen führende Energie und maximalem Drehmoment (je n=10)



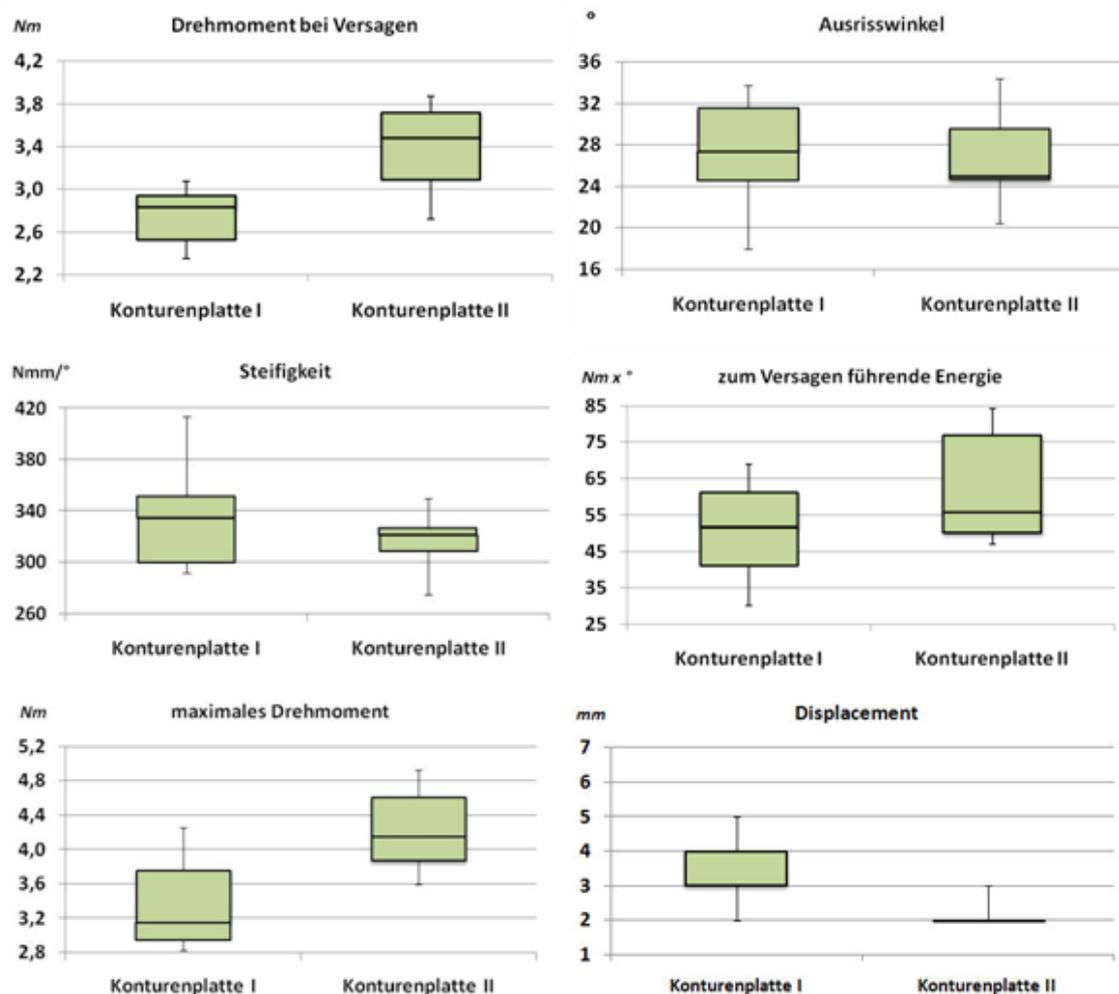
**Abbildung 37:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung nach zyklischer Testung (Schraubenlänge 16 mm; je Gruppe n = 10)

### Vergleich der Konturenplatten I und II (L 20) nach zyklischer Testung

Bei einer Schraubenlänge von **20 mm** war das **Drehmoment bei Versagen** des **winkelstabilen Implantates** signifikant **höher** (K I:  $2,76 \text{ Nm} \pm 0,3 \text{ Nm}$  vs. K II:  $3,4 \text{ Nm} \pm 0,4 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ). Die **zum Versagen führende Energie** (K I:  $50,4 \text{ Nm} \pm 13,4 \text{ Nm}$  vs.  $61,9 \text{ Nm} \pm 14,8 \text{ Nm}$ ; n.s.) sowie der **Ausrisswinkel** (K I:  $26,9^\circ \pm 5,3^\circ$  vs. K II:  $26,8^\circ \pm 4,7^\circ$ ; n.s.) waren im Vergleich zur konventionellen Konturenplatte **nicht** wesentlich **verschieden**. Im Vergleich zur Testung mit einer Schraubenlänge vom 16 mm zeigte sich bei einer Schraubenlänge von 20 mm kein signifikanter Unterschied im Parameter Steifigkeit (K I:  $332,1 \text{ Nmm}^\circ \pm 38 \text{ Nmm}^\circ$  vs. K II:  $315,8 \text{ Nmm}^\circ \pm 25 \text{ Nmm}^\circ$ ; n.s.). Das **maximale Drehmoment** war mit dieser Schraubenlänge auf der Seite des **winkelstabilen Systems** signifikant **erhöht** (K I:  $3,31 \pm 0,5 \text{ Nm}$  vs. K II:  $4,24 \text{ Nm} \pm 0,5 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ )

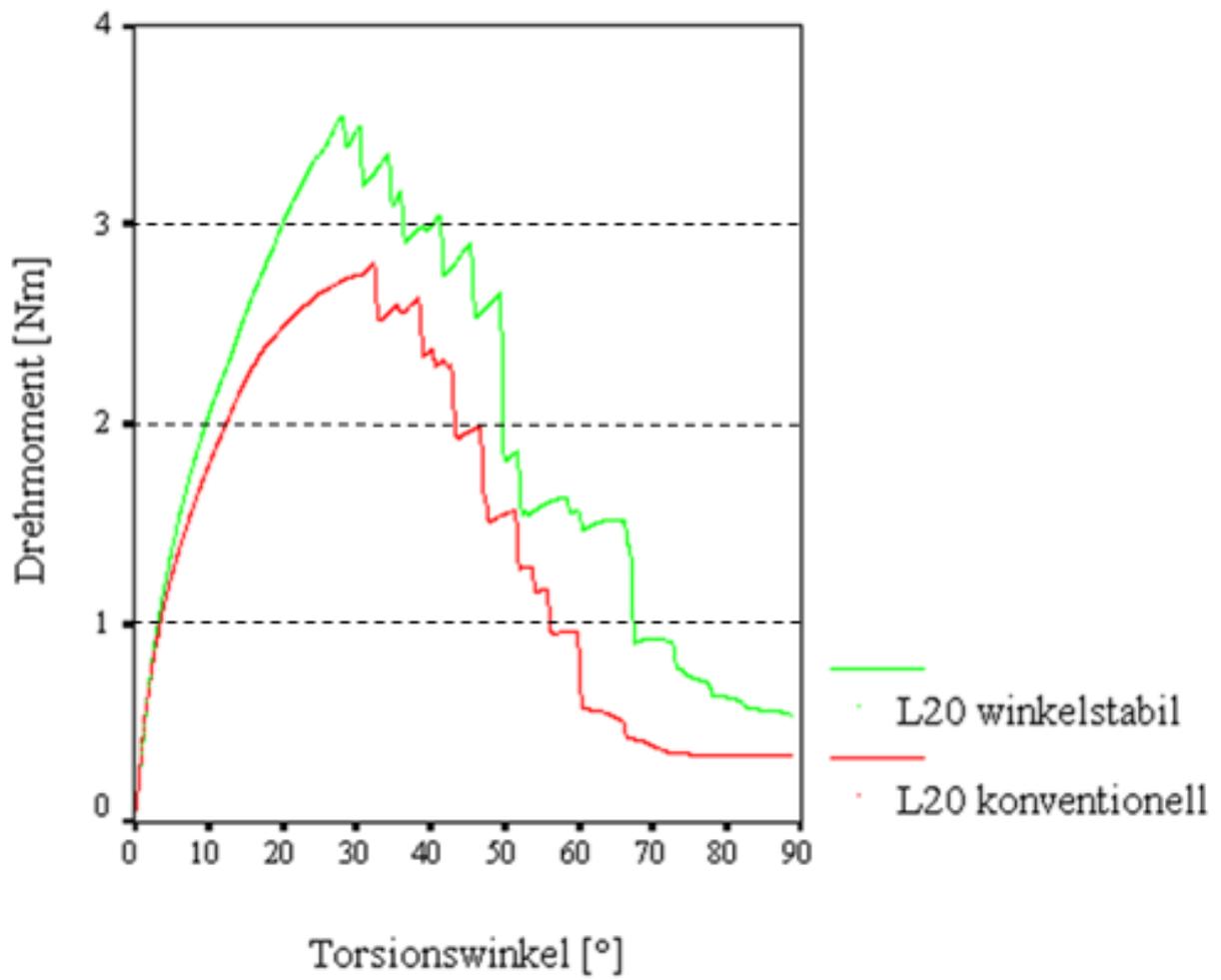
Beim Ausrissversuch nach zyklischer Testung mit 20 mm langen Schrauben wurde zusätzlich zu oben genannten Parametern das Verhalten des Implantates während des Ausrisses beobachtet. Hierbei wurde das Displacement (in mm) des Schrauben-Implantat Konstrukts aus dem Knochen bestimmt. Das winkelstabile Konstrukt (2,0 mm) hat sich bis zur Fragmentabsprengung aus dem Kunstknochen deutlich weniger ausgeschnitten als die konventionelle Konturenplatte (3,0 mm).

Abbildung 39 zeigt die gemittelten Versuchskurven der jeweiligen Implantate im Ausrissversuch nach zyklischer Testung. Die einzelnen Versuchsgraphen sind im Ergebnisanhang abgebildet.



**Abbildung 38:** Vergleich des Ausrissversuchs L20 nach zyklischer Testung der Konturenplatte I vs. II

*Erläuterung* zu Abbildung 38: Vergleich (je n=10) in Drehmoment bei Versagen, Ausrisswinkel, Steifigkeit, zum Versagen führende Energie, maximalem Drehmoment und Displacement (mm)



**Abbildung 39:** Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung nach zyklischer Testung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 10)

## 6 Diskussion

Gegenstand dieser Arbeit sind vergleichende biomechanische Untersuchungen der neu entwickelten winkelstabilen Konturenplatte, der konventionellen Konturenplatte und der AO-Drittelrohrplatte in einem Osteoporose simulierenden Kunstknochenmodell.

### 6.1 Implantate und Versuchsaufbau

Vor der biomechanischen Testung der winkelstabilen Konturenplatte waren deren Entwicklung sowie die Planung eines geeigneten Frakturmodells und Versuchsaufbaus von entscheidender Bedeutung.

Die Konturenplatte II als winkelstabiles Implantat ist die Weiterentwicklung der konventionellen Konturenplatte (Abbildung 40). Letztere wurde in Zusammenarbeit mit den Firmen Brehm und Argomedical in den 80er Jahren entwickelt und hat sich seitdem bei der Versorgung instabiler Sprunggelenksfrakturen mit Beteiligung der distalen Fibula bewährt. In der Entwicklungsphase der Konturenplatte II wurden verschiedene Implantatformen ausgetestet. Auf die hierbei entstandenen Prototypen wird im Folgenden näher eingegangen.

Die reduzierte Knochenqualität bei Osteoporose bedingt eine schlechte Implantatverankerung (Augat, et al., 2010; Kim, et al., 2007; Minihane, et al., 2006). Als periartikulärer Anteil kann das distale Fibulafragment nur metaphysär-spongiös fixiert werden. Der Talus rotiert bei Bewegung gegen dieses Fragment. Der geringe kortikale Knochenanteil und die aus anatomischen Gründen begrenzte Knochenstruktur zur Fixierung der distalen Schrauben schränken die Möglichkeiten einer stabilen Frakturfixierung weiter ein. Das distale Fibulafragment ist somit prädisponierter Ort eines Implantatversagens (Kim, et al., 2007; Minihane, et al., 2006).

Als erster Entwicklungsschritt wurden drei winkelstabile 3,5 mm Schraubenlöcher in die distale Malleolenkontur eingebracht (Implantatdesign 1, Abbildung 41). Die Tatsache, dass insbesondere in osteoporotischer Knochensituation ein dreidimensionales Umgreifen des zu verankernden Knochenfragmentes einer gradlinigen Fixation, wie sie durch Implantatdesign 1 gegeben wäre, überlegen sein könnte führte jedoch noch vor biomechanischer Testung zum Verwerfen dieses Implantatdesigns. Es erschien

sinnvoller, das Knochenfragment durch relativ schlanke Schrauben, welche dieses dreidimensional korbformig umgeben, zu fixieren. Ein weiterer Aspekt stellte die unter 2.6 erläuterte Reduktion und Verschmälerung intertrabekulärer Verbindungen im spongiösen Bereich des osteoporotischen Knochens und die damit verbundene Vergrößerung der intertrabekulären Räume dar. Mehrere schmale Schrauben (2,7 mm) sollten unter diesen Bedingungen bei Belastung zu einer stärkeren Verblockung der Schrauben in der Knochenstruktur führen, als dies wenige, aber dafür dickere Schrauben (3,5 mm) ermöglichen würden. Auf Grundlage dieser Vorstellungen wurde das Implantatdesign 2 entworfen (Abbildung 42). Dieses zeigte im unteren Bereich je vier parallel verlaufende, leicht versetzte schmale winkelstabile Schraubenlöcher sowie ein distal zentral gelegenes Schraubenloch zum Einbringen einer Kompressionsschraube. Durch Verwendung winkelstabiler 2,7 mm Schrauben war der Einsatz einer größeren Schraubenanzahl zur dreidimensionalen Fixierung des Fragments möglich. Das Schraubenlochdesign erlaubte ein konvergierendes Einbringen der Schrauben in den Knochen. Diese Eigenschaft konnte jedoch aufgrund der räumlichen Nähe der Schrauben im Implantat ab einer Schraubenlänge von 14 mm nicht mehr gewährleistet werden, da es zu einem Berühren der Schraubengewinde beim Besetzen gegenüberliegender Schraubenlöcher kam. Eine suffiziente Verankerung des Implantates im Knochen war somit nicht möglich.

Aufgrund dieser Problematik wurde eine neue Form für den distalen Implantatbereich der Konturenplatte II entworfen. Hierbei wurde die Form eines „Löffels“ gewählt, um auf diese Weise ein besseres dreidimensionales Umgreifen des Frakturfragmentes zu ermöglichen und gleichzeitig die räumliche Nähe der Schrauben im Implantat zu verringern (Implantatdesign 3, Abbildung 43). Es zeigte distal je drei parallel verlaufende, leicht versetzte winkelstabile 2,7 mm Schraubenlöcher und ein zentral gelegenes Schraubenloch zum Einbringen einer Kompressionsschraube. Ein konvergierendes Einbringen der Schrauben in den Knochen war nun möglich. Eine effektive Fixation des distalen Fragmentes schien durch dieses Implantatdesign gewährleistet. Jedoch war durch das einseitige Überstehen des „Malleolenlöffels“ kein allseitiges Anliegen an das distale Knochenfragment gegeben. Dies hatte seine Ursache in der unterschiedlichen räumlichen Kontur der Fibula im laterofrontalen und laterodorsalen Bereich des Malleolus, wodurch eine Seiten-Inkompatibilität des

Implantatdesigns entstand (Abbildungen 44-45). Dieser Sachverhalt hätte die Produktion spiegelverkehrter Implantate für rechte und linke Fibula mit entsprechender Anpassung der Löffelform an die unterschiedliche Fibulakontur zur Folge. Aufgrund höherer Produktionskosten und notwendiger Materialvorhaltung für links und rechts erschien uns dies für den ökonomischen klinischen Einsatz nicht sinnvoll. Diese Problematik der Seiten-Inkompatibilität findet sich sowohl bei winkelstabilen Implantat „LCP Distal Fibula Plate“ (Synthes, Oberdorf, Schweiz) als auch bei der „periarticular distal lateral fibular locking plate“ (Zimmer, Warsaw, USA), die beide zwangsläufig in 2 Versionen für rechte und linke Fibula angeboten werden müssen.

Aus diesem Grund wurde das Plattendesign 3 verworfen und erneut die distal insgesamt schmalere, jedoch besser anliegende Implantatform der Konturenplatte I gewählt. Hierbei wurde auf das Implantatdesign 2 zurückgegriffen, jedoch auf einen konvergierenden Schraubenverlauf im distalen Bereich verzichtet (Implantatdesign 4, Abbildung 46). Das dadurch stärkere Auftragen der Schraubenköpfe wurde durch eine Reduktion auf sieben distale Schraubenlöcher behoben. Gleichzeitig wurde der Abstand zwischen den einzelnen Löchern vergrößert. In der biomechanischen Testung zeigte sich jedoch, dass durch die Wahl paralleler, senkrecht verlaufender Schrauben die Gewindestärke im Schraubenloch für eine belastungsstabile Verankerung nicht ausreichte. Dies hatte in biomechanischen Vorversuchen ein Ausbrechen der Schrauben aus den Schraubenlöchern zur Folge. Dieses Implantatversagen ist in Abbildung 47 zu sehen.

Die konsequente Vergrößerung der Implantatdicke wurde aufgrund des damit verbundenen stärkeren Auftragens der Platte zu Gunsten eines konvergierenden Schraubenverlaufes mit erweitertem Schraubenlochabstand umgangen. Dies führte zur Entwicklung der Konturenplatte II (Implantatdesigns 5, Abbildung 48). Durch den größeren Abstand zwischen den einzelnen distalen Schraubenlöchern können die leicht konvergierenden Schrauben nun ohne Berührung in den gängigen Schraubenlängen eingesetzt werden.

Da sich insbesondere die distale Fixierung der Fibula als problematisch erwies, wurde für die proximale Fixierung weiterhin auf nicht winkelstabile AO 3,5 mm Schrauben zurückgegriffen.

Das schlanke Implantatdesign der Konturenplatte II gewährleistet ein minimales Aufliegen und reduzierte Weichteilirritation, welche insbesondere im Bereich des lateralen Malleolus von Bedeutung ist. Die winkelstabilen Schrauben verfügen über einen schlanken Schraubenkopf, der aufgrund des tief im Schraubenloch gelegenen Gewindes vollständig auf Profilhöhe versenkt werden kann. Hierdurch wird im Vergleich zur Konturenplatte I das Aufliegen der Schrauben erheblich reduziert (Abbildung 8).



