

**DIE VERSORGUNG DISTALER FEMURFRAKTUREN:
EINE BIOMECHANISCHE STUDIE
UNTERSCHIEDLICHER OSTEOSYNTHESETECHNIKEN AM
OSTEOPOROTISCHEN FEMURMODELL UND AM
HUMANKNOCHEN**

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

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

von Dirk Wähnert
geboren am 18.01.1983 **in** Räckelwitz

Gutachter

1. Prof. Dr. Dr. Gunther O. Hofmann, Friedrich-Schiller-Universität Jena;
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
2. Prof. Dr. Dr. Stefan Schultze-Mosgau, Friedrich-Schiller-Universität Jena;
Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
3. Prof. Dr. Wolfgang Plitz, Klinikum Großhadern München;
Labor für Biomechanik

Tag der öffentlichen Verteidigung:

11.05.2010

Abkürzungsverzeichnis

ABP	Winkelplatte (angle blade plate)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
ap	anterior-posterior
AxSOS	AxSOS-Platte Femur
BMD	Knochendichte [g/cm^2]
CP	Kondylenplatte
DCS	Dynamische Kondylenschraube
DFN	Distaler Femurnagel
DXA	Dual-Röntgen-Absorptiometrie
FCS	PU-Schaum-Knochen (Foam Cortical Shell)
GSHN	Green-Seligson-Henry Nagel
IMN	Intramedullärer Nagel
KIV	Knochen-Implantat-Verbund
LISS	Minimal Invasives Stabilisierungssystem
LISS-DF	Minimal Invasives Stabilisierungssystem – Distales Femur
LVDT	linear variabler Differential-Transformator
MW	Mittelwert
NZ	Neutrale Zone
ORIF	offene Reposition und interne Fixation
ROM	Range of Motion
SCN	Suprakondylärer Nagel
SD	Standardabweichung
T2	T2 Standard-Femurnagel
USFN	unaufgebohrter Suprakondylärer Femur Nagel
#	Fraktur

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung.....	1
1. Einleitung und theoretische Grundlagen.....	3
1.1 Einleitung	3
1.2 Theoretische und klinische Grundlagen.....	6
1.2.1 Biomechanik der langen Röhrenknochen	6
1.2.2 Funktionelle Anatomie des distalen Femur	6
1.2.3 Kräfte und Momente am distalen Femur	8
2. Fragestellungen und Ziele	10
3. Material und Methodik.....	11
3.1 Implantate.....	11
3.1.1 T2-Standardfemurnagel	11
3.1.2 T2 Suprakondylärer Nagel (SCN).....	12
3.1.3 Distaler Femurnagel (DFN)	13
3.1.4 AxSOS-Platte	14
3.2 Probenmaterial	15
3.2.1 Knochenmodell	15
3.2.1.1 Proximales Knochenmodell	17
3.2.1.2 Distales Knochenmodell	18
3.2.1.2.1 Herstellung der distalen Komponente.....	18
3.2.1.2.2 Dichtebestimmung der PU-Schaumknochenmodelle	21
3.2.2 Humanknochen	21
3.3 Methode.....	22
3.3.1 Frakturmodell.....	22
3.3.1.1 AO 33 A3-Fraktur.....	22
3.3.1.2 AO 33 C2-Fraktur	22
3.3.2 Operationstechnik	23
3.3.2.1 Marknagelosteosynthese	23
Schaftverriegelung	23
Distale Verriegelung – A-Fraktur	24
Distale Verriegelung – C-Fraktur	25

3.3.2.2 Plattenosteosynthese	25
A-Fraktur	25
C-Fraktur	27
3.3.3 Testsetup	28
3.3.3.1 Maschine	28
3.3.3.2 Prüfvorrichtung	28
3.3.3.3 Belastungsrichtungen	28
3.3.3.4 Krafteinleitung	29
3.3.3.5 Fixierung	30
3.3.4 Testparameter	30
3.3.4.1 Probenzahl	30
3.3.4.2 Testablauf	30
3.3.4.2.1 Initiale Torsionseigenschaften	31
3.3.4.2.2 Torsionsfestigkeit	31
3.3.4.2.3 Zyklisch-axialer Stufentest	31
3.3.5 Humanknochenmodell	32
3.3.5.1 Frakturmodell	32
3.3.5.2 Operationstechnik	33
3.3.5.3 Testablauf	33
3.3.5.4 Testparameter	33
3.4 Datenerfassung und -auswertung	35
3.4.1 Datenerfassung	35
3.4.1.1 Probenmaterial	35
3.4.1.2 Biomechanik	36
3.4.1.3 Statistik	36
3.4.2 Datenauswertung	37
3.4.2.1 Torsionsstabilität	37
3.4.2.2 Torsionsfestigkeit	38
3.4.2.3 Zyklisch-axialer Stufentest	38
4. Ergebnisse	40
4.1 Kunstknochenmodell	40
4.1.1 Torsionstest	40
4.1.1.1 Initiale Torsionseigenschaften	40
4.1.1.2 Torsionsstabilität	44
4.1.2 Zyklisch-axialer Stufentest	51
4.1.2.1 Initial-axiale Steifigkeit	51
4.1.2.2 Axiale Festigkeit	52
4.1.2.3 Versagensmuster	54
4.2 Humane Knochen	57
4.2.1 Voruntersuchungen	57

4.2.2 Zyklisch-axialer Stufentest	59
4.2.3 Human- versus Kunstknochen	60
5. Diskussion	63
6. Fazit	79
7. Ausblick.....	80
Literaturverzeichnis.....	81
Anhang	89
Kunstknochenmodell.....	89
Einzelergebnisse Torsionstest	89
Einzelergebnisse zyklisch-axialer Stufentest	93
Humane Knochen.....	96
Einzelergebnisse zyklisch-axialer Stufentest	96
Lebenslauf.....	97
Danksagung	98
Ehrenwörtliche Erklärung	99
Präsentation – Publikation.....	100

Zusammenfassung

Die Versorgung von Frakturen des distalen osteoporotischen Femur gehört auch heute noch zu den traumatologisch anspruchsvollen Operationen. Auch die Entwicklung von Implantatsystemen mit speziellen Verriegelungseigenschaften konnte die Probleme bis heute nur bedingt verbessern, da bei der Versorgung osteoporotischer Frakturen eine ausreichende Fixierung der Fraktur aufgrund der schlechten Knochenqualität meist nur schwierig zu erreichen ist.

Ziel dieser Arbeit war die vergleichende Untersuchung von biomechanischen Eigenschaften verschiedener Implantate für die Versorgung von distalen Femurfrakturen. Das Hauptaugenmerk lag dabei auf der Untersuchung verschiedener distaler Verriegelungskonfigurationen von retrograden Marknägeln und einer Platte.