**Abbildung 40:** Konturenplatte I in der 6-Lochversion



**Abbildung 41:** Implantatdesign 1 in 6-Lochversion

*Erläuterung zu Abbildung 41:* Die drei distalen Schraubenlöcher des Implantates sind für eine winkelstabile Besetzung (3,5 mm) vorgesehen.



**Abbildung 42:** Implantatdesign 2 in 12-Lochversion

*Erläuterung zu Abbildung 42:* Das Implantat verfügt über neun distale Schraubenlöcher, von welchen die acht proximal gelegenen für eine konvergierende winkelstabile Fixierung (2,7 mm) vorgesehen sind.



**Abbildung 43:** Implantatdesign 3 (Prototyp) in 10-Lochversion

*Erläuterungen zu Abbildung 43:* Das Implantat verfügt über eine distale Löffelform zum Umgreifen des Frakturfragments mit sechs 2,7 mm winkelstabilen distalen Schraubenlöchern und einem siebten weiter distal gelegenen für eine eventuelle Kompressionsschraube.



**Abbildung 44:** Implantatdesign 3 auf rechter distaler Fibula (von oben-dorsal).

*Erläuterung zu Abbildung 44:* Die Markierung x weist auf das fehlende dorsale Anliegen am Malleolus hin.



**Abbildung 45:** Implantatdesign 3 auf rechter distaler Fibula (von oben-ventral).

*Erläuterung zu Abbildung 45:* Die Markierung x weist auf das fehlende dorsale Anliegen am Malleolus hin.



**Abbildung 46:** Implantatdesign 4 in 10-Lochversion

*Erläuterung zu Abbildung 46:* Das Implantat verfügt über sechs 2,7 mm senkrecht verlaufende winkelstabile distale Schraubenlöcher und ein siebtes weiter distal gelegenes für eine eventuelle Kompressionssschraube.



**Abbildung 47:** Versagen des Implantatdesigns 4 im biomechanischen Vorversuch

*Erläuterung zu Abbildung 47:* Insuffiziente Schraubenverblockung im Implantat mit drei aus den Schraubenlöchern ausgebrochenen winkelstabilen Schrauben



**Abbildung 48:** winkelstabile Konturenplatte II (Implantatdesign 5)

*Erläuterung zu Abbildung 48:* Das Implantat mit anatomisch angepasster Malleolusform und proximalem First für die Crista lateralis fibulae verfügt über sechs 2,7 mm winkelstabile Schraubenlöcher sowie über ein siebtes für eine eventuelle Kompressionssschraube.

Bei der Planung des Frakturmodells mussten wir uns zwischen dem Einsatz von osteoporotischen humane Fibulae und Kunstknochenfibulae mit osteoporotischem Charakter entscheiden. Letztere wurden zum Zeitpunkt dieser Arbeit von den beiden führenden Herstellern für anatomische Kunstknochenpräparate Synbone (Malans, Schweiz) und Sawbones (Vashon, USA) ausschließlich in Sonderanfertigung und unter hohem Kostenaufwand vertrieben. Nicht konservierte humane Fibulae, welche prinzipiell nach Präparation und anschließender Knochendichtebestimmung geeignet wären, hätten vom anatomischen Institut der Universität Würzburg kostengünstiger als ihre künstlichen Äquivalente bezogen werden können.

Das Hauptproblem der Anwendung humaner oder künstlicher Fibulae zur biomechanischen Testung der Osteosynthesen lag allerdings weniger in den Kosten als in der Verankerung der Proben in geeigneten Fixiermodulen. Der proximale Fibulaschaft wäre hierbei durch zwei lotrecht zueinander liegende Steinmannnägel fixierbar gewesen. Die Verankerung des für die Testung relevanten distalen Malleolusabschnittes stellte sich allerdings als problematisch heraus. Eine Fixation durch seitliche Klemmplatten zeigte sich in Vorversuchen als nicht rotationsstabil und der Einsatz von Knochenzement (Palacos, Heraeus, Wehrheim, Deutschland) schien aufgrund der nur einseitig möglichen Anhaftung an die mediale Fibula insuffizient für eine rotationsstabile Verankerung. Eine Verankerung des Malleolus lateralis mit Kirschnerdrähten oder Nägeln war aufgrund der räumlichen Nähe zu den Schrauben der verschiedenen Osteosyntheseverfahren ausgeschlossen. Als Alternative wäre die Anfertigung spezieller künstlicher Fibulae mit osteoporotischem Charakter und zusätzlicher distaler Verlängerung zur Verankerung möglich gewesen. Aufgrund der damit verbundenen hohen Materialkosten wurde hiervon jedoch Abstand genommen.

Aus Gründen der technischen Umsetzung entschieden wir uns schließlich für das unter 4.2 und 4.4 geschilderte Modell mit 67 mm langen künstlichen Knochenhalbzylindern für das distale Fibulafragment. Mit der Längshalbierung des Zylinders wurde das Ziel verfolgt, dem physiologischen Knochendurchmesser der distalen Fibula näher zu kommen. Da dies in Vorversuchen zu einer Torquierung der Probe führte, entschieden wir uns aus Stabilitätsgründen die Rückseite des Halbzyllinders mit einer 0,5 mm dicken Schicht aus flüssigem Metallkleber (2-Komponenten-Hochleistungs-Kleber) zu versteifen. Auf diese Weise wurde der Verlust an Torsionsstabilität durch Wegfall der

Kortikalis des künstlichen Knochens nach dessen Längsspaltung kompensiert. Der unterhalb der eingefräßten Malleolenkontur freie Halbzyylinder konnte aufgrund der flachen, versteiften Rückseite sicher rotationsstabil mit Hilfe der beiden Klemmplatten verankert werden. Eine Länge dieses freien Anteils von 30 mm zeigt sich hierfür als suffizient für eine stabile Verankerung (Abbildung 49).

Die Dicke des verwendeten synthetischen Knochens wurde stets an die verschiedenen Schraubenlängen der Testung angepasst, um die maximal mögliche Fixierung bei unterschiedlich dicken Fibulae zu simulieren. Aufgrund des „in vivo“ medial des Malleolus gelegenen Gelenkraumes wurden die verwendeten Schrauben distal metaphysär-spongiös eingebracht, so dass sie sicher nicht die mediale Begrenzung überschritten. Die Verstärkung durch Flüssigmetallkleber ermöglichte verbesserte Versuchsbedingungen, da sich die Eigentorquierung des Halbzyinders reduzierte. Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde die Verstärkung bei allen verwendeten synthetischen Knochenproben durchgeführt. Hierdurch kamen eventuell veränderte biomechanische Eigenschaften der Kunstknochenstruktur in allen Testungen gleichermaßen zu Geltung und sollten deshalb vernachlässigbar sein.



**Abbildung 49:** Konturenplatte II auf distalem Kunstknochenfragment

*Erläuterung* zu Abbildung 49: Das schraffierte Areal dient zur Verankerung im Fixiermodul zwischen den Klemmplatten

Jedes Implantat erhielt stets eine vorgegebene Besetzung der Schraubenlöcher. Die Konturenplatte I sowie die AO-Drittelrohrplatte wurden hierfür mit drei konventionellen AO 4,0 mm Spongiosaschrauben in den drei distalen Löchern der Platte besetzt. Die beiden äußeren Schrauben wurden hierbei jeweils im Lot zur Plattenoberfläche, also konvergierend in einem Winkel von ca. 15° zur mittleren Schraube, eingebracht. Die Besetzung der distalen Schraubenlöcher der Konturenplatte II erfolgte mit vier winkelstabilen 2,7 mm Schrauben. Diese wurden in den beiden, dem Frakturspalt am nächsten sowie am entferntesten nebeneinander liegenden Schraubenlöchern versenkt

(Abbildung 49). Das Ziel war hierbei ein möglichst dreidimensionales Umgreifen des Knochenfragments unter Rücksichtnahme auf den unter klinischen Bedingungen oftmals begrenzten anatomischen Raumes.

Die Fläche des direkten Knochen-Schraubenkontaktes der vier winkelstabilen Schrauben sowie der drei konventionellen Spongiosaschrauben beider Konfigurationen ist unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Durchmesser der Schraubengewinde (2,7 mm vs. 4,0 mm) vergleichbar. Die winkelstabile Konturenplatte kann mit insgesamt sieben winkelstabilen Schrauben besetzt werden, um eine optimale Frakturstabilisierung zu ermöglichen.

Bezüglich der AO-Drittelrohrplatte gilt zu beachten, dass aufgrund des vorgegebenen Lochabstandes die Auflagefläche und damit der eingefräßte Malleolus auf dem Knochen 6 mm größer ist als bei den beiden Konturenplatten. Die erhöhte Anpressfläche des Implantates bewirkt den theoretischen Vorteil einer größeren Kraftverteilung und Interaktion zwischen Implantat und Knochen. Die Auswertung der Ausrissversuche zeigte jedoch, dass diese scheinbaren Vorteile gegenüber den Konturenplatten zu keiner ergebnisrelevanten Überlegenheit der AO-Drittelrohrplatte führten. Außerdem hat die AO-Drittelrohrplatte bei identischer Schraubenzahl im Vergleich zur konventionellen Konturenplatte den Nachteil eines größeren Präparationsareals und der damit verbundenen möglichen stärkeren Periostschädigung. Unter der Annahme identischer Auflageflächen, welche bei kurzem distalem Frakturfragment durchaus realistisch sind, ist bei einer Versorgung mit der AO-Drittelrohrplatte oftmals nur eine Besetzung mit zwei distalen Schrauben möglich.

## 6.2 Osteoporose Simulation am Kunstknochenmodell

Die Verwendung synthetischer Knochen wirft die Frage auf, in wie weit diese realistische Verhältnisse wiedergeben und den Anforderungen der Validität entsprechen. Diese Problematik wurde bereits in einer Vielzahl von Arbeiten diskutiert. Sicherlich findet beim Einsatz synthetischer Knochenäquivalente eine Reduktion auf wenige, jedoch für den jeweiligen Versuchsaufbau relevante Eigenschaften der zu testenden klinischen Situation statt. Es handelt sich folglich um ein vereinfachtes Modell, welches auf die Testung ausgewählter Parameter ausgelegt ist.

Künstlich hergestellte Knochen haben sich in diesem Zusammenhang als nützliche Äquivalente und Alternative zu humanen Leichenknochen etabliert. Snow et al. (2008) zeigten, dass die Messwerte für die intrinsische Steifigkeit und das Elastizitätsmodul der in dieser Studie verwendeten Kunstknochen mit osteoporotischem Charakter (Synbone, Malans, Schweiz) etwa im unteren Normbereich des spongiösen Knochenanteils der Tibia einer 70 bis 80 jährigen Frau liegen. Des Weiteren deuten die Ergebnisse eines von der Firma Synbone in Auftrag gegebenen Mechanical Testing Report bei der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen auf den osteoporotischen Charakter der verwendeten Kunstknochen hin (Schwieger, et al., 2004). Unter diesen Gesichtspunkten sollte die Struktur der in dieser Arbeit eingesetzten synthetischen Knochenäquivalente zumindest als Osteoporose ähnlich angesehen werden.

Humane Präparate zeigen eine höhere interindividuelle Variabilität, welche durch die Verwendung synthetischer Knochenäquivalente reduziert werden kann. Des Weiteren ist deren Verfügbarkeit wesentlich limitierter und oftmals mit höheren Kosten verbunden. Cristofolini et al. (1996) beschrieben in biomechanischen Studien eine für synthetische Femurknochen 20 – 200 fache geringere interindividuelle Variabilität, als diese für humanen Femurknochen auftrat. Zusätzlich beschrieben sie eine vergleichbare biomechanische Eigenschaft des synthetischen Knochens gegenüber den in der Studie getesteten humanen Präparaten. Bei Verwendung synthetischer Proben liegen konstante intrinsische Eigenschaften der Knochenstruktur vor, wodurch vergleichbare Implantat-Knochen-Interaktionen zwischen den Versuchsgruppen entstehen. Hierdurch sollten Experimente in konstanter Qualität und guter Reproduzierbarkeit am Röhrenknochen möglich sein.

Es gibt jedoch auch Studien, die die Vergleichbarkeit synthetischer Knochenäquivalente in Frage stellen. Zech et al. (2006) zeigten in zyklischen biomechanischen Versuchen mit ausschließlich axialer Belastung unterschiedliche biomechanische Charakteristika für synthetische Calcanei im Vergleich zu humanen Calcanei. Des Weiteren zeigten die synthetischen Proben (Sawbones, USA und Synbone, Schweiz) hierbei in der zyklischen Testung sogar eine höhere interindividuelle Variabilität als die getesteten humanen Präparate. Diese Ergebnisse unterstützten nicht unbedingt den Einsatz synthetischer Knochenalternativen bei der Implantattestung am Calcaneus. In wie weit diese Erkenntnisse auf die Testung am Röhrenknochen und somit auf die Fibula übertragbar sind, bleibt unklar.

Die vergleichbaren Ergebnisse dieser sowie der anschließend durchgeführten experimentellen Arbeit mit humanen osteoporotischen Unterschenkelpräparaten deuten jedoch auf die Anwendbarkeit osteoporotischer Kunstknochenäquivalente in der Implantattestung an der distalen Fibula hin. Die insgesamt gute Verfügbarkeit, die einfache technische Umsetzung, die konstante Materialqualität und die folglich zuverlässige Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse sind schließlich Argumente, welche durchaus für eine Anwendung synthetischer Knochenäquivalente in der Implantattestung sprechen.

### 6.3 Experimente

In den Vorversuchen mit proximaler und distaler Verschraubung wurde das Implantatversagen im Kunstknochen analysiert. Hierfür wurde ein Frakturmodell in Anlehnung an den Frakturmechanismus des häufigen Supination-Eversion Frakturtyps (Lauge-Hansen) gewählt, welcher in seiner Pathophysiologie unter 2.3.1 genauer erläutert wurde. Die Außenrotation der Fibula, welche „in vivo“ während der Frakturentstehung durch eine Außenrotation des Talus hervorgerufen wird, wurde hierbei durch eine Rotation des oberen Fixiermoduls und folglich des anatomisch distal gelegenen Knochenfragments simuliert. Aufgrund der einfacheren Reproduzierbarkeit wurde hierbei auf eine Frakturinduktion verzichtet. Im Sinne eines Osteotomiemodells wurde eine Resektionsosteotomie von 8 mm durchgeführt. Durch den in dieser Studie gewählten Abstand zwischen den Knochenfragmenten von 0,8 cm wird das Fehlen jeglicher interfragmentäre Interaktion/Abstützung gewährleistet. Eine solche Situation trifft man beim erwähnten Supinations-Eversions Frakturmechanismus zwar eher selten an, sie gibt aber die Möglichkeit die Stabilität der getesteten Implantate unter dieser Extremsituation zu beurteilen. Die vereinfachten Bedingungen sorgen für eine erhöhte Belastung des Schrauben-Knochen-Konstrukts bei vollständig fehlender interfragmentärer Knocheninteraktion. Das Modell scheint deshalb für die Analyse der Stabilität der distalen und proximalen Verschraubung unter Extrembedingungen geeignet.

Ziel der Experimente mit isolierter distaler Verschraubung ist die Evaluation des Schrauben-Platten-Konstrukts distal des Frakturspalt. Hierbei sollen sowohl die biomechanischen Eigenschaften als auch die Unterschiede des winkelstabilen Systems im Vergleich zum konventionellen System aufgezeigt werden. Die Außenrotation der Fibula wurde durch eine Rotation des oberen Fixiermoduls und folglich des eingespannten Implantates simuliert. Der Frakturspalt wurde hierbei durch den Freiraum oberhalb der Malleolenkontur simuliert. Die proximale Begrenzung des Spaltes erfolgte durch die Messingfixierung der Platte im oberen Fixiermodul. Hierdurch wurde die Eigentorquierung der Platte überwiegend auf deren freiliegenden und dem distal im Kunstknochen verankerten Anteil begrenzt. Somit konnte isoliert das Verhalten des distalen Implantat-Knochen-Konstrukts untersucht werden.

Der Versuchsablauf der Torsionsgrenzkraft-Messung erfolgte stets unter exakt gleichen Bedingungen. Vor Versuchsbeginn wurde das komplette Konstrukt stets entlastet. Um eine konstante Vorspannung aller getesteten Proben zu gewährleisten, wurde das Konstrukt durch eine minimale, konstante axiale Vorkraft von 1 N belastet. Diese wurde über den gesamten Versuchszeitraum aufrechterhalten. Des Weiteren wurde in diesem Zusammenhang ein Vordrehmoment von 1 Nmm angefahren.

Physiologisch wirkt auf die Fibula eine axiale Belastung von etwa einem Sechstel des Körpergewichtes. Dies konnte bei den Experimenten mit isolierter distaler Verschraubung nicht adäquat simuliert werden, da die Belastung hier direkt über das Implantat auf das distale Knochenfragment übertragen wurde und keine interfragmentäre Lastübertragung stattfand. Da es in der Literatur diesbezüglich keine verlässlichen Angaben zur axialen Lastverteilung zwischen der Neutralisationsplatte und der interfragmentären Übertragung gibt, wurde auf eine relevante axiale Belastung verzichtet. Dies ermöglichte eine vereinfachte Beurteilung und Überwachung der Versuche. Als entscheidend für den Pathomechanismus des Implantatversagens wurde die Außenrotation der Fibula angesehen, welche durch eine Rotation des oberen Fixiermoduls und somit des Platten-Schrauben-Konstrukts um 90° mit einer Rotationsgeschwindigkeit von 5 °/s erfolgte. Aus Gründen der besseren Vergleichbarkeit wurde in den Experimenten mit proximaler und distaler Verschraubung ebenfalls auf eine relevante axiale Belastung verzichtet.