Für diese Studie wurden der Stryker T2-Standardfemurnagel (Stryker), der Suprakondyläre Nagel (SCN, Stryker) mit distaler Kondylenschraubenverriegelung, der Distale Femurnagel von Synthes (DFN) mit Spiralklingenverriegelung und die Stryker AxSOS-Platte mit winkelstabiler Verriegelung ausgewählt. Unser Knochenmodell resultierte aus der Synthese eigens hergestellter, distaler PU-Schaumkondylen und eines 3. Generation Verbund-Femur (Composite Femur; Sawbones, Malmö). Mit dieser Kombination wurden die Eigenschaften des Knochen-Implantat-Konstruktes besonders im Bereich des distalen Femur untersucht. Die Osteosynthesen wurden zum einen an einer suprakondylären Fraktur ohne Gelenkbeteiligung (AO 33 A3) und zum anderen einer Fraktur mit Gelenkbeteiligung (AO 33 C2) untersucht. Die biomechanischen Tests erfolgten sowohl durch Torsions- als auch axiale Belastung. Es wurden die initiale Torsionsstabilität, die Torsionsfestigkeit, die initial-axiale Steifigkeit und die axiale Festigkeit ermittelt. Für jedes Osteosyntheseverfahren sind 5 Proben pro Frakturmodell für Torsion und 5 für axiale Belastung instrumentiert worden.

In einem zweiten Testabschnitt ist der axiale Stufentest mit dem SCN und DFN an 8 Paar humanen Femora wiederholt worden, um die Übertragbarkeit der am Knochenmodell gewonnen Daten zu überprüfen.

Die Ergebnisse des Torsionstests zeigten die AxSOS-Platte gegenüber den Marknägeln als das Implantat mit den stabilsten Osteosynthesen. Bei den

intramedullären Implantaten wurden mit dem SCN signifikant stabilere Osteosynthesen erzielt als mit dem T2 bzw. DFN.

Im axialen Stufentest zeigte der SCN die signifikant höchste axiale Steifigkeit, die größte Festigkeit und demzufolge die belastungstolerantesten Osteosynthesen. Die anderen intramedullären Implantate konnten eine vergleichbare Steifigkeit erreichen. Die AxSOS-Platte erwies sich als die Versorgung mit der geringsten axialen Steifigkeit unabhängig vom Frakturtyp.

Die Untersuchungen am humanen Knochen zeigten in Analogie zu den Ergebnissen am synthetischen Knochenmodell eine signifikant höhere axiale Steifigkeit und Festigkeit des SCN im Vergleich zum DFN.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Versorgung distaler Femurfrakturen sowohl durch Platten- als auch Marknagelosteosynthesen möglich und üblich ist. Unsere Ergebnisse zeigen zum einen die Überlegenheit der Plattenosteosynthese bezüglich der Torsionssteifigkeit, zum anderen die der Marknägel für die axiale Steifigkeit. Die Stabilität der Versorgung einer distalen Femurfraktur durch einen Marknagel hängt stark der Art der distalen Verriegelung ab. Unsere Arbeit belegt die Vorrangstellung eines neuen Systems, des SCN, über alle anderen untersuchten Implantate sowohl bei der Versorgung der A- als auch der C-Fraktur. In dieser Studie erwies sich der SCN als der intramedulläre Kraftträger mit den besten Ergebnissen im axialen Test und ähnlich guten Resultaten wie die AxSOS-Platte im Torsionstest. Damit bietet der SCN die beste Kombination der biomechanischen Eigenschaften aller getesteten Implantate.

Die am humanen Knochen gewonnenen Daten belegen die Übertragbarkeit der am Knochenmodell erzielten Resultate auf humanen Knochen im speziellen für axiale Belastung.

Unter der Berücksichtigung aller Ergebnisse dieser Studie und klinischer Aspekte empfehlen wir je nach Voraussetzung zwei Implantate. Ist eine besonders hohe Torsionsstabilität erforderlich, wie z. B. bei bettlägerigen Patienten, so bietet die AxSOS-Platte gute biomechanische Eigenschaften. Außerdem ist die Behandlung von distalen Femurfrakturen mit Plattenosteosynthesen schnell und unkompliziert möglich. Im Gegensatz dazu sollte unserer Meinung nach der SCN für aktive Patienten mit dem Anspruch der frühen postoperativen Mobilisation bzw. Belastung und frühfunktioneller Nachbehandlung verwendet werden, wo vor allem die axiale Stabilität ausschlaggebend ist.

1. Einleitung und theoretische Grundlagen

Die Versorgung distaler Femurfrakturen hat seit den 60er Jahren des vergangenen Jahrhunderts einen grundlegenden Wandel erfahren. War es früher das konservative Vorgehen, was lange Zeit die besseren Therapieergebnisse erbrachte, so ist es heute die operative Versorgung. Neue Verfahren haben sich in den vergangenen Jahrzehnten durchgesetzt und führten dazu, dass die konservative Therapie nur noch bei speziellen Indikationen Anwendung findet.

1.1 Einleitung

Nagel, Schraube, Platte und Fixateur extern – diese Elemente stellen seit dem Beginn der operativen Versorgung der distalen Femurfrakturen die Grundlage der Osteosynthese dar. Mitte der 1970er Jahre wurde die ORIF, d. h. die offene Reposition und interne Fixation, zur Standardversorgung distaler Femurfrakturen. Die AO (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen) erklärte seinerzeit die Osteosynthese mittels Kondylenplatten zum Goldstandard der Versorgung distaler Femurfrakturen. Die damals erarbeiteten AO-Prinzipien anatomisch exakte Reposition, stabile Osteosynthese, Sicherung der Blutversorgung von Weichgewebe und Knochen sowie möglichst frühzeitige Mobilisation gelten noch heute als Kriterien einer gelungenen Frakturbehandlung. Dabei hat das ständig wachsende Verständnis über Frakturheilung, Biologie und nicht zuletzt der Biomechanik zur Entwicklung optimierter und spezialisierter Osteosyntheseverfahren geführt. Allein die Tatsache, dass sich kein Verfahren als Universalmethode behaupten konnte, legt nahe, dass die orthopädisch-unfallchirurgische Chirurgie noch weiterer biomechanischer Forschung bedarf. Neben der Biomechanik bestehen auch heute noch weitere Problematiken, die zur optimalen Versorgung distaler Femurfrakturen weiterführender Bearbeitung bedürfen (Grass et al. 2002a). Zu diesen zählen unter anderem die mechanische Stabilität des Implantats, die Materialeigenschaften, die Vaskularisation der Frakturfragmente und nicht zuletzt die Komplikationsraten der jeweiligen Operationstechniken.

Diese Arbeit beschäftigt sich mit einem der oben bereits genannten Probleme, der mechanischen Stabilität von Implantaten im Knochen-Implantat-Verbund des distalen Femur. Im speziellen werden moderne Osteosyntheseverfahren für die Versorgung distaler Femurfrakturen untersucht. Dabei stand die biomechanische Evaluation der verschiedenen Osteosyntheseverfahren im Vordergrund.