Die Durchführung einer initialen Frakturinduktion am eingesetzten Knochen vor Implantattestung ermöglicht eine bessere Wiedergabe realer Verhältnisse in der Frakturregion. Interindividuelle Frakturvariationen nehmen hierbei Einfluss auf die weitere biomechanische Testung. Insbesondere die komplexe interfragmentäre Interaktion der Frakturrenden würde im Vergleich zum einfachen Osteotomiemodell die Versuchsbedingungen den realen pathophysiologischen Bedingungen näher bringen. Die Reduktion auf ein Osteotomiemodell limitiert den Versuchsaufbau auf ein vereinfachtes Modell, da interfragmentäre Interaktionen aufgrund der relativ glatten Frakturänder nur geringfügig auftreten. Des Weiteren spielen interindividuelle Frakturvariationen hierbei keine Rolle. In dieser Arbeit wurde eine Interaktion der Frakturänder durch die Größe des Frakturspaltes gänzlich verhindert. Ihre Wirkung auf die eingesetzte Osteosynthese entfällt dadurch. Die gemessene Osteosynthesestabilität ist deshalb in ihren absoluten

Werten nicht mit einer klinisch durchgeführten Osteosynthese vergleichbar. Implantattestungen nach durchgeführter Osteotomie geben allerdings einen Hinweis auf das Verhalten der Osteosynthese im klinischen Alltag. Die Durchführung einer Osteotomie zur Fraktursimulation scheint folglich aufgrund des einfacheren Versuchsaufbaus und der besseren Reproduzierbarkeit für die Anwendung in der Implantattestung geeignet.

In verschiedenen biomechanischen Studien wurden bereits Osteosyntheseverfahren der distalen osteoporotischen Fibula im Modell an humanen Unterschenkelpräparaten untersucht (Kim, et al., 2007; Minihane, et al., 2006). Als Frakturmodell wurde hierbei - ähnlich wie in dieser Arbeit - eine einfache Osteotomie gewählt. Dieses Vorgehen ist technisch gut umsetzbar und ermöglicht eine Implantattestung unter konstanten Bedingungen. Eine Frakturinduktion gemäß den von Lauge-Hansen geschilderten Frakturmechanismen ist im synthetischen Knochen nur schwer zu realisieren und gestaltet sich in humanen Präparaten als äußerst komplex (Michelson, 1997).

Biomechanische Implantattestungen in humanen Präparaten mit induzierter Fraktur entsprechen folglich am ehesten den pathophysiologischen Bedingungen. Ein solches komplexes Modell kann als letzter Schritt vor einem klinischen Implantateinsatz weitere wichtige Informationen über das getestete Osteosyntheseverfahren liefern.

Ziel dieser Arbeit war die isolierte Untersuchung des neu konstruierten winkelstabilen distalen Anteils der Konturenplatte II und die mechanische Stabilitätsprüfung der winkelstabil eingebrachten Schrauben im Osteoporose ähnlichen Kunstknochen. Die Ausschaltung von Einflussfaktoren wie interindividuelle Frakturvariationen und interfragmentäre Interaktionen schien aufgrund oben erwähnter Vorteile hierfür sinnvoll.

Die zyklische Testung erfolgte mit 20% des in der Torsionsgrenzkraft-Messung ermittelten Drehmoments bei Versagen und mit 4000 Zyklen. Die Angaben zum prozentualen Anteil der Drehmomentbelastung und die Anzahl der durchgeführten Zyklen schwanken in der Literatur stark. Die Durchführung von 4000 Zyklen schien uns jedoch als adäquat, um eine Dauerbelastung zu simulieren (Gondusky, et al., 2010; Liporace, et al., 2006). Eine Rotationsbelastung von 20% wurde von uns in der Versuchsplanung ebenfalls als hierfür geeignet angesehen. Eine höhere Drehmomentbelastung in der zyklischen Untersuchung hätte unter Umständen auch hierbei ein signifikant überlegenes Ergebnis der Konturenplatte II geliefert.

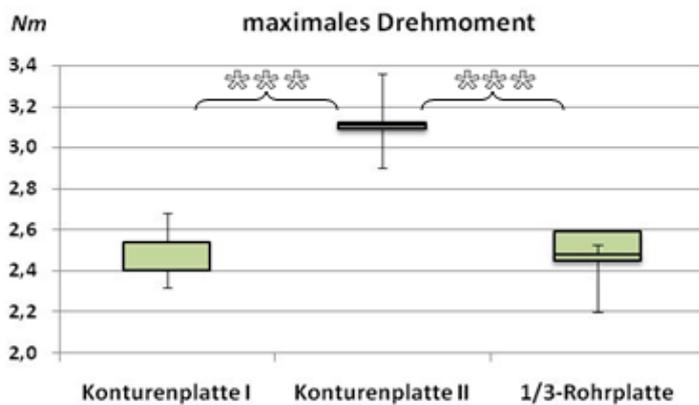
## 6.4 Diskussion der Ergebnisse

Ein Implantat mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften könnte eine funktionelle Nachbehandlung des älteren Patienten mit einer postoperativen Vollbelastung, welche bislang nur schwer umsetzbar war, ermöglichen. Die winkelstabile Konturenplatte scheint aufgrund des gesteigerten Drehmoments bei Versagen, der erhöhten zum Versagen führenden Energie und des insgesamt erhöhten maximalen Drehmomentes im Osteoporose simulierenden Kunstknochen beste Voraussetzungen hierfür zu bieten.

Die statistische Auswertung der Ausrissversuche mit proximaler und distaler Verschraubung ergab **keine** signifikanten **Unterschiede** für den Messparameter **Drehmoment bei Versagen** zwischen den drei Implantaten. Der **Ausrisswinkel** schien sich nur **zwischen der Drittelrohrplatte** und den beiden **Konturenplatten** signifikant zu unterscheiden ( $p < 0,05$ ). Des Weiteren wurde eine **Abnahme der Steifigkeit** von der Konturenplatte I über die Konturenplatte II zur Drittelrohrplatte verzeichnet. Die höhere Steifigkeit der Konturenplatte I ist wohl auf den initial höheren Anpressdruck der konventionellen Verankerung der Osteosynthese zurückzuführen, da das winkelstabile System der Konturenplatte II distal einen geringeren Anpressdruck erzeugt. Dieser scheinbare Nachteil wird aber schließlich nach beginnender Lockerung des Implantates durch die dann stärker zur Geltung kommende winkelstabile Verankerung im distalen Bereich der Platte kompensiert. Die hohen Werte des maximalen Drehmomentes der Konturenplatte II spiegeln diesen Sachverhalt wider. Es gab **keinen** signifikanten **Unterschied** in der **zum Versagen führenden Energie** zwischen den beiden **Konturenplatten**. Die Drittelrohrplatte schien hierbei mit signifikantem Trend ( $p = 0,075$ ) geringfügig höhere Werte gegenüber den beiden Konturenplatten aufzuweisen. Es sollte hierbei jedoch an den Einfluss der geringen intrinsischen Steifigkeit der Drittelrohrplatte gedacht werden, welcher zusätzlich die Parameter Steifigkeit und Ausrisswinkel beeinflusst. Das **maximale Drehmoment** war für die **Konturenplatte II** signifikant **höher** als für die beiden Vergleichsimplantate. Die eindeutige Überlegenheit der Konturenplatte II bezüglich des maximalen Drehmoments in der Testung mit proximaler und distaler Verschraubung deutete insgesamt auf eine erhöhte Stabilität des winkelstabilen Konstrukts hin. Dieser Parameter schien in dieser Testung am aussagekräftigsten und korreliert mit dem endgültigen Versagen des gesamten Schrauben-Platten-Konstrukts. Die Zuordnung der anderen erhobenen Parameter wurde

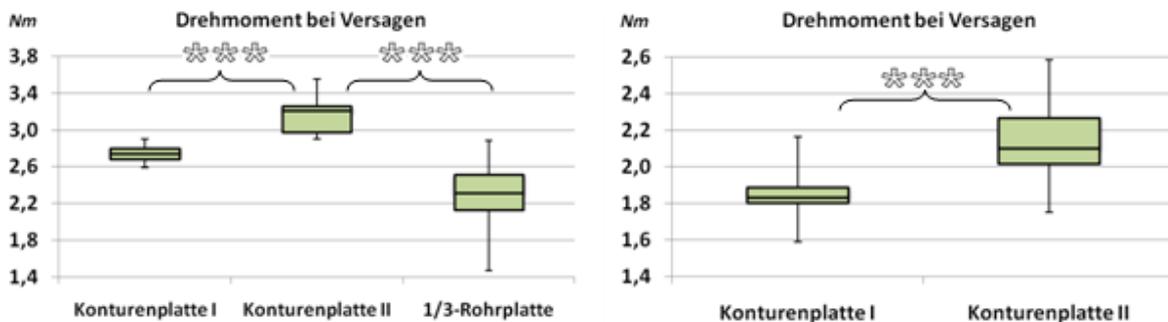
durch die unterschiedlichen Versagensorte der einzelnen Implantate erschwert, wodurch ein Vergleich nur bedingt möglich war.

Insgesamt zeigte sich, dass das Hauptproblem der Fixierung am Außenknöchel im distal gelegenen Malleolarbereich liegt. Dies bestätigte unsere Erfahrungen aus dem klinischen Alltag sowie frühere Studien zur Sprunggelenksosteosynthese. Das primäre Versagen der beiden konventionellen Osteosynthesen war überwiegend hier zu finden. Nur die winkelstabile Verschraubung zeigte eine initiale Auslockerung am Schaft.



**Abbildung 50:** Maximales Drehmoment im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung  
*Erläuterung zu Abbildung 50:*  $p < 0,01$  \*\*\*;  $p < 0,05$  \*\*;  $p < 0,1$  \*; je  $n = 5$

In den Versuchen mit isolierter distaler Verschraubung hatte das **winkelstabile Implantat** unter Berücksichtigung verschiedener Schraubenlängen bei 16 mm und 20 mm langen Schrauben ein **höheres Drehmoment bei Versagen** des Osteosynthesekonstrukts (+ 16,9%, bzw. + 16,5%). Dies war ebenfalls in der Torsionsgrenzkraft-Messung im Anschluss an die zyklische Belastung der Fall (+ 14,5% bzw. + 23,2%).



**Abbildung 51:** Vergleich Drehmoment bei Versagen

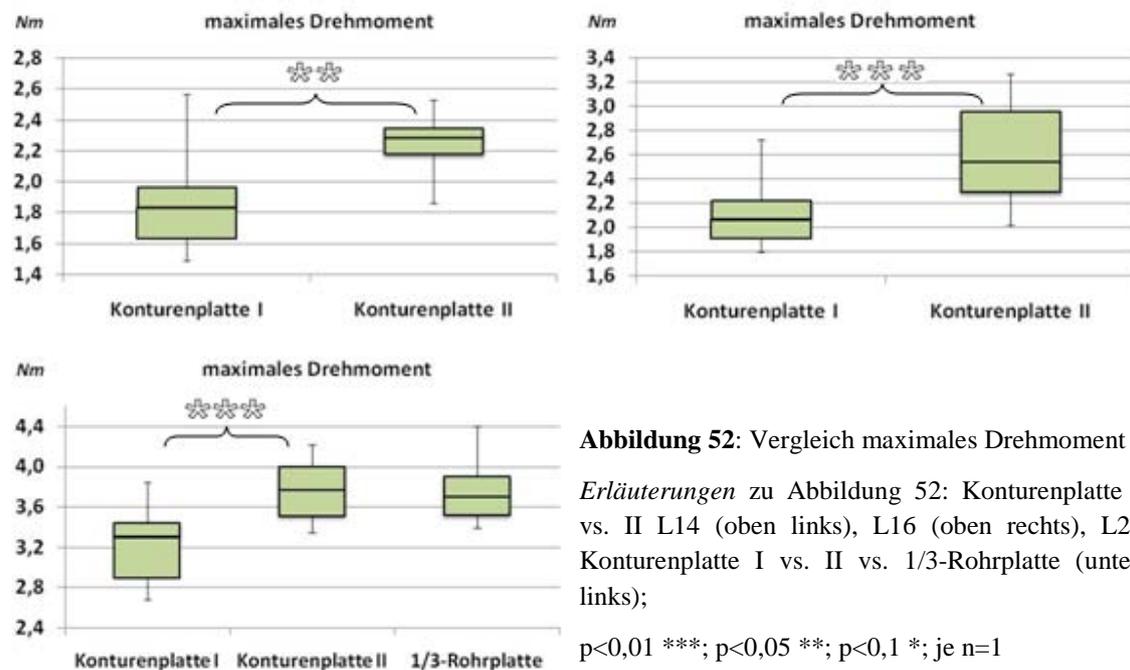
*Erläuterung zu Abbildung 51:* L20 Konturenplatte I vs. II vs. Drittelrohrplatte (links), L16 Konturenplatte I vs. II (rechts);  $p < 0,01$  \*\*\*;  $p < 0,05$  \*\*;  $p < 0,1$  \*; je  $n = 10$

Der **Ausrisswinkel** war ausschließlich bei **14 mm** langen Schrauben im winkelstabilen Konstrukt der **Konturenplatte II erhöht** (+ 25.6%). Bei allen weiteren getesteten Schraubenlängen zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Konturenplatten. Seine Aussagekraft bezüglich der Stabilität der Osteosynthese scheint in dieser Arbeit insgesamt fraglich.

Interessanterweise war die **Energie**, welche bis zum Drehmomentabfall (Versagen) aufgebracht wurde, **zwischen den Konturenplatten nicht unterschiedlich**. Nur in den Schraubenlängen 14 mm und 16 mm schneidet die Konturenplatte II geringfügig besser ab. Es ist jedoch bei einem Signifikanzniveau von  $p=0,069$  (14 mm) bzw.  $p=0,082$  (16 mm) bei der gegebenen Gruppengröße (jeweils  $n=10$ ) nur bedingt von einem signifikanten Unterschied auszugehen.

Zu beachten ist allerdings die Abhängigkeit der zum Versagen führenden Energie von der intrinsischen Steifigkeit der getesteten Implantate, da jene mit geringer Implantatsteifigkeit einen hohen Ausrisswinkel vorweisen, dieser aber primär durch die plastische Verformung des Implantates und erst sekundär durch eine Auslockerung der Schrauben aus dem Knochen hervorgerufen wird. Hierdurch ist die erhöhte, zum Versagen führende Energie durch die Verformung des Implantates bedingt. Dies trifft für die AO-Drittelrohrplatte im Ausrissversuch mit 20 mm langen Schrauben zu. Aufgrund der geringen intrinsischen Steifigkeit des Implantates erfolgt hier eine gleichmäßige Torquierung der Platte. Hierdurch entsteht eine im Vergleich zu den Konturenplatten relativ vergrößerte „area under the curve“ und somit eine erhöhte zum Versagen führende Energie ( $52,3 \text{ Nm} \pm 19,9 \text{ Nm}$ ).

Das **maximale Drehmoment** der Torsionsgrenzkraft-Messung der **Konturenplatte II** war unter Berücksichtigung der Schraubenlängen stets **höher** als dasjenige der Konturenplatte I (L14: 19,6%; L16: 24,3%; L20: 17,1%). Nach zyklischer Testung traf dies ebenso für die Experimente mit den Schraubenlängen L16 und L20 (13,2% bzw. 28,1%) zu.



**Abbildung 52:** Vergleich maximales Drehmoment

*Erläuterungen zu Abbildung 52:* Konturenplatte I vs. II L14 (oben links), L16 (oben rechts), L20 Konturenplatte I vs. II vs. 1/3-Rohrplatte (unten links);

$p < 0,01$  \*\*\*;  $p < 0,05$  \*\*;  $p < 0,1$  \*; je  $n=1$

Eine **positive Korrelation** bestand zwischen der **Schraubenlänge** und dem **Drehmoment bei Versagen** sowie dem **maximalen Drehmoment** bis zum endgültigen Versagen des Konstrukts sowohl für die **winkelstabile** als auch für die **konventionelle Konturenplatte**. Aus klinischen Gesichtspunkten wäre folglich die Wahl möglichst langer Schrauben, um eine größtmögliche Stabilität der Osteosynthese zu gewährleisten, zu fordern. Diese Stabilitätszunahme wird jedoch aufgrund der anatomischen Gegebenheiten am lateralen Malleolus im klinischen Alltag auf Schraubenlängen im Größenbereich von ca. 20 mm begrenzt.

Bei der Anwendung 14 mm langer Schrauben war zumindest von einer vergleichbaren Stabilität des winkelstabilen Implantates auszugehen. Der Einsatz der Konturenplatte II mit Schrauben dieser Länge scheint allerdings in Kombination mit zusätzlichen längeren Schrauben oder unter Verwendung einer größeren Schraubenanzahl durchaus sinnvoll, auch wenn in dieser Arbeit noch kein eindeutiger Vorteil des winkelstabilen Implantates vorlag.

In der Testung mit 20 mm langen Schrauben wurde zusätzlich zu oben genannten Parametern das Verhalten des Implantates während des Ausrisses untersucht. Hierbei wurde das Displacement des Schrauben-Implantat-Konstrukts aus dem Knochen bestimmt. Das **winkelstabile Konstrukt** hat sich bis zur Fragmentabsprengung aus dem

Kunstknochen **deutlich weniger ausgeschnitten** als die Konturenplatte I und die AO-Drittelrohrplatte. Dies lässt auf eine höhere Stabilität des winkelstabilen Konstrukts schließen. Die zyklische Testung zeigte diesbezüglich ein ähnliches Ergebnis.

Die Testung mit der Schraubenlänge 20 mm erfolgte ebenfalls mit der AO-Drittelrohrplatte. Die Osteosynthese mit der **Drittelrohrplatte** war beiden Konturenplatten mit einem Drehmoment bei Versagen von  $2,3 \text{ Nm} \pm 0,42 \text{ Nm}$  **deutlich unterlegen**. Das maximale Drehmoment der Konturenplatte II war im Vergleich zur Konturenplatte I hierbei deutlich erhöht (K I:  $3,22 \pm 0,37 \text{ Nm}$  vs. K II:  $3,77 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ ;  $p < 0,01$ ). Die Drittelrohrplatte wies ähnliche Werte wie die Konturenplatte II auf (K II:  $3,77 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$  vs. Drittelrohr:  $3,73 \text{ Nm} \pm 0,31 \text{ Nm}$ ; n.s.).