Betrachtet man die Epidemiologie dieser Frakturen, so wird ersichtlich, dass die Angaben zur Häufigkeit der Frakturen im distalen Drittel des Femur, bezogen auf die Gesamtzahl der Femurfrakturen, schwanken. So sind es in einer Sammelstatistik des AO-Dokumentationszentrums Davos etwa 6 % (Orozco et al. 1998). Bei anderen Autoren belaufen sich die Angaben zur Häufigkeit der distalen Femurfrakturen auf 4 % (Kolmert und Wulff 1982), 7 % (Regazzoni et al. 1986) und bis 18 % (Ecke et al. 1980). Auffällig ist, dass diese Frakturen bei zwei völlig verschiedenen Patientengruppen zu finden sind (Henry et al. 1991). Dies sind zum ersten die meist unter 40-jährigen Männer, die im Rahmen eines Hochrasanztraumas eine Verletzung des Skelettsystems erleiden. Diese meist supra- und diakondylären Frakturen müssen aufgrund des Weichteilschadens zu einem Großteil zu den Problemfrakturen gezählt werden. Allerdings ist aufgrund der festen Knochensubstanz eine stabile und zuverlässige Implantatverankerung in der Regel möglich (Arneson et al. 1988, Grass et al. 2002a). Die andere Gruppe umfasst die meist über 60-jährigen Frauen (Blatter et al. 1994, Martinet 1996), die an altersbedingter Osteoporose leiden und bei denen bereits Bagateltraumen zu Frakturen u.a. des distalen Femur führen (Lofman et al. 2007). Diese meist extraartikulären Frakturen weisen selten Weichteilläsionen auf, zählen aber aufgrund der reduzierten Knochenmatrix und der damit verbundenen schlechten Implantatverankerung noch heute zu den ungelösten Problemen der Unfallchirurgie (Grass et al. 2002a). Durch die steigende Lebenserwartung und die Zunahme des älteren Bevölkerungsanteils in Bezug zur Gesamtbevölkerung wird die Problematik der osteoporotischen Altersfrakturen in den nächsten Jahren nicht an Aktualität verlieren. So konnten Melton et al. für 58 % der Frauen zwischen dem 70. und 79. Lebensjahr eine Osteoporose nachweisen. In der Altersklasse der über 80-jährigen wiesen bereits 84 % der Untersuchten eine osteoporotisch verminderte Knochendichte auf. (Melton et al. 1992)

Trotz des relativ geringen Anteils dieser Frakturen sind aufgrund der Komplexität der Problematik der klinisch suffizienten Frakturversorgung in letzter Zeit

spezielle Implantatsysteme, wie z. B. der SCN, der DFN oder die LISS-Platte, entwickelt worden, um genau diese Frakturen gezielt versorgen zu können. Die Gegebenheit, dass vor allem zwei Patientengruppen mit extrem unterschiedlichen osteologischen Voraussetzungen zu behandeln sind, zeigt, dass ein standardisiertes osteosynthetisches Vorgehen bei distalen Femurfrakturen kaum sinnvoll erscheint.

Aufgrund der Tatsache, dass die Versorgung der osteoporotischen Fraktur des distalen Femur zu den ungelösten Problemen der Unfallchirurgie gehört, bestand das Ziel dieser Arbeit den Chirurgen in der Praxis eine Orientierungshilfe für die Versorgung der distalen Femurfrakturen des alten Menschen zu geben. Denn das Gelingen einer Osteosynthese ist nicht allein von einer erfolgreichen Operation, sondern zu großen Teilen auch von der Wahl und den Eigenschaften des Implantats abhängig (Grass et al. 2002a, Inhofe 1992). Durch die Belastungen der Fraktur mit Druck-, Biege- und Torsionskräften werden hohe Anforderungen an die Osteosynthese gestellt. Die Stabilität der Bruchenden stellt ein hauptsächliches Ziel der modernen Osteosyntheseverfahren dar. Einerseits kann geringe mechanische Belastung des Kallus die sekundäre Frakturheilung positiv beeinflussen (Koob et al. 1992, van't Veen et al. 1995), zum anderen kann zu viel Beweglichkeit zu einer verzögerten Heilung oder im schlimmsten Fall zur Ausbildung einer Pseudoarthrose führen (Weyts et al. 2003, Claes et al. 1997). Somit liegt das Ziel einer Osteosynthese im Gelenkbereich heutzutage in einer maximalen Primärstabilität und einer sicheren Retention, die eine Stufenbildung der Gelenkflächen und somit die Entstehung einer posttraumatischen Arthrose verhindert. So ist der Zweck jeder Osteosynthese die Festigkeit zu sichern, zu erhalten oder gar zu verbessern, bis der Knochen die Funktion wieder vollständig selbst übernehmen kann.

Diese Studie bearbeitet die Frage nach messbaren Unterschieden der biomechanischen Eigenschaften ausgewählter distaler Verriegelungskonfigurationen bei der Versorgung distaler Femurfrakturen am osteoporotischen Knochen. Die biomechanischen Tests wurden in einem ersten Abschnitt an einem osteoporotischen Knochenmodell durchgeführt. Dabei wurden die Proben in axialer Richtung und durch Torsion belastet. Um die Übertragbarkeit der Daten auf den humanen Knochen zu überprüfen, wurden in einem zweiten Abschnitt die Untersuchungen an 8 Paar humanen Femora wiederholt.

1.2 Theoretische und klinische Grundlagen

Zum besseren Verständnis der komplexen biomechanischen Vorgänge am distalen Femur sollen im Folgenden kurze Vorbetrachtungen zur Biomechanik langer Röhrenknochen, zur funktionellen Anatomie des distalen Femur und zu den Kräften, die auf das distale Femur wirken, vorgenommen werden.

1.2.1 Biomechanik der langen Röhrenknochen

Die Röhrenknochen der unteren Extremität werden zum einen durch das Körpergewicht, zum anderen durch die am Knochen ansetzenden Muskeln mechanisch belastet. Die resultierenden Druckkräfte liegen mehr oder weniger außerhalb der Knochenachse, so dass die Röhrenknochen physiologisch in hohem Maße auf Biegung beansprucht werden. Es existieren verschiedene Mechanismen, um diese Biegebelastung auszugleichen. Dazu zählen zum einen das druckinduzierte Dickenwachstum und zum anderen das Prinzip der Zuggurtung. Durch ersteres kommt es zu einer Verbreiterung der Kortikalis auf der druckbeanspruchten Seite des Knochens. Das Prinzip der Zuggurtung führt ebenfalls zur Reduzierung der Biegebeanspruchung, dies geschieht über eine Gegenkraft auf der zugbeanspruchten Seite, so dass eine Druckbelastung des Röhrenknochens resultiert. Eine Ausnahme in diesem Konstruktionsprinzip stellen die Gelenke dar. Sie sind frei von Biegebeanspruchung und werden physiologisch ausschließlich auf Druck belastet. (Leuchte 1999)

1.2.2 Funktionelle Anatomie des distalen Femur

Das Femur ist der längste und größte Knochen des menschlichen Skeletts. Sein Markraum erweitert sich im unteren Drittel trompetenförmig. Ebenfalls charakteristisch ist die Abnahme der Kompakta nach distal. Dadurch kommt es zu einem Übergang in spongiös aufgelockerten Knochen mit sehr dünner Kortikalis. Der distale Femurabschnitt stellt einen Hauptbestandteil des menschlichen Kniegelenks dar. Dieser besteht aus dem medialen und dem lateralen Kondylus als bikonvexe Strukturen, die im Wesentlichen an der Streck- und Beugebewegung im Kniegelenk beteiligt sind. In senkrechter Lage des Femur

befindet sich der mediale Kondylus caudaler als der laterale Kondylus. Die zwischen den Kondylen gelegene Grube, die Fossa intercondylaris, und die an der Tibia befindliche Eminentia intercondylaris ermöglichen zusätzlich zu Flexion und Extension eine Rotation der Tibia gegenüber dem Femur im gebeugten Zustand. Dabei verläuft die vertikale Rotationsachse durch das Tuberculum intercondylare mediale. Aus Strukturanalysen der Kondylen ist erkennbar geworden, dass eine gute Stabilität zwischen Tibia und medialem Femurkondylus sowie relative Instabilität zwischen Tibia und lateralem Femurkondylus bestehen. Diese Instabilität erfordert die permanente Sicherung durch das vordere Kreuzband (Kapandji 1999). Erklärbar sind diese Verhältnisse durch verschiedene Strukturen der Flächen des Tibiaplateaus. So stellt die mediale Fläche eine bikonkave, die laterale dagegen in der Frontalebene eine konkave und in der Sagittalebene eine konvexe Struktur dar (Kapandji 1985).

Das Femur wird von einer kräftigen Manschette aus Muskulatur umgeben. Diese läuft im distalen Bereich in ihre sehnigen Anteile aus und bildet das dynamisch stabilisierende System. Gleichzeitig ist dieser distale Bereich der Hauptursprungsort der Führungsbänder des Kniegelenks. Die Streckung im Kniegelenk wird durch den Musculus quadriceps femoris vollzogen. Der Musculus tensor fasciae latae mit seinen sehnigen Anteilen ist für die Fixation des Kniegelenks in der Streckstellung verantwortlich, ferner hat diese Sehnenplatte wichtige Aufgaben im Rahmen der Zuggurtung. Die Beuger des Unterschenkels sind die Musculi biceps femoris, semitendinosus, semimembranosus, sartorius, gracilis und gastrocnemius. Die Bandsysteme, wie z. B. die Kollateralbänder und die Kreuzbänder, sind neben zueinander passenden Gelenkkörpern, Menisken und Gelenkkapsel des Kniegelenks der wichtigste Teil des statisch stabilisierenden Systems.

Außerdem von großer Bedeutung sind die engen topographischen Beziehungen des distalen Femur zu den großen Gefäßen und Nerven, da sich alle wesentlichen Versorgungsstränge des Unterschenkels in der Fossa poplitea vereinigen und dem Femur so nahe kommen, wie an sonst keiner anderen Stelle des Oberschenkels (Kuner 1975).

1.2.3 Kräfte und Momente am distalen Femur

In diesem Abschnitt soll auf die am distalen Femur wirkenden Kräfte und Momente eingegangen werden. Grundlegend ist zu sagen, dass die tatsächlich auf das distale Femur wirkenden Kräfte, d. h. axiale Belastung, Torsionsmomente und Biegebeanspruchung, weitgehend unbekannt sind (Grass et al. 2002a).

Durch Taylor mit seinen Studien über die Kräfte am distalen Femur beim Gehen und während anderer Aktivitäten wurden grundlegende Erkenntnisse gewonnen, die heute vielfach auch in biomechanischen Untersuchungen Anwendung finden (Zlowodzki et al. 2004, Grass et al. 2002, Kose et al. 200). Taylor hat die Belastung des Femur an Patienten mittels implantierter Telemetrienaegel bei verschiedenen Aktivitäten gemessen, d. h. die Daten wurden an nicht-gesunden, postoperativen Femora erhoben. Aus diesen Analysen ist bekannt, dass während des Gehens die maximale axiale Belastung zwischen 1,5 und 1,7 kN, entsprechend dem 2,2- bis 2,5fachen des Körpergewichtes beträgt (Taylor et al. 1998). Untersuchungen von Bergmann an zwei Probanden ergaben axiale Belastungen der Hüfte sogar um das 3- bis 5fache des Körpergewichtes (Bergmann et al. 1993). Beim Stehen auf einem Bein ermittelte Taylor eine maximale axiale Belastung vom 2,4fachen des Körpergewichtes (Taylor et al. 1998). Diese Belastung kann ebenfalls auf rechnerischem Weg nachgewiesen werden. Dabei gelangt man zu dem Ergebnis, dass die Belastung des Oberschenkels im Einbeinstand das 2,43fache der Gewichtskraft des Körpers beträgt (Gruler 1996). So wirken also bei einem 80 kg schweren Probanden beim Stehen auf einem Bein Kräfte von ca. 2000 N. Auch Duda et al. konnten mittels einer Zerlegungsanalyse am dreidimensionalen Modell eine axiale Belastung von mehr als dem 2,3fachen des Körpergewichts beim Gehen ermitteln. Diese hohen Belastungen resultieren aus der Kompensation der exzentrisch eingeleiteten Last durch Muskelkräfte, d. h. also dem Zuggurtungsprinzip (Duda et al. 1997).

Ferner ist bekannt, dass die Lastübertragung der Femurkondylen auf das Tibiaplateau nicht seitengleich erfolgt. Die Kontaktkraft am Kniegelenk wird zu 40 % auf das laterale und zu 60 % auf das mediale Plateau verteilt (Morrison 1970).

Die Belastung des distalen Femur mit Scherkräften, also die Torsionsmomente, treten tangential zur Gelenkoberfläche auf. Die von Taylor gemessenen

maximalen Torsionsmomente am Femur betragen zwischen 7 und 10 Nm (Taylor et al. 1998). Diese Werte wurden bei maximaler Belastung mittels eines Telemetriemarknagels im mittleren Bereich des Femur tangential zur Gelenkfläche ermittelt. Auch die Arbeit von Taylor aus dem Jahr 2001 konnte die Ergebnisse für die Torsionsbelastungen am distalen Femur bestätigen. So traten Belastungen sowohl in Außen- als auch in Innenrotation auf (Taylor und Walker 2001). Auf einen 80 kg schweren Probanden bezogen resultieren Torsionsmomente von bis zu 10,4 Nm.

Die Biegebelastung des distalen Femur, welche beim Anheben des gestreckten Beines entstehen, sind in sagittaler Ebene ausgerichtet und in antero-posteriorer Richtung angreifend (Grass et al. 2002). Nach den Messungen von Taylor betragen die Biegebelastungen beim Gehen in der Ebene ca. 500 N (Taylor et al. 1998). Die Veröffentlichung von Taylor aus dem Jahre 2001 beschreibt Biegebelastungen des distalen Femur sowohl antero-posterior als auch mediolateral. Die dabei auftretenden Biegemomente lagen antero-posterior zwischen dem 8,5- bis 9,8fachen des Körpergewichtes mal Zentimeter und für mediolateral zwischen dem 4,7- bis 7,6fachen des Körpergewichtes mal Zentimeter (Taylor und Walker 2001). Für einen 80 kg schweren Probanden ergeben sich Biegemomente von maximal 78,4 Nm antero-posterior und 60,8 Nm mediolateral.

Weitere am distalen Femur angreifende Kräfte sind durch Muskelansätze, die Zugbelastung durch Unterschenkel und Fuß in der Schwungphase und durch die Anpresskraft der Patella an die Facies patellaris des Femur gegeben.

2. Fragestellungen und Ziele

“Few injuries present more difficult problems than supracondylar fractures of the femur.”

Die Aktualität dieses Ausspruches von Watson-Jones (1957) spiegelt sich unter anderem in der Vielfalt an Implantaten zur Versorgung distaler Femurfrakturen wider.