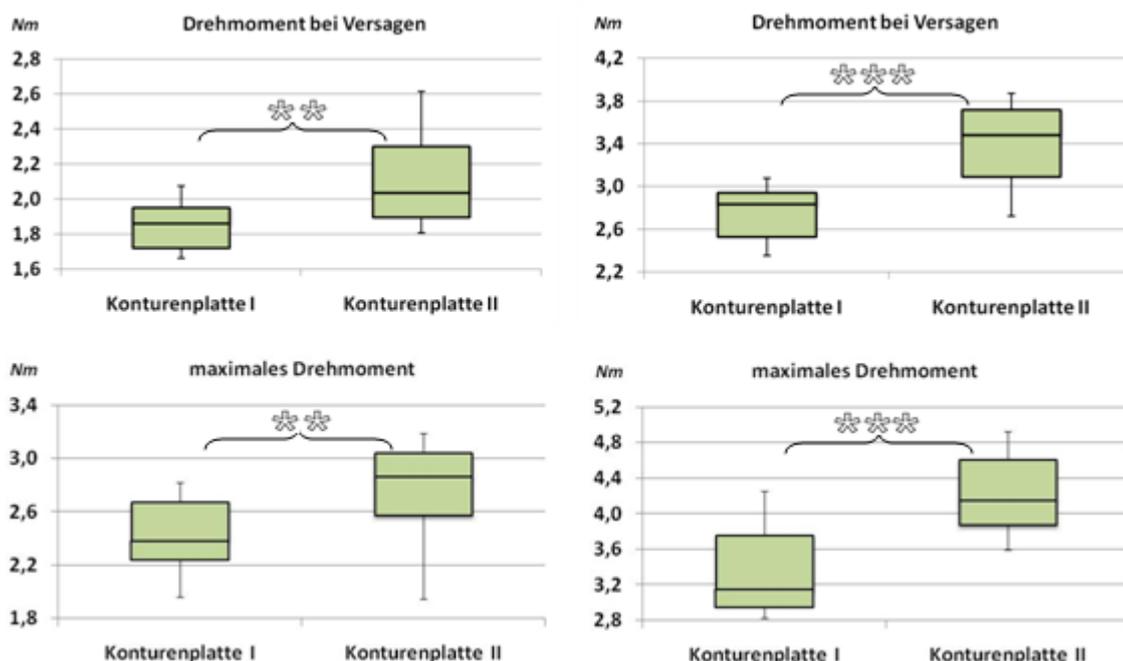
Deutlich wird hierbei auch die auf intrinsische Implantateigenschaften rückführbare geringere Steifigkeit der Drittelrohrplatte ( $167 \text{ Nmm/}^\circ \pm 48,1 \text{ Nmm/}^\circ$ ) im Vergleich zu den beiden Konturenplatten. Die geringe Steifigkeit der Drittelrohrplatte ist während der Testung visuell durch ein Torquieren der Platte um ihre eigene Achse feststellbar. Dies erklärt die Werte der Drittelrohrplatte in den Parametern Ausrisswinkel ( $34,8^\circ \pm 8,6^\circ$ ) und Energie ( $52,3 \text{ Nm} \pm 19,9 \text{ Nm}$ ), da hier die Torquierung des Implantates einen ersten sichtbaren initialen Drehmomentabfall während der Testung zeitlich verzögert.

Während es bei konventionellen Systemen typischerweise zu einem Lockern bzw. Ausreißen individueller Schrauben kommt, wirken bei winkelstabilen Systemen alle in einem Fragment verankerten Schrauben als Block. Die winkelstabilen Schrauben lockern nicht individuell, sondern halten das Fragment im Verbund fest. Vor allem bei osteoporotischen Knochen mit geringer Knochendichte und verringerter kortikaler Dicke erhöht dies die Haltekraft des winkelstabilen Konstrukts und kann damit Schraubenlockerungen oder Ausbrechen effektiv vermeiden (Augat, et al., 2010). In den durchgeführten Testungen zeigte das **winkelstabile Implantat** in allen Schraubenlängen überwiegend (in 48 von 50 Testungen) ein Versagen vom Typ der **Vollfragmentabsprengung**. Dieses Fragment war größtenteils zwischen den vier Schrauben am Implantat fixiert. Die **Konturenplatte I nährte** sich mit wachsender Schraubenlänge diesem **Versagenstyp an**, zeigte aber in den Schraubenlängen 14 mm und 16 mm überwiegend ein Versagen in Form eines Ausschneidens aus dem Knochen (14 mm) bzw. einer Teilfragmentabsprengung (16 mm). Bei einer **Schraubenlänge** von **20 mm** war die **Versagensart** der beiden **Konturenplatten ähnlich**, jedoch wurde das

Vollfragment in der Konturenplatte II durch die Schrauben fixiert, wohingegen es in der Konturenplatte I meist abgesprengt wurde. Die AO-Drittelrohrplatte zeigte hierbei meist (in 9 von 10 Fällen) ein unvollständiges Ausschneiden der Schrauben aus dem Knochen.

Die Analyse des Ausbruchverhaltens der Konturenplatte II stand im Einklang mit dem von Augat et al. (2010) erläuterten typischen Ausbruchverhalten winkelstabiler Implantate. Das abgesprengte Knochenfragment wurde hierbei überwiegend durch die Schrauben am Implantat verankert. Dieser Sachverhalt lässt sich durch die dreidimensional umgreifende Schraubenkonfiguration des winkelstabilen Konstrukts erklären und gab ebenfalls einen Hinweis auf die bessere Implantathaftung der Konturenplatte II.

Bei den **zyklischen Experimenten** zeigten die beiden Konturenplatten vergleichbare Dislokationen. In der Torsionsgrenzkraft-Messung nach 4000 Zyklen konnten die Ergebnisse der einfachen Ausrissversuche bestätigt werden: **Vor und nach zyklischer Testung zeigte das winkelstabile Implantat stets höhere Drehmomente beim Versagen.** Das **maximale Drehmoment** der winkelstabilen Konturenplatte bei 16 mm wie auch 20 mm langen Schrauben war **ebenfalls größer** als das der konventionellen Konturenplatte.



**Abbildung 53:** Vergleich Drehmoment bei Versagen und maximales Drehmoment nach 4000 Zyklen

*Erläuterungen zu Abbildung 53:* Konturenplatte I vs. II L16 (links), L20 ( rechts);

p<0,01 \*\*\*; p<0,05 \*\*; p<0,1 \*; je n=10

Dennoch war die Steifigkeit des winkelstabilen Implantates vor und nach zyklischer Testung geringer.

Die beiden Konturenplatten zeigten im Verlauf der zyklischen Testung keinen signifikanten Unterschied des Displacements (in °). Die **winkelstabile Konturenplatte** zeigte eine bei gegebener Gruppengröße jedoch nicht signifikante **geringere Zunahme** des **Displacements** (in °) von 17,3% (16 mm) bzw. 14,90% (20 mm) im Vergleich zur konventionellen Konturenplatte mit 24,6% (16 mm) bzw. 16,7% (20 mm). Insgesamt ließ sich in keiner der beiden Gruppen eine wesentliche Auslockerung der Osteosynthese aus dem Knochen beschreiben. Insbesondere das winkelstabile System wies hierbei ein hohes Maß an Stabilität auf.

Bemerkenswerterweise waren die Steifigkeit und die verschiedenen Drehmomente innerhalb einer Gruppe nach den zyklischen Versuchen nicht kleiner als vor den zyklischen Experimenten. Zu erwarten wären verringerte bzw. unveränderte Werte nach den Experimenten der zyklischen Testung. Für die Erhöhung der Parameter nach zyklischer Testung gibt es keine eindeutige Erklärung. Die Kompression des Osteoporose ähnlichen Kunstknorpels durch die Schrauben während der zyklischen Testung könnte hierfür allerdings von Bedeutung sein. Nach zyklischer Testung erfolgte die Entlastung der Probe mit anschließender Torsionsgrenzkraft-Messung, welche durch eine axiale Vorlast sowie ein Vordrehmoment eingeleitet wurde. Die durch die zyklische Belastung komprimierten Knochenlamellen könnten dem Kunstknochen initial eine erhöhte Dichte geben und somit die erhöhte Steifigkeit des Implantat-Knochen-Konstrukts erklären.

Ebenso war die Steifigkeit des winkelstabilen Systems in der einfachen Torsionsgrenzkraft-Messung bei einigen Schraubenlängen (14 mm und 20 mm) niedriger als in der Konturenplatte I. Dieser Sachverhalt könnte auf eine geringfügig unterschiedliche intrinsische Steifigkeit der beiden Konturenplatten zurückzuführen sein.

Die geringere Steifigkeit der AO-Drittelrohrplatte ( $167 \text{ Nmm/}^\circ \pm 48,1 \text{ Nmm/}^\circ$ ) im Ausrissversuch mit der Schraubenlänge 20 mm im Vergleich zur Konturenplatte I ( $298,7 \text{ Nmm/}^\circ \pm 40 \text{ Nmm/}^\circ$ ), welche beide durch eine nicht winkelstabile Verankerung gekennzeichnet sind, spiegelt ebenfalls den Einfluss der intrinsischen Steifigkeit des Implantates wider.

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass das Drehmoment bei Versagen ab einer Schraubenlänge von 16 mm sowie das maximale Drehmoment, welches zum Implantatversagen der winkelstabilen Konturenplatte führte, in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm stets größer war als dasjenige der Konturenplatte I. Dies deutete auf die verbesserten biomechanischen Eigenschaften des neuen Implantates hin. Analog zeigte sich der Trend eines erhöhten Energiebedarfs bis zum Drehmomentabfall und damit Versagen des neuen Implantates. Zusätzlich bestätigte das eindeutige Ergebnis der winkelstabilen Konturenplatte in den Ausrissversuchen mit proximaler und distaler Verschraubung die erhöhte Stabilität der winkelstabilen Osteosynthese.

Die winkelstabile Konturenplatte mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften schafft somit bessere Voraussetzungen für eine funktionelle Nachbehandlung des älteren Patienten mit einer postoperativen Vollbelastung. Des Weiteren könnten Komplikationen wie Implantatversagen, Schrauben- und Plattenauslockerungen sowie die Folgen einer Ruhigstellung reduziert werden. Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse ist eine klinische Anwendung mit schmerzadaptierter, funktioneller Vollbelastung auch bei Patienten mit Osteoporose zu rechtfertigen. Eine solche Anwendung sollte jedoch unter Studienbedingungen erfolgen, um klinisch relevante Einflussfaktoren zu erfassen.

## 7 Zusammenfassung

In dieser Arbeit konnten die verbesserten biomechanischen Eigenschaften der winkelstabilen Konturenplatte für die Osteosynthese distaler Fibulafrakturen in einem Osteoporose simulierenden Kunstknochenmodell aufgezeigt werden. Sie stellt die Weiterentwicklung der bereits etablierten konventionellen Konturenplatte dar. Meffert et al. (2004) beschrieben bereits in einer früheren Arbeit eine vierfach höhere Biegefestigkeit sowie eine signifikant höhere Torsionsgrenzkraft der konventionellen Konturenplatte im Vergleich zur AO-Drittelrohrplatte, dem Standardimplantat bei der Versorgung dieser Frakturart. Patienten, deren transsyndesmale Fibulafraktur mit der konventionellen Konturenplatte versorgt wurden, erreichten früher eine schmerzadaptierte Vollbelastung als diejenigen, welche mit der AO-Drittelrohrplatte stabilisiert wurden.

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass das Drehmoment bei Versagen ab einer Schraubenlänge von 16 mm (**16 mm**: K II: 2,15 Nm  $\pm$  0,2 Nm vs. K I: 1,84 Nm  $\pm$  0,2 Nm;  $p < 0,01$ ; **20 mm**: K II: 3,18 Nm  $\pm$  0,2 Nm vs. K I: 2,73 Nm  $\pm$  0,1 Nm;  $p < 0,01$ ) sowie das maximale Drehmoment (**14 mm**: K II: 2,25 Nm  $\pm$  0,19 Nm vs. K I: 1,88  $\pm$  0,35 Nm;  $p < 0,05$ ; **16 mm**: K II: 2,61 Nm  $\pm$  0,41 Nm vs. K I: 2,1 Nm  $\pm$  0,27 Nm;  $p < 0,01$ ; **20 mm**: K II: 3,77 Nm  $\pm$  0,31 Nm vs. K I: 3,22  $\pm$  0,37 Nm;  $p < 0,01$ ), welches zum vollständigen Implantatversagen der winkelstabilen Konturenplatte führte, in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm stets größer war als dasjenige der Konturenplatte I. Dies deutete auf die verbesserten biomechanischen Eigenschaften des neuen Implantates hin. Analog zeigte sich ein signifikanter Trend eines erhöhten Energiebedarfs bis zum Drehmomentabfall (**14 mm**: K II: 27,5 Nm  $\pm$  6,47 Nm vs. K I: 22,1  $\pm$  5,98 Nm;  $p < 0,1$ ; **16 mm**: K II: 30,7 Nm  $\pm$  7,81 Nm vs. K I: 24,9 Nm  $\pm$  5,22 Nm;  $p < 0,1$ ; **20 mm**: K II: 54,1 Nm  $\pm$  11,7 Nm vs. K I: 46,1 Nm  $\pm$  7,32 Nm; n.s.) und damit Versagen des neuen Implantates. Zusätzlich bestätigte ein eindeutiges Ergebnis der winkelstabilen Konturenplatte in den Ausrissversuchen mit proximaler und distaler Verschraubung die erhöhte Stabilität der winkelstabilen Osteosynthese. Für beide Konturenplatten fand sich eine positive Korrelation zwischen der Schraubenlänge und dem Drehmoment bei Versagen sowie dem maximalen Drehmoment bis zum endgültigen Versagen des Konstrukts. Aus klinischen Gesichtspunkten wäre folglich die Wahl möglichst langer Schrauben, um eine größtmögliche Stabilität der Osteosynthese zu

gewährleisten, zu fordern. Dies ist jedoch aufgrund der anatomischen Gegebenheiten am lateralen Malleolus im klinischen Alltag auf Schraubenlängen im Größenbereich von etwa 20 mm begrenzt.

Die Anwendung eines Osteoporose simulierenden Kunstknochenmodells mit Kunstknochenzylindern (Firma Synbone, Schweiz) scheint hierbei geeignet. Die einfache technische Umsetzung, die konstante Materialqualität des Kunstknochens und die folglich zuverlässige Reproduzierbarkeit der Versuchsergebnisse sprechen diesbezüglich für eine Anwendung synthetischer Knochenäquivalente in der Implantatatestung an der distalen Fibula. In dieser Arbeit wurde initial das Implantatverhalten während der Simulation eines Supinations-Eversions-Traumas bei proximaler und distaler Fixierung im Kunstknochen analysiert. Hierbei zeigte sich, dass das primäre Versagen der beiden konventionellen Osteosynthesen überwiegend im distal gelegenen Malleolarbereich zu finden war. Nur die winkelstabile Verschraubung zeigte eine initiale Auslockerung am Schaft. Dies bestätigte unsere Erfahrungen aus dem klinischen Alltag sowie frühere Studien zur Sprunggelenksosteosynthese. Ziel der Ausrissversuche mit isolierter distaler Fixierung war schließlich die Stabilitätstestung des Schrauben-Platten-Konstrukts im Bereich distal des Frakturspaltes, welcher sich bei der Konturenplatte II durch eine winkelstabile Verankerung auszeichnet. Hierbei konnte eine erhöhte biomechanische Stabilität und Implantathaftung der winkelstabilen Konturenplatte im Vergleich zur konventionellen Konturenplatte und zur AO-Drittelrohrplatte festgestellt werden.

Nach operativer Stabilisierung distaler Fibulafrakturen mit einem Standardimplantat wird bislang eine Teilbelastung der betroffenen Extremität empfohlen. Diese ist in der Nachbehandlung bei älteren Patienten mit eingeschränkten koordinativen Fähigkeiten und Begleiterkrankungen stark eingeschränkt. Die winkelstabile Konturenplatte mit verbesserten biomechanischen Eigenschaften schafft bessere Voraussetzungen für eine funktionelle Nachbehandlung des älteren Patienten mit einer postoperativen Vollbelastung. Des Weiteren könnten Komplikationen wie Implantatversagen, Schrauben- und Plattenauslockerungen sowie die Folgen einer Ruhigstellung reduziert werden. Aufgrund der gewonnenen Ergebnisse ist eine klinische Anwendung mit schmerzadaptierter, funktioneller Vollbelastung auch bei Patienten mit Osteoporose zu rechtfertigen. Eine solche Anwendung sollte jedoch unter Studienbedingungen erfolgen um klinisch relevante Einflussfaktoren zu erfassen.

## **8 Ausblick und klinische Relevanz**

Die in dieser Arbeit gewonnenen Ergebnisse über die biomechanischen Eigenschaften der winkelstabilen Konturenplatte sind nicht uneingeschränkt auf klinische Fragestellungen und Anwendungen übertragbar. Die Versuche mit Osteoporose ähnlichem Kunstknochen lieferten jedoch die Voraussetzung für eine weiterführende experimentelle Arbeit mit humanen osteoporotischen Unterschenkelpräparaten. Hierbei wurden Sprunggelenkverletzungen mit transsyndesmalen Fibulafrakturen induziert und diese Verletzungen anschließend mit den beiden Konturenplatten stabilisiert. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit konnten bestätigt werden, da die Osteosynthese mit der winkelstabilen Konturenplatte erneut erhöhte biomechanische Stabilität zeigte.

Die winkelstabile Konturenplatte wird in der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und Wiederherstellungschirurgie des Universitätsklinikums Würzburg seit Durchführung der biomechanischen Testung regelmäßig verwendet, um distale Fibulafrakturen zu stabilisieren. Wie sich bei den ersten 30 operativen Stabilisierungen mit der winkelstabilen Konturenplatte bestätigte, wird das die Platte umgebende Gewebe aufgrund der anatomischen Form des Implantates, der vollständig versenkbaren Schraubenköpfe, der minimalen Plattenauflagefläche und Implantathöhe kaum irritiert. Über 30 Implantate wurden bereits erfolgreich eingesetzt und die verbesserten biomechanischen Eigenschaften der winkelstabilen Plattenosteosynthese bewähren sich in der klinischen Anwendung. Eine klinische Studie muss nun bestätigen, ob die verbesserten mechanischen Eigenschaften tatsächlich eine veränderte Nachbehandlung ermöglichen.