So bestand das primäre Ziel dieser Arbeit in einer vergleichenden Untersuchung der biomechanischen Eigenschaften des T2-Standardfemurnagels, des SCN (Suprakondylärer Nagel), des DFN (Distaler Femurnagel) und der AxSOS-Platte bei der Versorgung distaler Femurfrakturen. Das Hauptaugenmerk dieser Studie lag dabei auf der Untersuchung verschiedener distaler Verriegelungskonfigurationen und der Erfassung relevant messbarer Unterschiede der mechanischen Stabilität des Knochen-Implantat-Verbundes.

Eine weitere Fragestellung betraf den Einfluss der Frakturform auf die mechanischen Eigenschaften der Osteosynthesen. Dabei waren die möglichen Vorteile der Systeme bei der Versorgung von komplizierten Femurfrakturen vom Typ AO 33 C2 zu untersuchen. Zu diesem Zweck wurden alle Implantate am Femurmodell mit einer einfachen, extraartikulären Fraktur (AO 33 A3) und einer Fraktur mit Gelenkbeteiligung (AO 33 C2) getestet (Müller et al. 1990).

Weitere Notwendigkeiten bestanden in der Entwicklung und Etablierung eines Testsetups zur Bestimmung der primären biomechanischen Eigenschaften und der Festigkeiten für Torsion und axiale Last unter annähernd physiologischen Belastungen. Während der Voruntersuchungen stellte es sich als erforderlich heraus ein geeignetes synthetisches Knochenmodell zu entwickeln. Dies wurde notwendig, da im Handel erhältliche Knochenmodelle nicht geeignet waren osteoporotische Knochenverhältnisse nachzubilden.

In einem zweiten Testabschnitt wurde der Knochen-Implantat-Verbund im Paarvergleich (SCN versus DFN) mittels eines reduzierten Testdesigns an humanen Femora evaluiert. Dabei stand die Überprüfung der Übertragbarkeit der ermittelten Daten des Knochenmodells auf den humanen Knochen im Vordergrund.

3. Material und Methodik

3.1 Implantate

Untersucht wurden im Rahmen dieser Studie die Implantate: T2TM Femur Nagel System (T2-Standardfemurnagel), T2TM Suprakondyläres Nagel System (SCN) und AxSOSTM Verriegelungsplatten System der Firma Stryker (Stryker GmbH & Co.KG, Duisburg, Deutschland) sowie der Distale Femurnagel (DFN) der Firma Synthes (Synthes GmbH, Umkirch, Deutschland).

Diese Implantate werden aktuell in der klinischen Praxis eingesetzt.

Die Implantate wurden unter Austausch von defekten bzw. beschädigten Schrauben sowohl für die Untersuchung der Torsion als auch der axialen Belastung am A3- und C2-Frakturmodell verwendet.

3.1.1 T2-Standardfemurnagel

Dieser Nagel der Firma Stryker besteht aus der Titanlegierung Ti6Al4V und kann sowohl in retrograder als auch antegrader Technik implantiert werden. Für unsere Studie verwendeten wir die in Abb. 1 gezeigte Nagelvariante von 320 mm Länge und 12 mm Durchmesser. Die Instrumentierung erfolgte in retrograder Technik. Proximal wurde die Verriegelung durch zwei 5 mm Vollgewindeschrauben [1] in ap Richtung vorgenommen. Im Anschluss erfolgte die distale Verriegelung von proximal nach distal im statischen Modus. Dabei wurde zuerst die proximale [2] und anschließend die distale 5 mm Teilgewindeschraube [3] von lateral nach medial eingebracht. Abschließend erfolgte die Verblockung der distalen Schraube mit Hilfe einer Abschlusskappe [4], welche in dieser Studie standardisiert mit einem Drehmoment von 2 Nm angezogen wurde. Die reproduzierbare



Abb. 1: T2-Standardfemurnagel

Einstellung erfolgte mit einem kalibrierten Drehmomentmaulschlüssel der Klasse 3 (Torqueleader, M.H.H. Engineering CoLTD., England).

3.1.2 T2 Suprakondylärer Nagel (SCN)

Bei dem in Abb. 2 dargestellten T2 SCN der Firma Stryker handelt es sich um einen retrograd zu implantierenden Marknagel aus Ti6Al4V. Er besitzt einen Durchmesser von 12 mm sowie eine Länge von 320 mm. Die Innovation des Nagels besteht in der Möglichkeit zwei Kondylenschrauben [1 und 4] mit Muttern [1a und 4a] im distalen Bereich des Femur einzubringen. Bei der Versorgung einer C-Fraktur (Fraktur mit Gelenkbeteiligung) lassen sich auf diese Weise die Kondylenfragmente komprimieren. Proximal erfolgte die Verriegelung in unserer Studie durch zwei 5 mm Gewindeschrauben von anterior nach posterior. Die Konfiguration der distalen Verriegelung ist in Abb. 2 veranschaulicht. Das Vorgehen erfolgte von proximal nach distal, beginnend mit einer Kondylenschraube [1], welche von lateral nach medial eingebracht und mit einer entsprechenden Mutter [1a] bis zur sichtbaren Kompression fixiert wurde. Anschließend erfolgte die Positionierung der 5 mm Vollgewindeverriegelungsschrauben mediolateral [2] und lateromedial [3]. Als nächstes wurde die zweite Kondylenschraube [4] analog zur ersten eingebracht. Abschließend erfolgte die Verblockung der unteren Kondylenschraube durch das Einbringen einer Abschlusskappe [5] von distal in den Marknagel mit 2 Nm.



Abb. 2: Suprakondylärer Femurnagel, distaler Abschnitt

3.1.3 Distaler Femurnagel (DFN)

Bei dem aus der Legierung Ti6Al4V bestehenden Distalen Femurnagel (Synthes) handelt es sich ebenfalls um einen retrograd einzubringenden Marknagel. Abb. 3 zeigt die in dieser Studie verwendete Konfiguration des Distalen Femurnagels mit einer Länge von 320 mm und einem Durchmesser von 12 mm. Die Neuerung dieses Implantats besteht in der Möglichkeit, anstatt einer zweiten Verriegelungsschraube eine Spiralklinge [3] im distalen Femurbereich einzubringen, um die Fläche der Kraftübertragung zu vergrößern und so die Lastverteilung und die Haltekraft, vor allem im osteoporotischen Knochen, zu optimieren.

Die proximale Verriegelung erfolgte mit zwei 4,9 mm Verriegelungsbolzen in ap Richtung [1]. Distal wurde die Verriegelung von proximal nach distal vorgenommen, d. h. zunächst ist die 6 mm Verriegelungsschraube [2] von lateral eingebracht worden, anschließend erfolgte die Positionierung der Spiralklinge [3], ebenfalls von lateral. Abschließend ist die Klinge mit einer Verschlusskappe [4] geblockt worden, indem diese, identisch zu den anderen Nägeln, mit einem Drehmoment von 2 Nm angezogen wurde.



Abb. 3: Distaler Femurnagel

3.1.4 AxSOS-Platte

Die in Abb. 4 dargestellte AxSOS-Platte der Firma Stryker stellt einen Fixateur intern dar. Das Implantat besteht standardmäßig aus Edelstahl. In dieser Studie wurde eine Variante mit 14 Schaftlöchern und einer Länge von 310 mm implantiert. Das neue Konzept der variablen Winkelstabilisierung von Schrauben im Schaftbereich durch gewindeträgende Einsätze ermöglicht eine größere Individualität bei der Anpassung der Verriegelung an die Frakturbedingungen durch eine individuelle Besetzung der Schaftlöcher mit winkelstabilen bzw. konventionellen Verriegelungsschrauben. Ferner resultiert aus der Gewindeführung der winkelstabilen Schrauben ein optimaler Eindrehwinkel. Dieses Plattenosteosynthesystem kann minimalinvasiv, d. h. mit geringem Weichteilschaden, eingesetzt werden. Die Verriegelung im Schaftbereich erfolgte im Rahmen dieser Studie mit vier Schrauben. Die am weitesten proximal und distal gelegenen Schraubenpositionen wurden winkelstabil [1] besetzt. Dazu war das Einbringen eines Inserts [2] in das jeweilige Schaftloch notwendig. Dazwischen wurden im gleichen Abstand zwei Kortikalis-schrauben [3] eingebracht.

Im Plattenkopfbereich sind alle fünf winkelstabilen Schraubenlöcher mit entsprechenden Verriegelungsschrauben besetzt worden. Zusätzlich kamen zwei Zugschrauben zum Einsatz. Die distale Verriegelungskonfiguration ist in Abb. 5 dargestellt. Alle winkelstabilen Schrauben wurden nach OP-Anleitung



Abb. 4: AxSOS-Platte



Abb. 5: AxSOS-Platte distal, Blick von dorsomedial

standardisiert mit einem Drehmoment von 6 Nm, die Zugschrauben in Zweifingertechnik angezogen.

3.2 Probenmaterial

Bei biologischen Knochenmodellen variieren stets mehrere Parameter, wie zum Beispiel Knochendichte, -form und -größe. Im Gegensatz dazu besitzen synthetische Modelle lediglich eine geringe, fertigungsbedingte Streuung hinsichtlich Form und Materialqualität, so dass diese Parameter als weitestgehend konstant angenommen werden können. Basierend auf diesen quasiidentischen Testmodellen, lassen sich selbst geringe Unterschiede zwischen verschiedenen Implantaten herausarbeiten, die in der Streuung des humanen Knochenmodells untergehen würden. Deshalb und aufgrund der begrenzten Verfügbarkeit an humanem Knochenmaterial wurde in dieser Studie eine größere Anzahl an Implantaten am Kunstknochenmodell untersucht, um im Anschluss zwei Osteosyntheseverfahren am humanen Knochen zu verifizieren.

3.2.1 Knochenmodell

Im osteoporotischen Charakter des synthetischen Knochenmodells lag der Hauptanspruch dieser Studie. Im Rahmen von Voruntersuchungen wurden erste biomechanische Tests an handelsüblichen Kunstfemora durchgeführt. Wir verwendeten den FCS (Sawbones, Schweden, Malmö), einen PU-Schaumknochen mit einer kortikalen äußeren Struktur und einem spongiösen Kern. Die biomechanischen Untersuchungen für Torsions- und axiale Belastung ergaben für den vorliegenden Frakturtyp klinisch nicht nachvollziehbare Versagensmuster. Wie aus Abb. 6 hervorgeht, versagten alle mit einem T2-Standardmarknagel versorgten Osteosynthesen unter axialer Belastung durch eine Fraktur im Bereich des proximalen Verriegelungsschraubenloches.



Abb. 6: Versagen FCS-Kunstknochen mit T2 im axialen Test

Resultierend aus diesen Ergebnissen führten wir weitere Analysen der Struktur des FCS sowie osteoporotischer humaner Femora durch. Bei diesen Untersuchungen stellten wir zwei wesentliche Unterschiede des Kunstknöchens im Vergleich zum humanen Femur fest. Während der humane Knochen in der distalen Region durch eine kaum messbare kortikale Schicht charakterisiert ist, fanden wir beim FCS Knochenmodell eine im Durchschnitt 5 mm dicke PU-Schaumschicht als Korrelat der Kortikalis (Abb. 7).

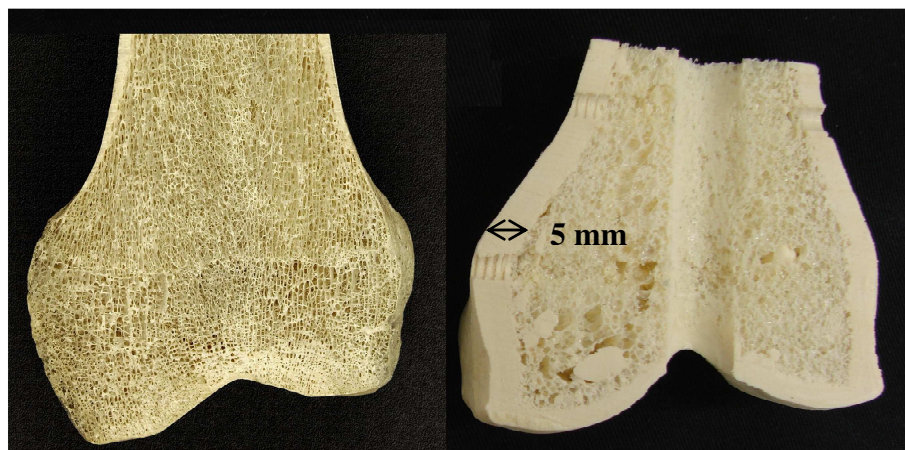


Abb. 7: Vergleich humaner osteoporotischer Knochen (links) und FCS (rechts)

Der zweite wesentliche Unterschied bestand in der ausgeprägten Ungleichmäßigkeit des FCS Modells, welche sich sowohl durch bis zu 5 mm große Kavernen als auch Einlagerungen von kompaktem PU-Schaum in die spongiöse Struktur auszeichnete (Abb. 8).