## 9 Ergebnisanhang

Signifikanzniveau:  $p < 0,01$  \*\*\*;  $p < 0,05$  \*\*;  $p < 0,1$  \*

Erläuterung: Drehmoment bei Versagen (Nm); Ausrisswinkel (°); Steifigkeit (Nmm/°); Energie (Nm); max. Drehmoment (Nm);  
z = zyklisch; K = Konturenplatte;

	Drehmoment bei Versagen	Standardabweichung	Ausrisswinkel	Standardabweichung	Steifigkeit	Standardabweichung	Zum Versagen führende Energie	Standardabweichung	Drehmoment [max]	Standardabweichung
L14 K I	1,72	0,2	19,5	3,9	212	34	22,1	6,0	1,88	0,35
L14 K II	1,83	0,2	24,5	4,1	174,8	25	27,5	6,5	2,25	0,19
<i>p-Niveau</i>	0,41		<b>0,015**</b>		<b>0,012**</b>		<b>0,069*</b>		<b>0,028**</b>	
L16 K I	1,84	0,2	19,5	2,9	213,3	23	24,9	5,2	2,1	0,27
L16 K II	2,15	0,2	22,79	4,9	211,5	43	30,7	7,8	2,61	0,41
<i>p-Niveau</i>	<b>0,0046***</b>		0,198		0,762		0,082*		<b>0,004***</b>	
L20 K I	2,73	0,1	26	3,9	298,7	40	46,1	7,3	3,22	0,37
L20 K II	3,18	0,2	27,8	3,6	255,7	52	54,1	11,7	3,77	0,31
<i>p-Niveau</i>	<b>0,0002***</b>		0,405		<b>0,069*</b>		0,112		<b>0,003***</b>	
L16 z K I	1,86	0,2	18,4	2,9	293,1	30	22,88	4,9	2,42	0,28
L16 z K II	2,13	0,3	21,16	8,4	223,1	31	29,7	17,0	2,75	0,4
<i>p-Niveau</i>	<b>0,034**</b>		0,65		<b>0,0005***</b>		0,545		<b>0,041**</b>	
L20 z K I	2,76	0,3	26,9	5,3	332,1	38	50,4	13,4	3,31	0,5
L20 z K II	3,4	0,4	26,8	4,7	315,8	25	61,9	14,8	4,24	0,5
<i>p-Niveau</i>	<b>0,002***</b>		0,879		0,289		0,15		<b>0,002***</b>	
L16 K I	1,84	0,2	19,5	2,9	213,3	23	24,9	5,2	2,1	0,27
L16 z K I	1,86	0,2	18,4	2,9	293,1	30	22,88	4,9	2,42	0,28
<i>p-Niveau</i>	0,85		0,21		<b>0,0002***</b>		0,325		<b>0,013**</b>	
L20 K I	2,73	0,1	26	3,9	298,7	40	46,1	7,3	3,22	0,37
L20 z K I	2,76	0,3	26,9	5,3	332,1	38	50,4	13,4	3,31	0,5
<i>p-Niveau</i>	0,449		0,7		<b>0,082*</b>		0,4		0,7	
L16 K II	2,15	0,2	22,79	4,9	211,5	43	30,7	7,8	2,61	0,41
L16 z K II	2,13	0,3	21,16	8,4	223,1	31	29,7	17,0	2,74	0,4
<i>p-Niveau</i>	0,82		0,289		0,7		0,289		0,449	
L20 K II	3,18	0,2	27,8	3,6	255,7	52	54,1	11,7	3,77	0,31
L20 z K II	3,4	0,4	26,8	4,7	315,8	25	61,9	14,8	4,24	0,5
<i>p-Niveau</i>	0,174		0,45		<b>0,004***</b>		0,198		<b>0,034**</b>	

**Tabelle 8:** Übersicht der Mittelwerte mit Standardabweichung

Signifikanzniveau:  $p < 0,01$  \*\*\*;  $p < 0,05$  \*\*;  $p < 0,1$  \*

Erläuterung: Drehmoment bei Versagen (Nm); Ausrisswinkel (°); Steifigkeit (Nmm/°); Energie (Nm); max. Drehmoment (Nm);

z = zyklisch; K = Konturenplatte;

	Drehmoment bei Versagen	Spannweite	Ausrisswinkel	Spannweite	Steifigkeit	Spannweite	Zum Versagen führende Energie	Spannweite	Drehmoment [max]	Spannweite
L14 K I	1,76	1,4-1,9	19,19	14,9-26,1	206,8	159-262	20,5	13,7-31,4	1,83	1,5-2,6
L14 K II	1,72	1,6-2,1	24,9	17,1-30,8	170,8	153-233	26,1	18,6-39,5	2,28	1,9-2,5
<i>p-Niveau</i>	0,41		<b>0,015**</b>		<b>0,012**</b>		<b>0,069*</b>		<b>0,028**</b>	
L16 K I	1,84	1,6-2,2	19,38	14,5-24,2	218,1	177-249	24,2	16,9-33,5	2,06	1,8-2,7
L16 K II	2,1	1,8-2,6	23	16,7-30,4	223,4	148-274	31,72	18,4-40,4	2,54	2-3,3
<i>p-Niveau</i>	<b>0,0046***</b>		0,198		0,762		<b>0,082*</b>		<b>0,004***</b>	
L20 K I	2,74	2,6-2,9	26,3	20,9-31,2	302	237-371	46,5	36,9-57	3,3	2,7-3,8
L20 K II	3,2	2,9-3,6	26,9	22,9-35,3	263	175-315	52,4	39,2-75,9	3,76	3,5-4,2
<i>p-Niveau</i>	<b>0,0002***</b>		0,405		<b>0,069*</b>		0,112		<b>0,003***</b>	
L16 z K I	1,87	1,7-2,1	17,58	15,5-24,8	289	260-350	22,1	17,4-32	2,38	2-2,8
L16 z K II	2	1,8-2,6	18,6	13-39,2	220,5	179-274	22,85	15-67,4	2,86	2-3,2
<i>p-Niveau</i>	0,034		0,65		<b>0,0005***</b>		0,545		<b>0,041**</b>	
L20 z K I	2,83	2,6-3,1	27,4	18-33,8	334,2	292-413	51,7	30,1-69	3,15	2,7-4,1
L20 z K II	3,48	2,7-3,9	24,93	20,4-34,5	321,1	275-350	55,8	47-84,3	4,15	3,6-5,1
<i>p-Niveau</i>	<b>0,002***</b>		0,879		0,289		0,15		<b>0,002***</b>	
L16 K I	1,84	1,6-2,2	19,38	14,5-24,2	218,1	177-249	24,2	16,9-33,5	2,06	1,8-2,7
L16 z K I	1,87	1,7-2,1	17,58	15,5-24,8	289	260-351	22,1	17,4-32	2,38	2-2,8
<i>p-Niveau</i>	0,85		0,21		<b>0,0002***</b>		0,325		<b>0,013**</b>	
L20 K I	2,74	2,6-2,9	26,3	20,9-31,2	302	237-371	46,5	36,9-57	3,3	2,7-3,8
L20 z K I	2,83	2,4-3,1	27,4	18-33,8	334,2	292-413	51,7	30,1-69	3,15	2,7-4,1
<i>p-Niveau</i>	0,449		0,7		<b>0,082*</b>		0,4		0,7	
L16 K II	2,1	1,8-2,6	23	16,7-30,4	223,4	148-274	31,72	18,4-40,4	2,54	2-3,3
L16 z K II	2	1,8-2,6	18,6	13-39,2	220,5	179-274	22,85	15-67,4	2,86	2-3,2
<i>p-Niveau</i>	0,82		0,289		0,7		0,289		0,449	
L20 K II	3,2	2,9-3,6	26,9	22,9-35,3	263	175-315	52,4	39,2-75,9	3,76	3,5-4,2
L20 z K II	3,48	2,7-3,9	24,93	20,4-34,5	321,1	275-350	55,8	47-84,3	4,15	3,6-5,1
<i>p-Niveau</i>	0,174		0,45		<b>0,004***</b>		0,198		<b>0,034**</b>	

**Tabelle 9:** Übersicht der Mediane mit Spannweite (min – max)

Die prozentualen Unterschiede der einzelnen Messparameter für die Konturenplatte I und II für alle Schraubenlängen im Ausrissversuch sind in der folgenden Auflistung sowohl für die isolierte Torsionsgrenzkraft-Messung als auch nach zyklischer Testung (z = zyklisch) dargestellt.

### Drehmoment bei Versagen (Nm)

Implantat (n=10)	Drehmoment	Schraubenlänge	Signifikanzniveau	%-Unterschied
Konturenplatte I	1,72 ± 0,2 Nm			
Konturenplatte II	1,83 ± 0,2 Nm	<b>L14</b>	n.s.	6,4
Konturenplatte I	1,84 ± 0,2 Nm			
Konturenplatte II	2,15 ± 0,2 Nm	<b>L16</b>	p<0,01	16,9
Konturenplatte I	2,73 ± 0,1 Nm			
Konturenplatte II	3,18 ± 0,2 Nm	<b>L20</b>	p<0,01	16,5
Konturenplatte I	1,86 ± 0,2 Nm			
Konturenplatte II	2,13 ± 0,3 Nm	<b>L16 z</b>	p<0,05	14,5
Konturenplatte I	2,76 ± 0,3 Nm			
Konturenplatte II	3,4 ± 0,4 Nm	<b>L20 z</b>	p<0,01	23,2

**Tabelle 10:** Prozentualer Unterschied maximales Drehmoment K I vs. K II

### Ausrisswinkel (°)

Implantat (n=10)	Ausrisswinkel	Schraubenlänge	Signifikanzniveau	%-Unterschied
Konturenplatte I	19,5 ± 3,9 °			
Konturenplatte II	24,5 ± 4,1 °	<b>L14</b>	p<0,01	25,6
Konturenplatte I	19,5 ± 2,9 °			
Konturenplatte II	22,79 ± 4,9 °	<b>L16</b>	n.s.	16,9
Konturenplatte I	26 ± 3,9 °			
Konturenplatte II	27,8 ± 3,6 °	<b>L20</b>	n.s.	6,9
Konturenplatte I	18,4 ± 2,9 °			
Konturenplatte II	21,16 ± 8,4 °	<b>L16 z</b>	n.s.	15
Konturenplatte I	26,9 ± 5,3 °			
Konturenplatte II	26,8 ± 4,7 °	<b>L20 z</b>	n.s.	-0,4

**Tabelle 11:** Prozentualer Unterschied Ausrisswinkel K I vs. K II

### Steifigkeit (Nmm/°)

Implantat (n=10)	Steifigkeit	Schraubenlänge	Signifikanzniveau	%-Unterschied
<b>Konturenplatte I</b>	212 ± 34 Nmm/°			
<b>Konturenplatte II</b>	174,8 ± 25 Nmm/°	<b>L14</b>	p<0,05	-17,5
<b>Konturenplatte I</b>	213,3 ± 23 Nmm/°			
<b>Konturenplatte II</b>	211,5 ± 43 Nmm/°	<b>L16</b>	n.s.	-0,84
<b>Konturenplatte I</b>	298,7 ± 40 Nmm/°			
<b>Konturenplatte II</b>	255,7 ± 52 Nmm/°	<b>L20</b>	p<0,1	-14,4
<b>Konturenplatte I</b>	293,1 ± 30 Nmm/°			
<b>Konturenplatte II</b>	223,1 ± 31 Nmm/°	<b>L16 z</b>	p<0,01	-23,9
<b>Konturenplatte I</b>	332,1 ± 38 Nmm/°			
<b>Konturenplatte II</b>	315,8 ± 25 Nmm/°	<b>L20 z</b>	n.s.	-4,9

**Tabelle 12:** Prozentualer Unterschied Steifigkeit K I vs. K II

### Zum Versagen führende Energie (Nm)

Implantat (n=10)	Energie	Schraubenlänge	Signifikanzniveau	%-Unterschied
<b>Konturenplatte I</b>	22,1 ± 6,0 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	27,5 ± 6,5 Nm	<b>L14</b>	p<0,1	24,4
<b>Konturenplatte I</b>	24,9 ± 5,2 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	30,7 ± 7,8 Nm	<b>L16</b>	p<0,1	23,3
<b>Konturenplatte I</b>	46,1 ± 7,3 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	54,1 ± 11,7 Nm	<b>L20</b>	n.s.	17,4
<b>Konturenplatte I</b>	22,88 ± 4,9 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	29,7 ± 17,0 Nm	<b>L16 z</b>	n.s.	29,8
<b>Konturenplatte I</b>	50,4 ± 13,4 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	61,9 ± 14,8 Nm	<b>L20 z</b>	n.s.	22,8

**Tabelle 13:** Prozentualer Unterschied der zum Versagen führende Energie K I vs. K II

### Maximales Drehmoment (Nm)

Implantat (n=10)	Drehmoment	Schraubenlänge	Signifikanzniveau	%-Unterschied
<b>Konturenplatte I</b>	1,88 ± 0,35 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	2,25 ± 0,19 Nm	<b>L14</b>	p<0,01	19,6
<b>Konturenplatte I</b>	2,1 ± 0,27 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	2,61 ± 0,41 Nm	<b>L16</b>	p<0,01	24,3
<b>Konturenplatte I</b>	3,22 ± 0,37 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	3,77 ± 0,31 Nm	<b>L20</b>	p<0,01	17,1
<b>Konturenplatte I</b>	2,42 ± 0,28 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	2,74 ± 0,4 Nm	<b>L16 z</b>	p<0,05	13,2
<b>Konturenplatte I</b>	3,31 ± 0,5 Nm			
<b>Konturenplatte II</b>	4,24 ± 0,5 Nm	<b>L20 z</b>	p<0,01	28,1

**Tabelle 14:** Prozentualer Unterschied des maximalen Drehmoments K I vs. K II

Das Displacement (in °) während der zyklischen Testung mit 16 und 20 mm langen Schrauben ist in der folgenden Übersicht zusammengefasst. Hierbei konnte bei gegebener Probenanzahl kein signifikanter Unterschied festgestellt werden.

### Displacement (in °)

	16 mm		20 mm	
	Mittelwert	Standardabweichung	Mittelwert	Standardabweichung
Winkel am Ende der zyklischen Testung				
<b>Konturenplatte I</b>	2,09°	± 0,35°	2,26°	± 0,41°
<b>Konturenplatte II</b>	2,67°	± 0,65°	2,52°	± 0,43°
	<b>absolut</b>	<b>relativ</b>	<b>absolut</b>	<b>relativ</b>
Winkelzunahme während der Testung				
<b>Konturenplatte I</b>	0,41°	24,58%	0,32°	16,73%
<b>Konturenplatte II</b>	0,39°	17,32%	0,33°	14,90%

**Tabelle 15:** Zusammenfassung des zyklischen Verlaufes (Displacement in °) bei 16 mm und 20 mm langen Schrauben

Das Versagen der unterschiedlichen Implantate in den verschiedenen Schraubenlängen wird in den folgenden Tabellen zusammengefasst. Hierbei wird zwischen einer Vollfragmentabsprengung (unter Beteiligung der „medialen“ Kortikalis) sowie einer Teilfragmentabsprengung (ohne Beteiligung der „medialen“ Kortikalis) unterschieden. Des Weiteren kam es zum reinen Ausschneiden der Schrauben ohne relevante Fragmentabsprengung.

### Versagensart in Torsionsgrenzkraft-Messung

<i>Implantat und Schraubenlänge (je n=10)</i>	<i>L14 K I</i>	<i>L14 K II</i>	<i>L16 K I</i>	<i>L16 K II</i>	<i>L20 K I</i>	<i>L20 K II</i>	<i>L20 1/3-Rohr</i>
reines Ausschneiden	9	2					9
Teilfragmentabsprengung			5				
Vollfragmentabsprengung	1	8	5	10	10	10	1

**Tabelle 16:** Versagensart der einzelnen Proben in der Torsionsgrenzkraft-Messung

### Versagensart nach zyklischer Testung

<i>Implantat und Schraubenlänge (je n=10)</i>	<i>L16 K I</i>	<i>L16 K II</i>	<i>L20 K I</i>	<i>L20 K II</i>
reines Ausschneiden	1			
Teilfragmentabsprengung	1			
Vollfragmentabsprengung	8	10	10	10

**Tabelle 17:** Versagensart der einzelnen Proben nach zyklischer Testung

## Auflistung der Ergebniswerte (Rohdaten vor statistischer Bearbeitung)

Erläuterung: Drehmoment bei Versagen (Nm); Ausrisswinkel (°); Steifigkeit (Nmm/°); Energie (Nm); max. Drehmoment (Nm);

z = zyklisch; K = Konturenplatte;

Probe (14 mm)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment	Probe (16 mm)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment
KP I (1)	1,9	24,9	170,7	31,4	1,9	KP I (1)	1,8	19,8	170,7	23,0	1,8
KP I (2)	1,8	16,7	250,7	20,5	2,6	KP I (2)	1,9	17,1	250,7	27,2	1,9
KP I (3)	1,8	19,2	197,3	20,5	1,8	KP I (3)	1,8	18,5	197,3	21,7	1,9
KP I (4)	1,7	19,2	203,2	21,4	1,9	KP I (4)	1,8	18,1	203,2	22,0	2,3
KP I (5)	1,9	22,7	241,1	29,3	2,4	KP I (5)	2,0	20,0	241,1	27,1	2,0
KP I (6)	1,9	16,4	262,4	20,2	2,0	KP I (6)	2,2	23,7	262,4	33,5	2,2
KP I (7)	1,8	26,1	234,2	29,6	1,8	KP I (7)	1,8	20,1	234,2	25,5	1,8
KP I (8)	1,4	14,9	191,1	13,7	1,5	KP I (8)	1,9	24,2	191,1	32,1	2,1
KP I (9)	1,5	19,3	158,9	18,0	1,5	KP I (9)	1,6	14,5	158,9	16,9	2,7
KP I (10)	1,6	15,7	210,5	16,7	1,6	KP I (10)	1,6	19,0	210,5	20,3	2,2
KP II (1)	1,7	26,6	153,4	27,8	1,9	KP II (1)	2,0	22,3	193,2	29,4	2,8
KP II (2)	1,7	18,8	155,8	18,6	2,2	KP II (2)	1,8	16,7	217,3	18,4	2,7
KP II (3)	1,6	24,9	177,3	23,2	2,3	KP II (3)	2,3	19,8	210,8	27,0	2,3
KP II (4)	1,7	27,2	179,9	29,2	2,2	KP II (4)	2,3	25,4	222,2	37,4	2,3
KP II (5)	1,6	23,7	153,2	24,5	2,4	KP II (5)	2,0	30,4	176,9	37,7	2,4
KP II (6)	1,8	24,1	156,0	23,9	2,4	KP II (6)	2,4	28,0	238,8	40,4	2,4
KP II (7)	2,1	17,1	233,4	22,1	2,3	KP II (7)	2,0	27,0	220,8	34,1	2,0
KP II (8)	2,0	27,2	197,5	35,8	2,5	KP II (8)	2,6	23,7	218,9	37,5	3,0
KP II (9)	2,1	30,8	171,6	39,5	2,1	KP II (9)	2,2	16,9	249,4	23,0	3,3
KP II (10)	2,0	25,0	170,1	30,9	2,3	KP II (10)	2,0	17,8	184,5	21,9	3,0