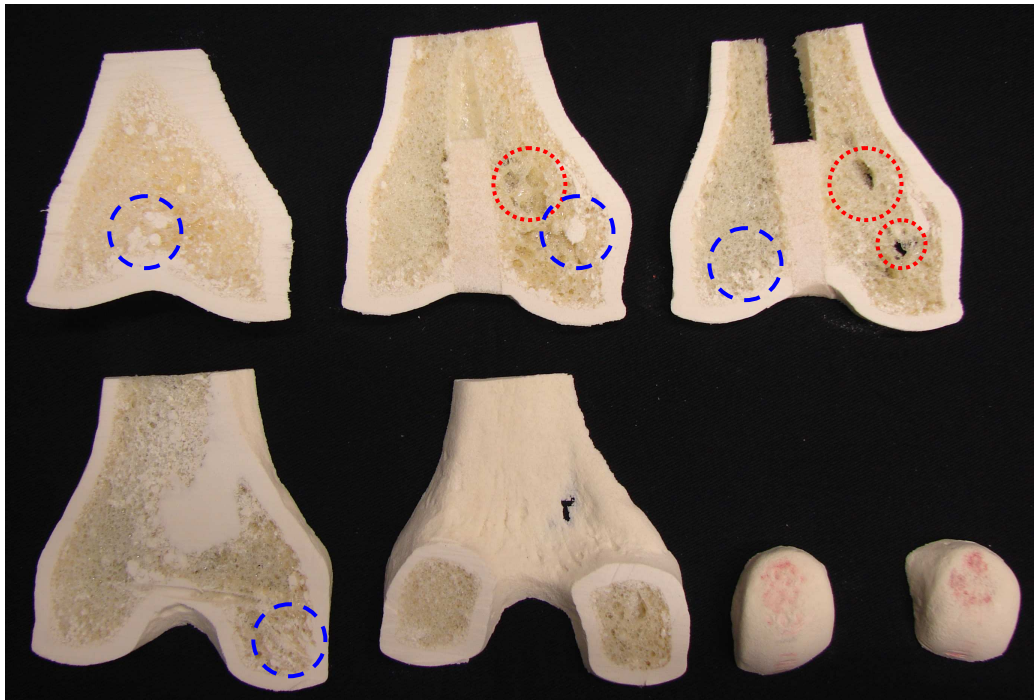


Abb. 8: Schnitte eines FCS (ROT – Kavernen; Blau – kortikale Einsprengungen)

Auf Basis dieser Daten wurde im Rahmen der Studie ein eigenes Knochenmodell entwickelt, welches einen osteoporotischen Knochen nachahmte. Um diesem Anspruch gerecht zu werden, verwendeten wir im distalen Bereich ein selbst hergestelltes PU-Schaummodell [2] und im proximalen Abschnitt einen handelsüblichen 3. Generationen Verbundknochen [1] (3rd Generation Composite Femur) (Abb. 9).

3.2.1.1 Proximales Knochenmodell

Wie bereits erwähnt, verwendeten wir für unsere Untersuchungen im oberen Abschnitt, d. h. bis zum Frakturspalt, einen 3. Generation Verbundknochen (Sawbones AB, Schweden, Malmö, Bestnr.: 3303). Dabei handelt es sich gemäß Herstellerangaben um einen speziell entwickelten, biomechanischen Testknochen, dessen mechanische Eigenschaften denen gesunden menschlichen Knochens nachempfunden wurden



Abb. 9: Knochenmodell

(Cristofolini und Viceconti 2000, Heiner und Brown 2001, Cristofolini et al. 1996, Papini et al. 2007).

Das in unseren Untersuchungen verwendete Femur war 455 mm lang und besteht aus einem PU-Schaumkern, umgeben von einem glasfaserverstärkten Epoxydharzmantel. Der PU-Schaumkern ist dem spongiösen Teil des Knochens nachempfunden und enthält fertigungsbedingt einen 12 mm durchmessenden „Markkanal“. Respektiv dazu soll die Glasfaser-Epoxydharzschicht die Kortikalis des Knochens darstellen.

In dieser Studie wurden ein Verbundknochen sowohl für die Torsionstests als auch die zyklisch-axialen Tests eines Frakturtyps verwendet, so dass 40 dieser Proben verbraucht wurden.

3.2.1.2 Distales Knochenmodell

Entsprechend den Anforderungen an ein osteoporotisches Knochenmodell wurden für das distal des Frakturspalts gelegene Femur anatomisch korrekt geformte PU-Schaumkondylen selbst gefertigt.

3.2.1.2.1 Herstellung der distalen Komponente

Der entscheidende Faktor bei der Herstellung eines osteoporotischen Knochenmodells ist die Dichte des Polyurethanschaums. Die Ermittlung der optimalen Dichte erfolgte erstens anhand der klinischen Erfahrung von PD Dr. Thomas Mückley¹ durch einen Schraubeneindreh-Versuch. Für diesen Versuch wurden dem Operateur Proben mit einer Dichte von 75 kg/m^3 bis 300 kg/m^3 vorgelegt. Hierbei erwies sich eine Dichte von 150 kg/m^3 als repräsentativ für ein osteoporotisches Knochenmodell. Ähnliche Werte ergeben sich aus der Literatur. So konnte Lindahl in Leichentibiae eine mittlere Dichte von ca. 120 kg/m^3 mit einer schweren Osteoporose gleichsetzen (Lindahl und Lindgren 1962). Die Wahl der PU-Schaumdichte lehnt sich ebenfalls an die amerikanische Norm (ASTM F 1839) an. Diese regelt die Spezifikation rigider Polyurethan-Schäume für die Verwendung als Standardmaterial zum Test von Implantaten und Instrumenten.

¹ Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der FSU Jena

Die Herstellung der PU-Schaumknochen erfolgte unter Verwendung eines 2-Komponentensystems der Firma VossChemie. Durch Aufschäumen der Komponenten „H200-AT“ und „B-Komponente Typ II“ im Gewichtsverhältnis 1:1 entstand ein geschlossenporiger Hartschaum mit porenloser Haut und einer Dichte von 150 kg/m^3 . Dieser Prozess erfolgte in teilbaren Formen aus 2-Komponenten-PU-Harz (Huntsman, Rencast FC 52 ISOCYANATE, Rencast FC 52 POLYOL), die durch die Abformung des distalen Abschnittes eines Knochenmodells (FCS, Fa. Sawbones AB, Schweden, Malmö, Bestnr.: 1121-3) gefertigt wurden. Die Erzeugung eines standardisierten Markkanals erfolgte durch einen Kunststoffstab mit einem Durchmesser von 12 mm (Abb. 10). Für eine optimale Entformbarkeit der Modelle wurde eine Kombination aus Trennwachs der Firma Corvin (UN-Nr. 1993) und Vaseline (Unilever Deutschland) verwendet.

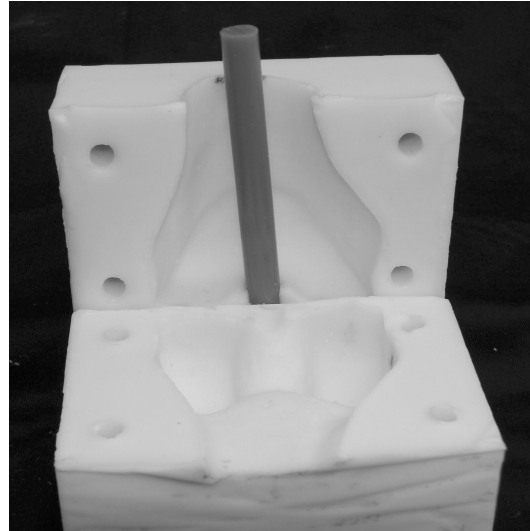


Abb. 10: Form zur Herstellung der PU-Schaumknochenmodelle mit Platzhalter für Markkanal

Abb. 11 zeigt exemplarisch die selbst hergestellten osteo-porotischen PU-Schaummodelle. Die Vorteile dieses Knochen-modells liegen in der anatomischen Form, was einen wesentlichen Vorzug gegenüber im Handel erhältlichen, z. B. quadratischen, PU-Schaum-blöcken darstellt und dem hohen Maß an Homogenität.