**Tabelle 19:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 14 mm (Ausrissversuch)

**Tabelle 18:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 16 mm (Ausrissversuch)

Probe (20 mm)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment
KP I (1)	2,8	29,8	236,7	52,5	3,4
KP I (2)	2,6	27,7	293,9	47,1	3,5
KP I (3)	2,7	30,0	263,4	54,0	3,2
KP I (4)	2,8	28,4	310,2	50,2	3,8
KP I (5)	2,7	24,2	264,5	41,8	3,5
KP I (6)	2,8	20,9	315,3	38,4	3,4
KP I (7)	2,6	21,5	328,3	37,1	2,8
KP I (8)	2,9	24,9	329,4	45,8	3,2
KP I (9)	2,7	21,6	370,8	36,9	2,7
KP I (10)	2,8	31,2	274,8	57,0	2,8
KP II (1)	3,2	28,3	209,7	54,9	4,0
KP II (2)	2,9	22,9	283,3	39,2	3,3
KP II (3)	3,2	30,6	202,4	59,0	3,5
KP II (4)	2,9	27,2	215,0	47,6	3,6
KP II (5)	3,6	30,9	302,0	70,6	3,9
KP II (6)	3,4	35,3	315,3	75,9	4,2
KP II (7)	3,2	25,8	306,6	53,6	3,7
KP II (8)	3,3	25,8	304,5	51,2	4,2
KP II (9)	3,1	24,4	242,6	45,0	3,9
KP II (10)	2,9	26,6	175,1	43,7	3,5
1/3-Rohr (1)	2,1	39,9	139,8	53,8	3,9
1/3-Rohr (2)	2,4	28,5	249,1	44,5	3,8
1/3-Rohr (3)	2,9	40,9	197,7	78,5	3,5
1/3-Rohr (4)	2,6	33,7	180,0	52,0	3,7
1/3-Rohr (5)	1,9	27,3	160,0	32,0	3,6
1/3-Rohr (6)	1,5	17,5	134,8	15,3	3,4
1/3-Rohr (7)	2,2	32,5	104,0	40,7	3,7
1/3-Rohr (8)	2,8	42,2	233,7	77,4	4,4
1/3-Rohr (9)	2,3	44,9	114,8	64,2	4,0
1/3-Rohr (10)	2,3	40,9	162,0	64,3	3,4

**Tabelle 21:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm (Ausrissversuch)

Probe (20 mm)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment
KP I (1)	2,3	37,4	112,9	53,8	2,4
KP I (2)	2,6	43,4	109,9	64,1	2,7
KP I (3)	2,1	42,0	107,8	56,6	2,3
KP I (4)	2,2	37,6	115,7	50,5	2,5
KP I (5)	1,6	24,9	105,5	23,7	2,5
KP II (1)	1,9	30,5	98,7	35,6	2,9
KP II (2)	2,7	43,0	102,0	69,8	3,4
KP II (3)	1,8	25,1	105,3	26,2	3,1
KP II (4)	2,1	34,0	108,4	43,5	3,1
KP II (5)	1,0	13,0	89,4	7,5	3,1
1/3-Rohr (1)	2,0	47,1	84,4	59,7	2,6
1/3-Rohr (2)	1,8	50,6	65,6	57,4	2,2
1/3-Rohr (3)	2,5	76,8	72,4	118,7	2,5
1/3-Rohr (4)	1,7	39,3	82,9	42,5	2,5
1/3-Rohr (5)	2,2	59,5	84,0	82,2	2,6

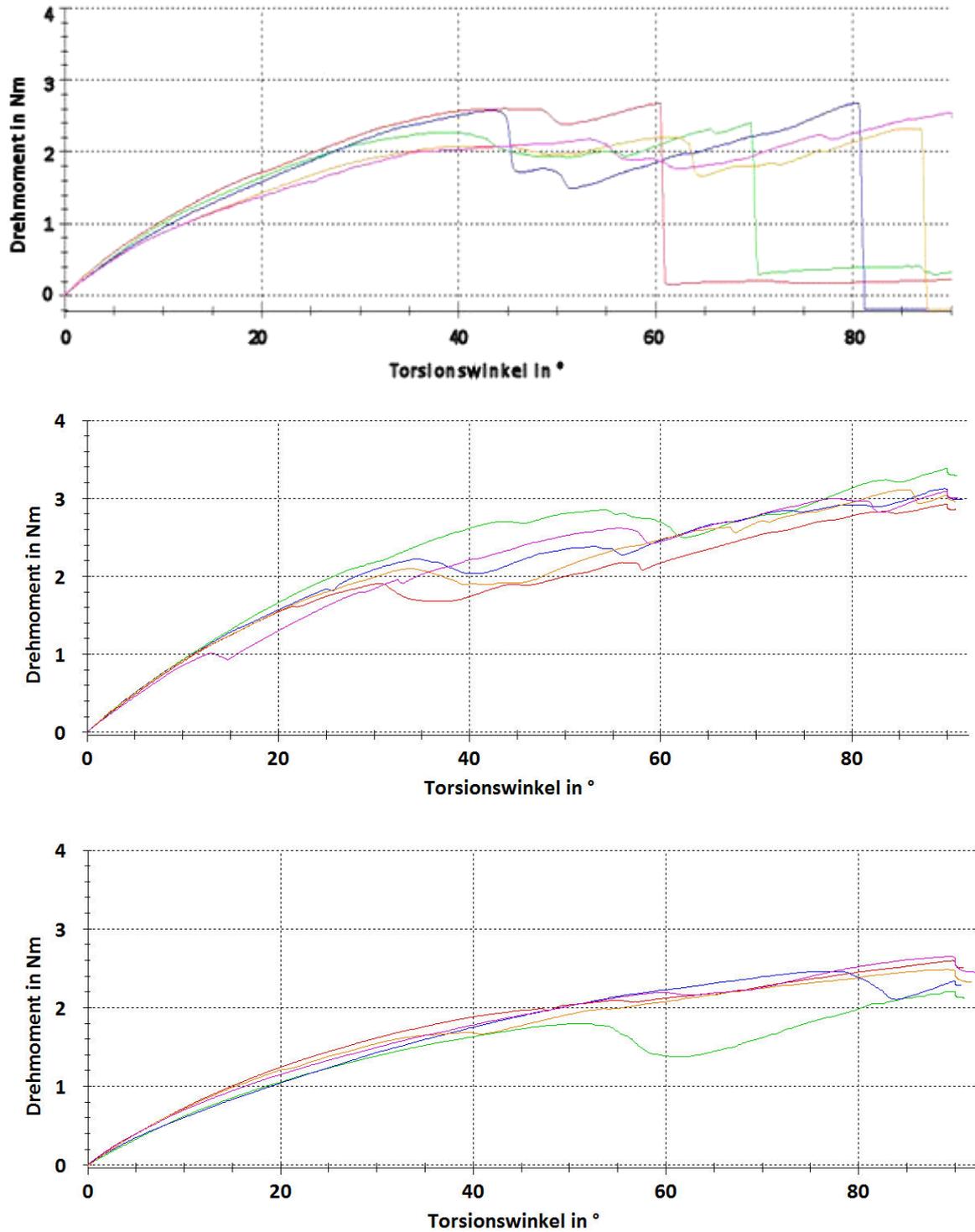
**Tabelle 20:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm und proximaler sowie distaler Fixierung

Probe (16 mm zyklisch)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment
KP I (1)	2,1	18,4	270,8	23,7	2,2
KP I (2)	2,0	19,1	260,0	24,1	2,0
KP I (3)	2,1	21,9	315,4	30,2	2,8
KP I (4)	1,8	15,9	293,1	19,4	2,7
KP I (5)	1,7	16,5	284,8	19,2	2,3
KP I (6)	1,8	17,1	311,7	20,5	2,2
KP I (7)	1,7	15,5	268,4	17,4	2,3
KP I (8)	1,7	16,6	261,0	18,8	2,4
KP I (9)	1,9	24,6	315,0	31,9	2,8
KP I (10)	1,9	18,1	350,7	23,6	2,5
KP II (1)	2,3	23,6	215,7	33,2	3,1
KP II (2)	2,3	21,4	259,7	31,9	2,8
KP II (3)	1,8	13,1	274,2	15,3	2,2
KP II (4)	1,9	16,0	225,4	18,6	2,9
KP II (5)	2,0	17,1	245,4	21,2	2,9
KP II (6)	2,6	39,2	203,0	67,4	3,0
KP II (7)	2,0	16,8	178,5	50,4	2,5
KP II (8)	2,5	31,4	199,4	19,6	2,0
KP II (9)	1,8	12,9	238,0	15,0	3,2
KP II (10)	2,0	20,1	191,9	24,5	3,1

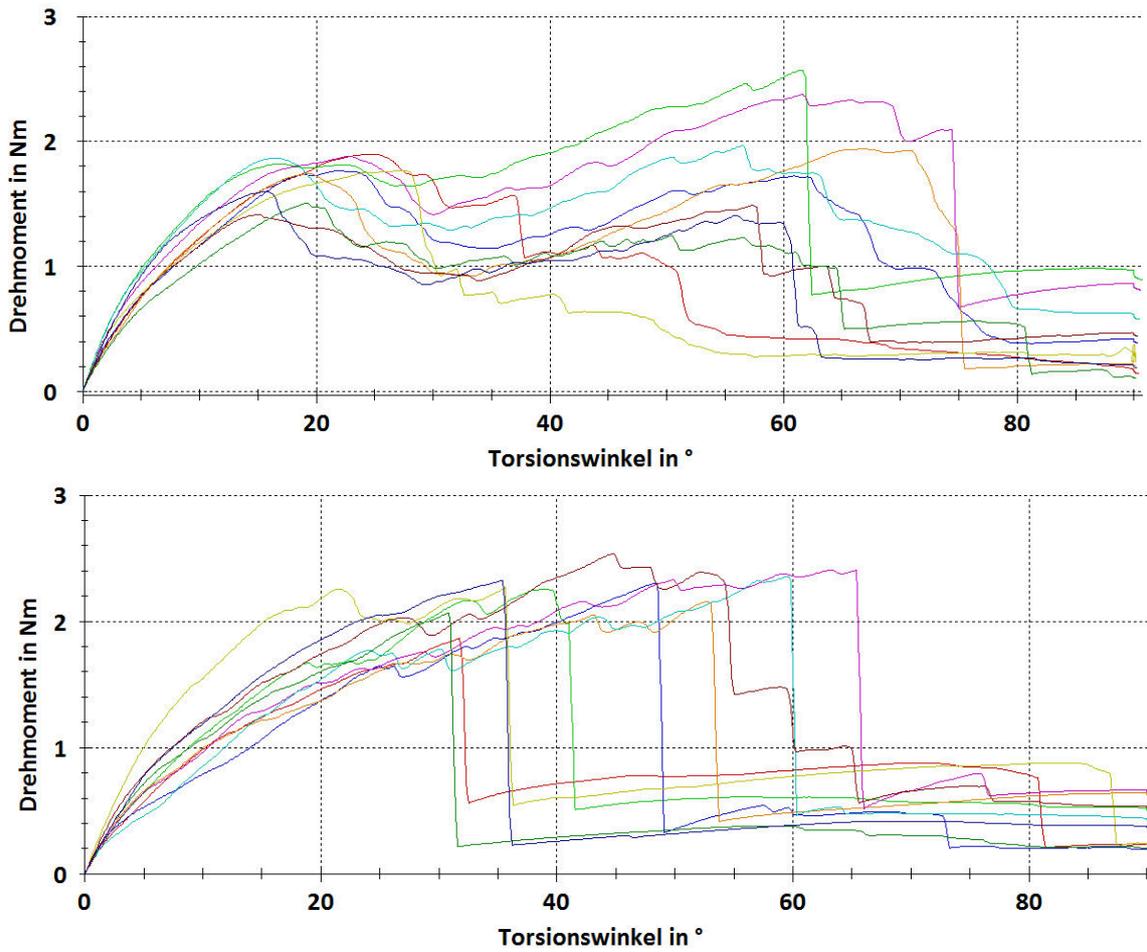
**Tabelle 23:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 16 mm nach zyklischer Testung

Probe (20 mm zyklisch)	Drehmoment bei Versagen	Ausrisswinkel	Steifigkeit	Energie	maximales Drehmoment
KP I (1)	3,1	28,4	350,4	57,5	3,7
KP I (2)	2,9	32,6	291,5	62,4	2,9
KP I (3)	3,0	17,9	413,0	33,8	4,1
KP I (4)	3,0	32,6	299,1	64,9	3,0
KP I (5)	2,5	24,6	292,0	40,9	3,0
KP I (6)	2,4	19,8	337,7	30,1	3,8
KP I (7)	2,7	27,3	330,7	52,4	2,7
KP I (8)	2,4	24,6	301,3	41,9	3,3
KP I (9)	2,8	27,5	354,1	51,0	2,8
KP I (10)	2,9	33,8	351,0	69,0	3,8
KP II (1)	3,4	25,1	349,6	47,0	4,6
KP II (2)	3,6	21,6	325,7	53,4	3,6
KP II (3)	3,1	28,6	274,7	55,2	3,9
KP II (4)	3,7	29,8	326,3	66,2	3,9
KP II (5)	3,2	24,8	318,6	49,1	4,6
KP II (6)	3,9	34,5	323,6	84,3	4,3
KP II (7)	3,0	24,8	304,9	47,0	5,1
KP II (8)	3,7	24,6	341,8	56,4	4,8
KP II (9)	2,7	20,4	274,5	80,5	4,0
KP II (10)	3,7	33,5	318,5	80,3	3,7

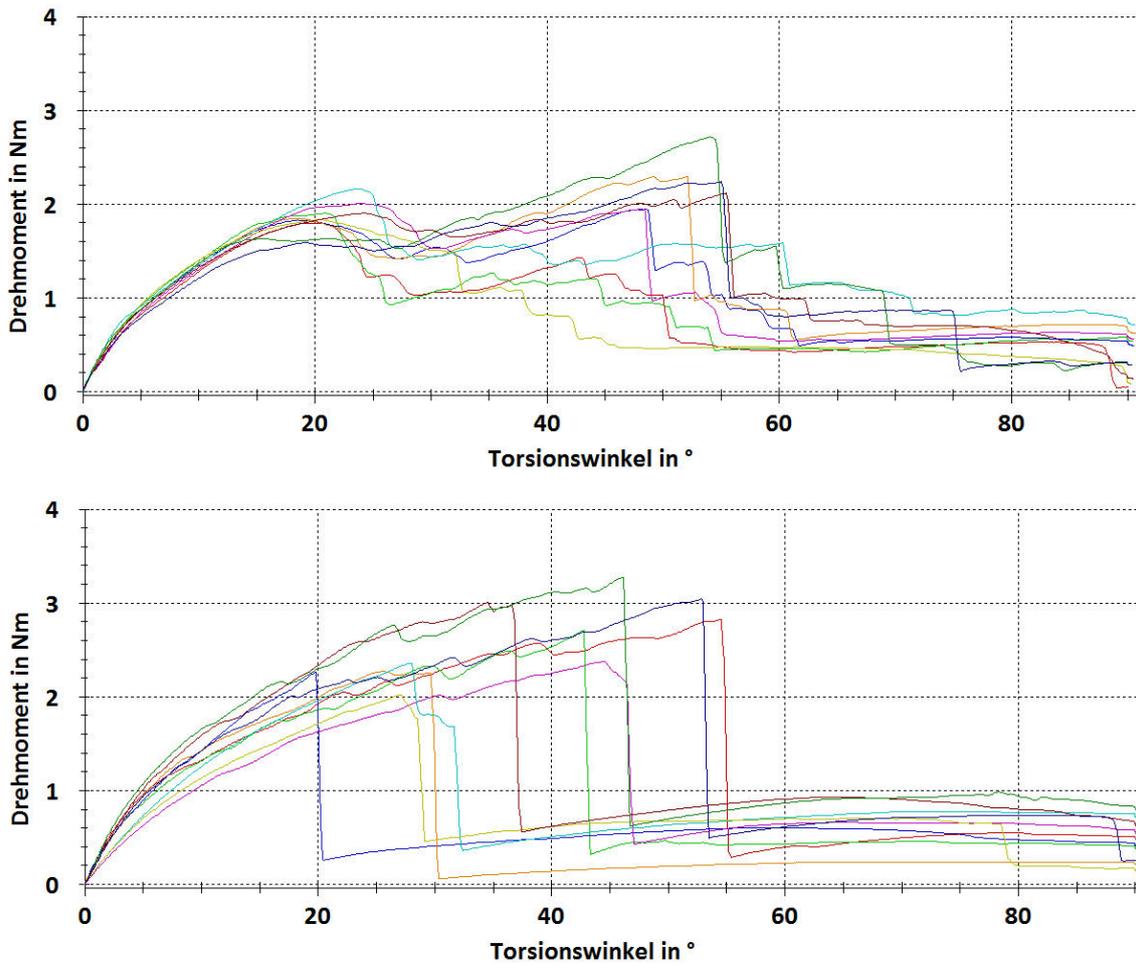
**Tabelle 22:** Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm nach zyklischer Testung



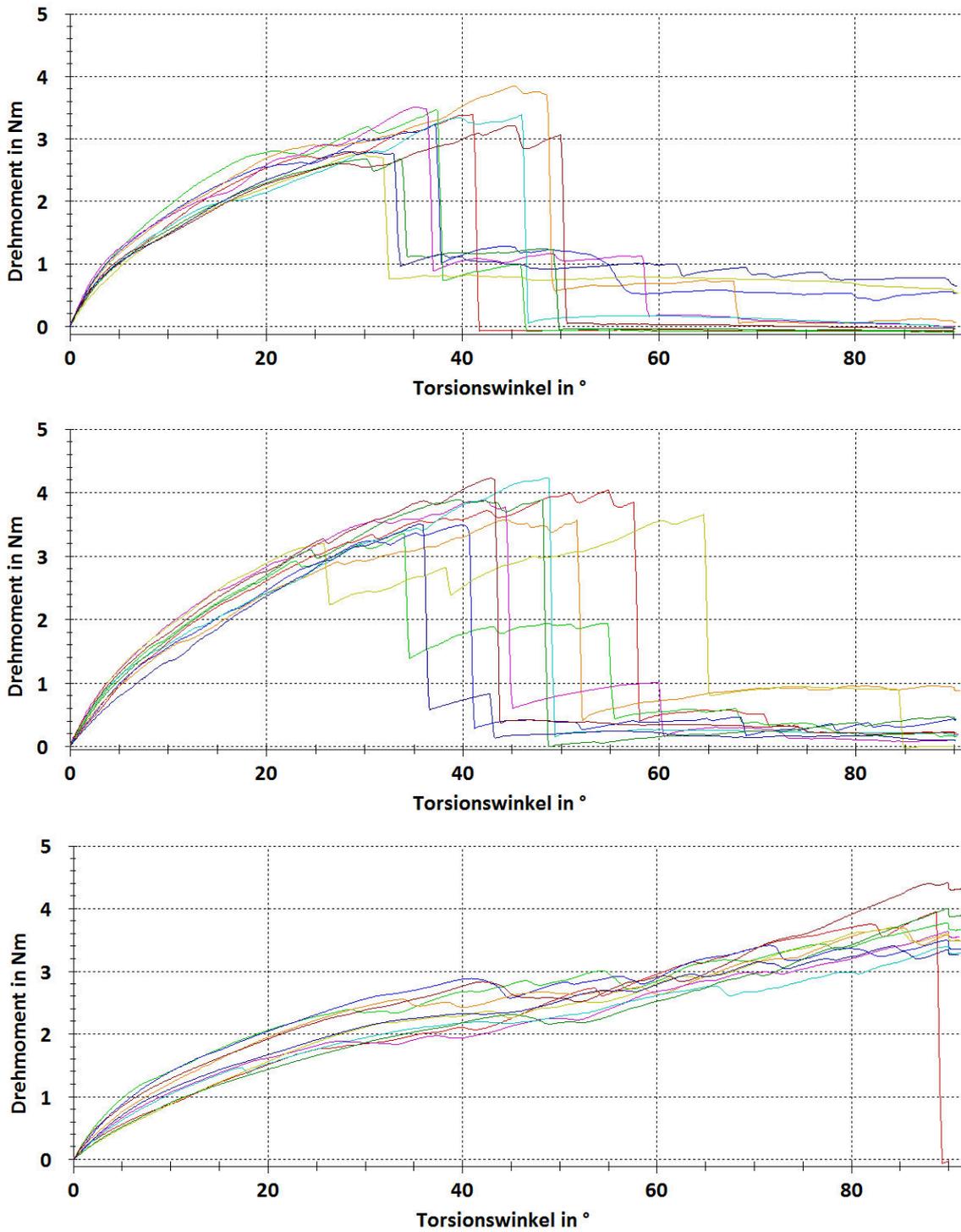
**Abbildung 54:** Testung der Konturenplatte I (oben), II (Mitte) und der Drittelrohrplatte (unten) mit einer Schraubenlänge von 20 mm bei proximaler und distaler Fixierung



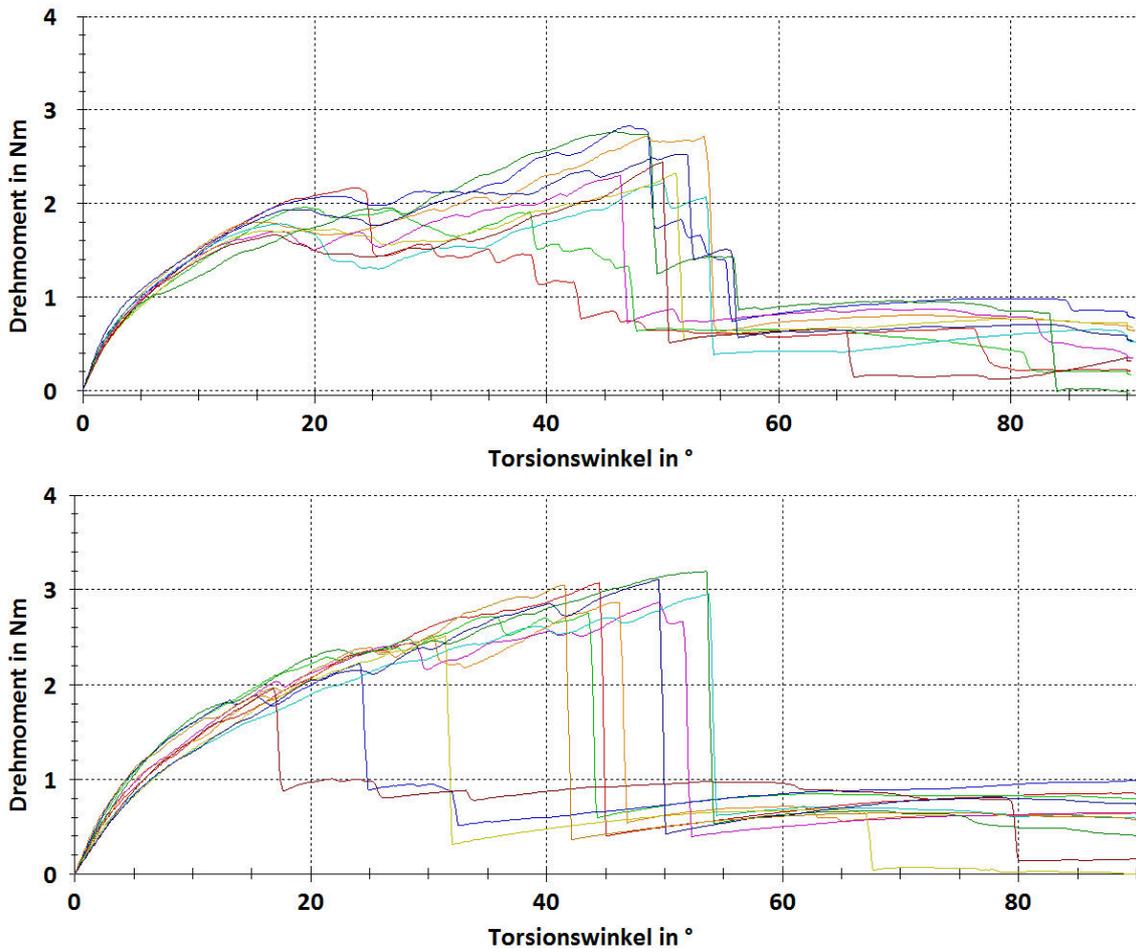
**Abbildung 55:** Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben) und II (unten) mit einer Schraubenlänge von 14 mm



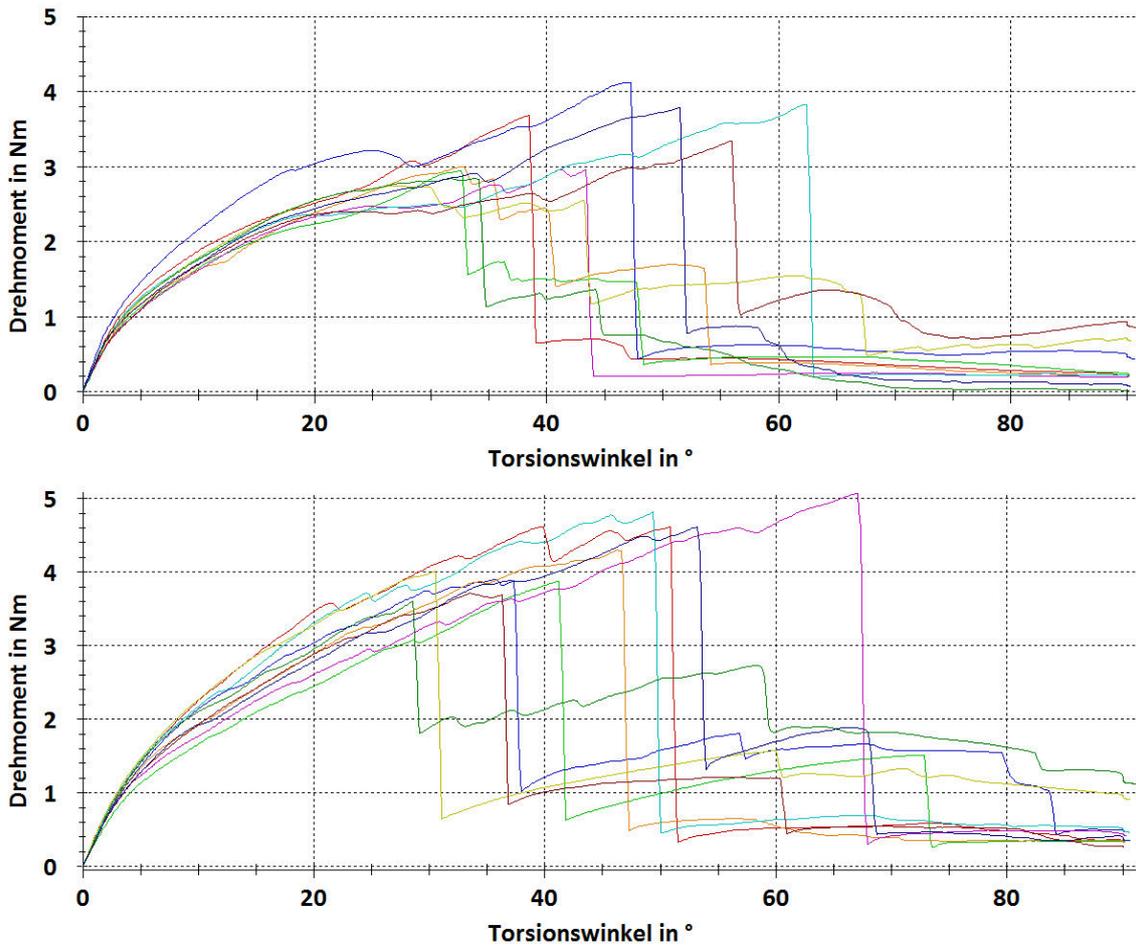
**Abbildung 56:** Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben), II (unten) mit einer Schraubenlänge von 16 mm



**Abbildung 57:** Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben), II (Mitte) und 1/3-Rohrplatte mit einer Schraubenlänge von 20 mm



**Abbildung 58:** Torsionsgrenzkraft-Messung Konturenplatte I (oben) und II (unten) nach 4000 Zyklen mit einer Schraubenlänge von 16 mm



**Abbildung 59:** Torsionsgrenzkraft-Messung Konturenplatte I (oben) und II (unten) nach 4000 Zyklen mit einer Schraubenlänge von 20 mm

## 10 Literaturverzeichnis

Augat P, Bühren V. *Modernes Implantatdesign für Osteosynthesen bei vorbestehender Osteoporose*. Der Orthopäde 2010; 39: 397–406

AO Surgery Reference. 2010. <http://www.aofoundation.org/wps/portal/Home>

Bauer M, Bergstroem B, et al. *Malleolar fractures: nonoperative versus operative treatment. A controlled study*. Clinical Orthopaedics and Related Research 1985; 199: 17-27

Bauer M, Jonsson K, et al. *Thirty-year follow-up of ankle fractures*. Acta Orthopaedica Scandinavica 1985; 56: 103-106

Bengner U, Johnell O, et al. *Epidemiology of ankle fracture 1950 and 1980: Increasing incidence in elderly women*. Acta Orthopaedica Scandinavica 1986; 57: 35-37

Benninghoff A, Drenckhahn D. *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie: Band 1*. 14 ed. München, Jena: Urban und Fischer; 2008

Bergman R, Gazit D, et al. *Age-related changes in osteogenic stem cells in mice*. Journal of bone and mineral research 1996; 11: 568-577

Boack D-H. *Fraktur des oberen Sprunggelenks - Therapeutische Strategien*. Trauma und Berufskrankheit 2004; 6: 396-407

Cristofolini L, Viceconti M, et al. *Mechanical validation of whole bone composite femur models*. Journal of Biomechanics 1996; 29: 525-535

D'Ippolito G, Schiller P, et al. *Age-related osteogenic potential of mesenchymal stromal stem cells from human vertebral bone marrow*. Journal of bone and mineral research 1999; 14: 1115-1122

Daly P, Fitzgerald R, et al. *Epidemiology of ankle fractures in Rochester, Minnesota*. Acta Orthopaedica Scandinavica 1987; 58: 539-544

Danis R. *Théorie et pratique de l'osteosynthese*. Paris: Masson & Cie; 1949

Debrunner HU. *Biomechanik des Fußes*. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag; 1985

Egol KA, Kubiak EN, et al. *Biomechanics of Locked Plates and Screws*. Journal of Orthopaedic Trauma 2004; 18: 488-493

Friedl W. *Intramedullary Locked Fixation and Compression Nail (IP-XS-Nail®)*. Operative Orthopädie und Traumatologie 2006; 18: 155-170

Fuchs S, Jürgens C, et al. *Rolle der Winkelstabilität bei der intramedullären Stabilisierung*. Trauma und Berufskrankheit 2005; 7: 83-88

Giannoudis P, Tzioupis C, et al. *Fracture healing in osteoporotic fractures: Is it really different? - A basic science perspective*. Injury - International Journal of the Care of the Injured 2007; 38: 90-99

Gondusky J, Carney J, et al. *Biomechanical Comparison of Locking versus Nonlocking Volar and Dorsal T-Plates for Fixation of Dorsally Comminuted Distal Radius Fractures*. Journal of orthopaedic trauma 2010; 24: -

Grass R, Biewener A, et al. *Frakturen des oberen Sprunggelenks - Klassifikation und operative Standardversorgung*. Trauma und Berufskrankheit 2003; 5: 272 - 276

Greenfield D, Eastell R. *Risk Factors for Ankle Fracture*. Osteoporosis International 2001; 12: 97-103

Harris J., L. F. *Effects of isolated Weber B fibular fractures on the tibiotalar contact area*. Foot & Ankle International 2004; 43: 3-9

Häussler B, Gothe H, et al. *Epidemiology, treatment and costs of osteoporosis in Germany—the BoneEVA Study* Osteoporosis International 2007; 18: 77-84

Herold G. *Innere Medizin - Eine vorlesungsorientierte Darstellung*. Köln: Gerd Herold; 2008

Höntzsch D. *Erste Erfahrungen mit winkelstabilen Implantaten*. Trauma und Berufskrankheit 2004; 6: 27-31

Inman VT. *The joints of the ankle*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 1976

Inoue N, Chao E. *Biomechanics of osteoporotic bone and fractures*. In: Yuehuei H ed, Internal fixation in osteoporotic bone New York: Thieme New York; 2002

Jergesen F. *Open Reduction of Fractures and Dislocations of the Ankle*. American Journal of Surgery 1959; 98: 133-314

Kannus P, Palvanen M, et al. *Increasing Number and Incidence of Low-trauma Ankle Fractures in Elderly People: Finnish Statistics During 1970–2000 and Projections for the Future*. Bone 2002; 31: 430-433

Kannus P, Parkkari J, et al. *Epidemiology of Osteoporotic Ankle Fractures in Elderly Persons in Finland*. *Annals of Internal Medicine* 1996; 125: 975-978

Kim T, Ayturk U, et al. *Fixation of osteoporotic distal fibula fractures: A biomechanical comparison of locking versus conventional plates*. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* 2007; 46: 2-6

Koval KJ, Lurie J, et al. *Ankle Fractures in the Elderly: What You Get Depends on Where You Live and Who You See*. *Journal of Orthopaedic Trauma* 2005; 19: 635-639

Kummer B. *Biomechanik: Form und Funktion des Bewegungsapparates*. 1 ed. Köln: Deutschen Ärzte-Verlag; 2005

Kuner E, Weyhand F. *Ergebnisse konservativ und postoperativ behandelter Knöchelbrüche*. *Unfallchirurgie (European Journal of Trauma)* 1975; 1: 39-46

Lambert K. *The Weight-Bearing Function of the Fibula: A strain gauge study*. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1971; 53: 507-513

Lantz B, McAndrew M, et al. *The effect of concomitant chondral injuries accompanying operative reduced malleolar fractures*. *Journal of orthopaedic trauma* 1991: 125-128

Lauge-Hansen N. *Fractures of the ankle. I. Analytical Historical survey as the basis of new experimental, roentgenological and clinical investigations*. *Archives of Surgery* 1948; 56: 259 - 317

Lauge-Hansen N. *Fractures of the ankle. II. Combined experimental/surgical and experimental roentgenologic investigation*. *Archives of Surgery* 1950; 60: 957 - 985

Leeds H, Ehrlich M. *Instability of the distal tibiofibular syndesmosis after bimalleolar and trimalleolar ankle fractures*. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1984; 66A: 490-503

Lesic A, Bumbasirevic M. *Ankle fractures*. *Current Orthopaedics* 2004; 18: 232-244

Lindsjo U. *Operative Treatment of Ankle Fracture-Dislocations: A Follow-up Study of 306/321 Consecutive Cases*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1985; 199: 28-38

Lindsjo U. *Operative treatment of ankle fractures*. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1981; 52: 28-38

Liporace F, Kubiak E, et al. *A biomechanical comparison of two volar locked plates in a dorsally unstable distal radius fracture model*. *The Journal of Trauma* 2006; 61: 668-672

Lloyd J., Elsayed S., et al. *Revisiting the concept of talar shift in ankle fractures*. Foot & Ankle International 2007; 28: 661-662

McCormack R, Leith J. *Ankle fractures in diabetics*. The Journal of Bone and Joint Surgery 1998; 80: 689-692

McCullough CJ, Burge PD. *Rotatory stability of the load-bearing ankle. An experimental study*. The Journal of Bone and Joint Surgery 1980; 62-B: 460 - 464

Meffert R, Langer M. *Die belastungsstabile Versorgung dislozierter Sprunggelenksfrakturen mit der Konturenplatte nach Brug*. In: Meffert R, Langer M eds, Biokompatible Operationstechniken - Gelenkchirurgie und Osteosyntheseverfahren. München: Hans Marseille Verlag GmbH 2004

Meyer R, Tsahakis P, et al. *Age and ovariectomy impair both the normalization of mechanical properties and the accretion of mineral by the fracture callus in rats* Journal of Orthopaedic Research 2001; 19: 428-435

Michelson JD. *Ankle fractures - The Lauge-Hansen Classification Revisited*. Clinical Orthopaedics and Related Research 1997; 345: 198-205

Michelson JD. *An axially loaded model of the ankle after pronation external rotation injury*. Clinical Orthopaedics and Related Research 1996; 328: 285-293

Michelson JD, Checcone M, et al. *Intraarticular load distribution in the human ankle joint during motion*. Foot & Ankle International 2001; 22: 226 - 233

Michelson JD, Hamel AJ, et al. *Kinematic Behavior of the Ankle Following Malleolar Fracture Repair in a High-Fidelity Cadaver Model*. The Journal of Bone and Joint Surgery 2002; 84: 2029 - 2038

Minihane KP, Lee C, et al. *Comparison of Lateral Locking Plate and Antiglides Plate for fixation of distal fibular fractures in osteoporotic bone: A biomechanical study*. Journal of Orthopaedic Trauma 2006; 20: 562-566

Müller-Gerbl M. *Anatomie und Biomechanik des oberen Sprunggelenks*. Der Orthopäde 2001; 30: 3 - 11

Müller ME, Allgöwer M, et al. *Manual der Osteosynthese*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer Verlag; 1995

Namkung-Matthai H, Appleyard R, et al. *Osteoporosis Influences the Early Period of Fracture Healing in a Rat Osteoporotic Model*. Bone 2001; 21: 80-86

Nonnemann H, Plösch J. *Verrenkungsbrüche des oberen Sprunggelenkes. Klassifizierung - Behandlung - Ergebnisse*. Aktuelle Traumatologie 1993; 23: 183-186

Peter RE, Harrington RM, et al. *Biomechanical effects of internal fixation of the distal tibiofibular syndesmotic joint: comparison of two fixation techniques*. Journal of Orthopaedic Trauma 1994; 8: 215 - 219

Pichl J, Hofmann T, et al. *Winkelstabile Plattenfixation – Obere Extremität*. Trauma und Berufskrankheit 2006; 8: 212-219

Rammelt S, Grass R, et al. *Anatomie, Biomechanik und Klassifikation der Sprunggelenkfrakturen*. Trauma und Berufskrankheit 2004; 6: 384-392

Ramsey PL, Hamilton W. *Changes in tibiotalar area of contact caused by lateral talar shift*. The Journal of Bone and Joint Surgery 1976; 58: 356 - 357

Rasmussen S, Madsen P, et al. *Observer variation in the Lauge-Hansen classification of ankle fractures*. Acta Orthopaedica Scandinavica 1993; 64: 693-694

Richter J, Muhr G. *Sprunggelenksfrakturen des Erwachsenen*. Der Chirurg 2000; 71: 489 - 502

Richter J, Schulze W, et al. *Beitrag der Syndesmosen und des Deltabandes zur Stabilität der Außenknöchelfraktur Typ Weber B*. Der Unfallchirurg 2003; 106: 359-366

Richter J, Schulze W, et al. *Stabile Knöchelbrüche - Indikation zur Operation oder konservativen Therapie?* Orthopäde 1999; 28: 493-499

Rüedi TP, Murphy WM. *AO Prinzipien des Frakturmanagements*. Stuttgart: Thieme; 2003

Sasse M, Nigg BM, et al. *Tibiotalar motion – effect of fibular displacement and deltoid ligament transection: in vitro study*. Foot & Ankle International 1999; 20: 733 - 737

Schaffer J, Manoli A. *The antiglide plate for distal fibular fixation. A biomechanical comparison with fixation with a lateral plate*. The Journal of Bone and Joint Surgery 1987; 69 A:

Schwieger K, Linke B. *Pull-Out and Strip-Out strength of cancellous bone screws in artificial 'Osteoporotic generic bones'*. AO Research Institute - Mechanical Testing Report 2004: 1-11

Seebeck J, Goldhahn J, et al. *Mechanical behavior of screws in normal and osteoporotic bone*. Osteoporosis International 2004; 16 S2: 107-111

Seeley D, Browner W, et al. *Which fractures are associated with low appendicular bone mass in women?* Annals of Internal Medicine 1991; 115: 837-842

Shariff SS, Nathwanib D. *Lauge-Hansen classification—A literature review.* The International journal of the care of the injured 2006; 37: 888-890

Snow M, Thompson G, et al. *A Mechanical Comparison of the Locking Compression Plate (LCP) and the Low Contact-Dynamic Compression Plate (DCP) in an Osteoporotic Bone Model.* Journal of Orthopaedic Trauma 2008; 22: 121-125

Sterck J, Klein-Nulend J, et al. *Response of normal and osteoporotic human bone cells to mechanical stress in vitro.* Am J Physiol Endocrinol Metab 1998; 274: 1113-1120

Strauss EJ. *The management of ankle fractures in the elderly.* The International journal of the care of the injured 2007; 38: 2-9

Streicher G, Reilmann H. *Tibiaschaft-/Sprunggelenksfrakturen.* Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 2007; 2: 157-178

Tiemann AH, Hofmann G. *Winkelstabile Plattenfixation an der unteren Extremität.* Trauma und Berufskrankheit 2006; 8: 228-234

Vangness C, Carter V, et al. *Radiographic diagnosis of ankle fractures: Are three views necessary?* Foot & Ankle International 1994; 15: 172-174

Weber BG. *Die Verletzungen des oberen Sprunggelenkes.* Bern: Huber; 1966

Weber M, Krause F. *Peroneal tendon lesions caused by antiglide plates used for fixation of lateral malleolar fractures: the effect of plate and screw position.* Foot & Ankle International 2005; 26: 281-285

Wissing JC, van Laarhoven C, et al. *The posterior antiglide plate for fixation of fractures of the lateral malleolus.* The International journal of the care of the injured 1992; 23: 94-96

Wolter D, Jürgens C. *Winkelstabile Verbindungen bei Osteosyntheseimplantaten - Historische Entwicklung, wissenschaftlicher Hintergrund und aktueller Stand.* Trauma und Berufskrankheit 2006; 4: 206-211

Zech S, Goesling T, et al. *Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing.* Foot & Ankle International 2006; 27: 1126-1136

Zwipp H. *Chirurgie des Fußes.* Wien, New York: Springer; 1994

## 11 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie des Sprunggelenkes (Barbosa, et al., 2010).....	13
Abbildung 2: Biomechanik des Sprunggelenkes nach Inman .....	13
Abbildung 3: Initiale Fußstellung des Supination - Eversions Verletzungsmechanismus (Grass, et al., 2003).....	15
Abbildung 4: Graphische Darstellung der einzelnen Stadien der Supination-Eversions Fraktur mit ansteigendem Schweregrad .....	15
Abbildung 5: Funktionsprinzip einer konventionellen Plattenosteosynthese .....	24
Abbildung 6: Prinzip einer rein winkelstabilen Plattenosteosynthese .....	25
Abbildung 7: AO-Drittelrohrplatte auf distaler Fibula.....	33
Abbildung 8: Konturenplatte I auf distaler Fibula .....	34
Abbildung 9: Vergleichende Darstellung der Schraubenauftragung am Implantat .....	34
Abbildung 10: Winkelstabile Konturenplatte II auf distaler Fibula.....	35
Abbildung 11: Konturenplatte II mit Schraubenlochgewinde.....	35
Abbildung 12: Osteoporose simulierender Kunstknochen (Radius: 12 mm, Länge 67 mm) mit proximaler Malleolenkontur. ....	37
Abbildung 13: Kunstknochen mit Osteoporose ähnlicher Knochenstruktur.....	37
Abbildung 14: Konstruktionsplan der Fixiermodule.....	39
Abbildung 15: Biomechanischer Messplatz der Klinik für Unfallchirurgie des Universitätsklinikums Würzburg.....	40
Abbildung 16: Instrumentarium zur Befestigung der Osteosynthese.....	40
Abbildung 17: Abbildung der Fixiermodule (Ansicht von vorne und oben) .....	40
Abbildung 18: 1/3-Rohrplatte, Konturenplatte I und Konturenplatte II bei proximaler und distaler Fixierung.....	42

Abbildung 19: AO-Drittelrohrplatte (links, 3x 4,0 mm Schrauben), Konturenplatte I (Mitte, 3x 4,0 mm Schrauben) und Konturenplatte II (rechts, 4x winkelstabile 2,7 mm Schrauben) in Versuchssetting .....	44
Abbildung 20: Ablauf der Torsionsgrenzkraft-Messung (Konturenplatte II, L16).....	45
Abbildung 21: Übersicht der Messparameter (entsprechend Nummerierung).....	47
Abbildung 22: Vergleich Konturenplatte I, Konturenplatte II und AO 1 / 3-Rohrplatte im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 5).....	50
Abbildung 23: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit proximaler und distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 5) .....	51
Abbildung 24: Proben nach Testung im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung.....	51
Abbildung 25: Vergleich der Konturenplatte I in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm (je n=10) .....	52
Abbildung 26: Vergleich der Konturenplatte II in den Schraubenlängen 14 mm, 16 mm und 20 mm (je n=10) .....	53
Abbildung 27: Vergleich L14 Konturenplatte I vs. II .....	55
Abbildung 28: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 14 mm; je Gruppe n = 10).....	56
Abbildung 29: Versagensart L14 K I (links: Teilfragment) und L14 K II (rechts: Vollfragment) nach Torsionsgrenzkraft-Messung .....	56
Abbildung 30: Vergleich L16 Konturenplatte I vs. II .....	57
Abbildung 31: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 16 mm; je Gruppe n = 10).....	58
Abbildung 32: Versagensart L16 K I (links: Teilfragment) und L16 K II (rechts: Vollfragment) nach Torsionsgrenzkraft - Messung .....	58
Abbildung 33: Vergleich L20 Konturenplatte I vs. II vs. Drittelrohrplatte.....	60

Abbildung 34: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 10) .....	61
Abbildung 35: Übersicht der Implantatversagen L20 .....	61
Abbildung 36: Vergleich des Ausrissversuchs L16 nach zyklischer Testung der Konturenplatte I vs. II.....	63
Abbildung 37: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung nach zyklischer Testung (Schraubenlänge 16 mm; je Gruppe n = 10) ...	64
Abbildung 38: Vergleich des Ausrissversuchs L20 nach zyklischer Testung der Konturenplatte I vs. II.....	65
Abbildung 39: Gemittelte Versuchskurven der Ausrissversuche mit distaler Verschraubung nach zyklischer Testung (Schraubenlänge 20 mm; je Gruppe n = 10) ...	66
Abbildung 40: Konturenplatte I in der 6-Lochversion .....	70
Abbildung 41: Implantatdesign 1 in 6-Lochversion.....	70
Abbildung 42: Implantatdesign 2 in 12-Lochversion.....	70
Abbildung 43: Implantatdesign 3 (Prototyp) in 10-Lochversion .....	70
Abbildung 44: Implantatdesign 3 auf rechter distaler Fibula (von oben-dorsal). .....	71
Abbildung 45: Implantatdesign 3 auf rechter distaler Fibula (von oben-ventral). .....	71
Abbildung 46: Implantatdesign 4 in 10-Lochversion.....	71
Abbildung 47: Versagen des Implantatdesigns 4 im biomechanischen Vorversuch .....	71
Abbildung 48: winkelstabile Konturenplatte II (Implantatdesign 5) .....	71
Abbildung 49: Konturenplatte II auf distalem Knochenfragment .....	73
Abbildung 50: Maximales Drehmoment im Ausrissversuch mit proximaler und distaler Verschraubung.....	81
Abbildung 51: Vergleich Drehmoment bei Versagen .....	81
Abbildung 52: Vergleich maximales Drehmoment.....	83
Abbildung 53: Vergleich Drehmoment bei Versagen und maximales Drehmoment nach 4000 Zyklen.....	85

Abbildung 54: Testung der Konturenplatte I (oben), II (Mitte) und der Drittelrohrplatte (unten) mit einer Schraubenlänge von 20 mm bei proximaler und distaler Fixierung...	100
Abbildung 55: Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben) und II (unten) mit einer Schraubenlänge von 14 mm.....	101
Abbildung 56: Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben), II (unten) mit einer Schraubenlänge von 16 mm .....	102
Abbildung 57: Torsionsgrenzkraft-Messung der Konturenplatte I (oben), II (Mitte) und 1/3-Rohrplatte mit einer Schraubenlänge von 20 mm.....	103
Abbildung 58: Torsionsgrenzkraft-Messung Konturenplatte I (oben) und II (unten) nach 4000 Zyklen mit einer Schraubenlänge von 16 mm.....	104
Abbildung 59: Torsionsgrenzkraft-Messung Konturenplatte I (oben) und II (unten) nach 4000 Zyklen mit einer Schraubenlänge von 20 mm.....	105

## 12 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Frakturklassifikation nach Lauge-Hansen (1948) mit relativer Häufigkeit anhand größerer Fallstudien (Lauge-Hansen, 1948; Lauge-Hansen, 1950; Rammelt, et al., 2004);.....	16
Tabelle 2: Frakturklassifikation nach Danis (1949) und Weber (1966).....	18
Tabelle 3: AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – A: Infrasyndesmale Malleolarfrakturen .....	19
Tabelle 4: AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – B: Transsyndesmale Malleolarfrakturen .....	19
Tabelle 5: AO-Frakturklassifikation (1994): Typ 44 – C: Suprasyndesmale Frakturen ..	20
Tabelle 6: Literaturangaben zur akzeptablen Frakturdislokation (Meffert, et al., 2004) .	23
Tabelle 7: Instabilitätskriterien für Frakturen vom Typ Weber B nach Streicher (2007)	26
Tabelle 8: Übersicht der Mittelwerte mit Standardabweichung.....	91
Tabelle 9: Übersicht der Mediane mit Spannweite (min – max).....	92
Tabelle 10: Prozentualer Unterschied maximales Drehmoment K I vs. K II.....	93
Tabelle 11: Prozentualer Unterschied Ausrisswinkel K I vs. K II .....	93
Tabelle 12: Prozentualer Unterschied Steifigkeit K I vs. K II .....	94
Tabelle 13: Prozentualer Unterschied der zum Versagen führende Energie K I vs. K II	94
Tabelle 14: Prozentualer Unterschied des maximalen Drehmoments K I vs. K II .....	95
Tabelle 15: : Zusammenfassung des zyklischen Verlaufes (Displacement in °) bei 16 mm und 20 mm langen Schrauben .....	95
Tabelle 16: Versagensart der einzelnen Proben in der Torsionsgrenzkraft-Messung .....	96
Tabelle 17: Versagensart der einzelnen Proben nach zyklischer Testung .....	96
Tabelle 18: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 16 mm (Ausrissversuch).....	97
Tabelle 19: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 14 mm (Ausrissversuch).....	97

Tabelle 20: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm und proximaler sowie distaler Fixierung .....	98
Tabelle 21: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm (Ausrissversuch).....	98
Tabelle 22: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 20 mm nach zyklischer Testung.....	99
Tabelle 23: Ergebnisse der Implantate bei einer Schraubenlänge von 16 mm nach zyklischer Testung.....	99

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich besonders meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert, für die Überlassung des Themas und die jederzeit gute Betreuung und Zusammenarbeit danken.

Meinem Betreuer Herrn Dr. med. R. Zahn danke ich für die stets engagierte Unterstützung und gute Zusammenarbeit bei der Durchführung der Versuche im Labor der Klinik für Unfallchirurgie der Universität Würzburg sowie für die wertvollen Anregungen während der schriftlichen Ausarbeitung dieser Arbeit.

Außerdem danke ich Frau M. Moritz für die gute Zusammenarbeit während der Durchführung der Experimente, welche wir gemeinsam sowohl für diese Arbeit wie auch für die anschließende biomechanische Testung mit humanen Präparaten durchgeführt haben.

Des Weiteren möchte ich Frau Dr. med. S. Doht und Herrn Dr. med. S. Frey für die Einarbeitung in die Materialprüfmaschine Zwick/Roell Z020 sowie für die Unterstützung vor allem zu Beginn der Arbeit, am damals neu erworbenen biomechanischen Arbeitsplatz der Klinik für Unfallchirurgie danken.

Ein weiterer Dank gilt der Firma Argomedical (Cham, Schweiz) für die Zusammenarbeit bei der Entwicklung der winkelstabilen Konturenplatte und für die Bereitstellung der notwendigen Osteosynthesematerialien für die biomechanische Testung.

Außerdem danke ich Herrn F. Sauer aus der Werkstatt für Feinmechanik des Physiologischen Institutes der Universität Würzburg für die stets freundliche und zügige Zusammenarbeit bei der Konstruktion und Anfertigung der in der biomechanischen Testung verwendeten Fixiereinheiten.

Für die Hilfe bei der statistischen Auswertung dieser Arbeit gilt mein Dank der Studentischen Statistischen Beratung des Lehrstuhls für Mathematische Statistik der Universität Würzburg.

Ein besonderer Dank gilt meiner Familie und meinen Freunden, die mir in dieser Zeit mit Rat und Tat zur Seite standen und mich immer unterstützt haben.

# Lebenslauf

## PERSÖNLICHE DATEN

Alexander Valentin Sauer  
Geburtsdatum: 25. August 1983  
Geburtsort: Offenbach a.M.  
Staatsangehörigkeit: deutsch

## SCHULEN

09/1990 – 07/1994 Grundschole Laufach  
09/1994 – 06/2003 Hanns-Seidel-Gymnasium Hösbach

## ZIVILDIENTST

08/2003 – 06/2004 Zivildienst im Rettungsdienst des BRK Aschaffenburg  
(Ausbildung zum Rettungssanitäter)  
07/2004 – 12/2008 Ehrenamtliche Tätigkeit im Rettungsdienst des BRK  
Aschaffenburg

## UNIVERSITÄT

10/2004 – 11/2010 Studium der Humanmedizin an der Bayerischen Julius-  
Maximilians-Universität Würzburg  
05/2007 – 07/2009 Studentische Hilfskraft als Tutor in der Arbeitsgruppe  
Notfallmedizin der Universität Würzburg

## PRAKTISCHES JAHR

08/2009 – 12/2009 Klinik für Viszeralchirurgie, Traumatologie und Orthopädie  
im St. Claraspital, Basel (Schweiz)  
12/2009 – 03/2010 Institut für Röntgendiagnostik des Universitätsklinikums  
Würzburg  
03/2010 – 07/2010 Department of Internal Medicine, Somerset Hospital,  
Kapstadt (Südafrika)