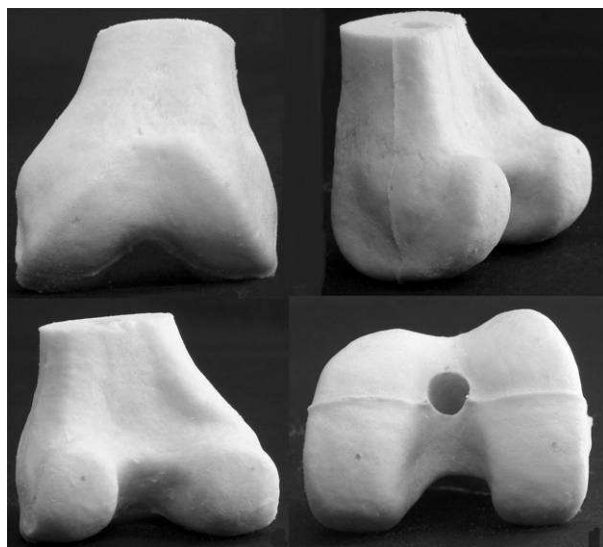


Abb. 11: PU-Schaumknochenmodell; von frontal, dorso-lateral, dorsal und kaudal (von links oben nach rechts unten)

Dies wird besonders aus Abb. 12 ersichtlich, in der ca. 6 mm dicke Schnitte eines PU-Schaumknochenmodells und die dazugehörigen Durchleuchtungsbilder dargestellt sind.

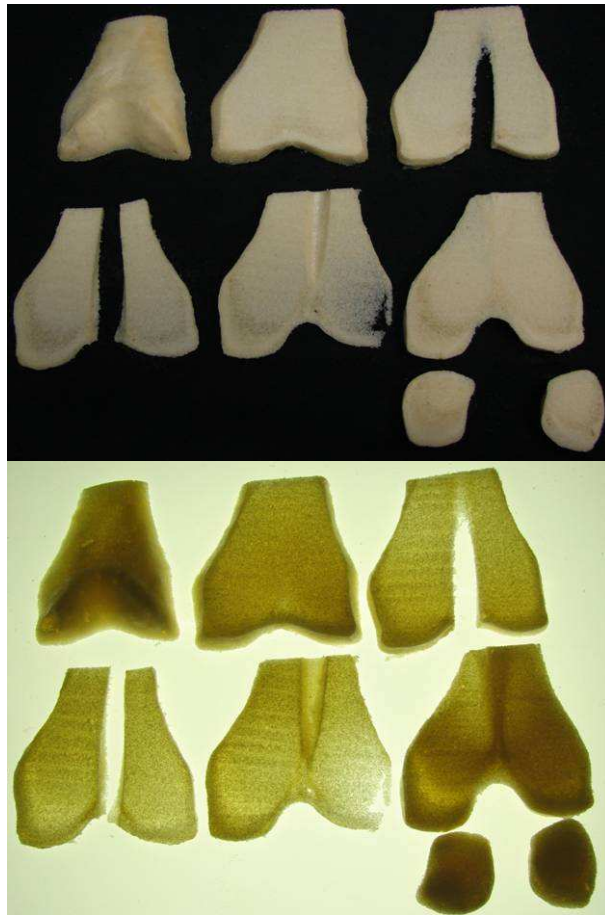


Abb. 12: Schnittbilder eines PU-Schaumknochenmodells (oben); unten die zugehörige Durchleuchtung

Die PU-Schaummodelle sind ferner durch eine dünne „kortikale“ Außenschicht gekennzeichnet. Dabei handelt es sich um eine dichte, geschlossene PU-Schaumzellschicht mit einer durchschnittlichen Dicke von 0,8 mm (Abb. 13). Die biomechanischen Eigenschaften und die daraus resultierenden Konsequenzen sind derzeit Gegenstand einer Folgestudie.

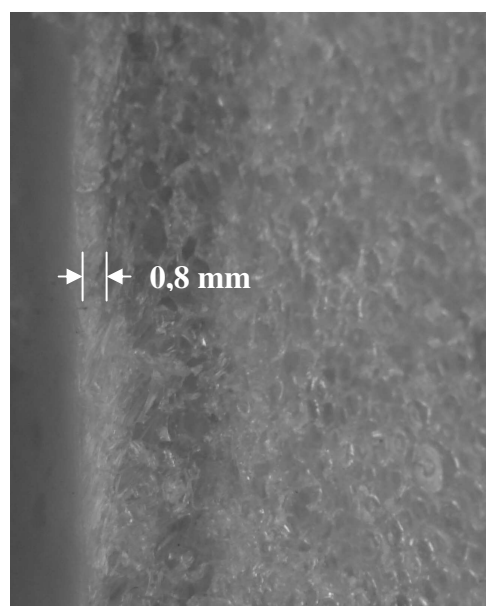


Abb. 13: Pourschaummodell mit „kortikaler“ Außenschicht

3.2.1.2.2 Dichtebestimmung der PU-Schaumknochenmodelle

Für jedes PU-Schaummodell wurde die Dichte bestimmt. Dies geschah durch eine Massebestimmung mittels Briefwaage und eine Volumenmessung nach dem Prinzip der Flüssigkeitsverdrängung. Die ermittelte Dichte diente als Kriterium für die weitere Verwendung. Lediglich PU-Schaummodelle mit einer Dichte zwischen 145 kg/m^3 und 155 kg/m^3 wurden für die Versuche verwendet.

3.2.2 Humanknochen

In einer zweiten Testphase wurden die biomechanischen Tests an humanen Knochen wiederholt. Diese Untersuchungen dienten der Validierung der Übertragbarkeit der Ergebnisse aus den Tests am Kunstknochenmodell auf den humanen Knochen und damit der Komplettierung der biomechanischen Untersuchungen. Zu diesem Zweck fanden Untersuchungen an acht Paar unfixierten humanen Femora statt. Alle Proben stammten von Körperspendern des Anatomischen Institutes Jena (Institut für Anatomie I, Teichgraben 7, 07743 Jena) und sind in der Zeit von 2005 bis 2007 direkt post mortem entnommen und in $100 \mu\text{m}$ dicker Polyethylen-Folie vakuumverschweißt bei $-27 \text{ }^\circ\text{C}$ tiefgefroren gelagert worden. Im Vorfeld der biomechanischen Tests erfolgten die komplette Skelettierung der Knochen sowie die Anfertigung von Röntgenbildern in zwei Ebenen zum Ausschluss jeglicher Pathologien. Eine ebenfalls vor den Tests durchgeführte Knochendichtemessung mittels Dualer Röntgen Absorptiometrie diente der Abschätzung des Osteoporosegrades der Proben.

3.3 Methode

3.3.1 Frakturmodell

3.3.1.1 AO 33 A3-Fraktur

Wie in Abb. 14 links veranschaulicht, handelt es sich bei einer A3-Fraktur (AO Klassifikation) um eine extraartikuläre, metaphysäre Fraktur im Bereich des distalen Femur (Müller et al. 1990). Im Rahmen dieser Studie erfolgte die Simulation dieser Fraktur mit einem Spalt von 1,5 cm als Korrelat einer mechanisch nicht tragenden Trümmerzone. Ferner wurde auf diese Weise eine Beeinflussung, wie z. B. eine Stabilisierung, des distalen durch den proximalen Femurbereich verhindert. Die Konfiguration des Frakturverlaufs ist ebenfalls aus Abb. 14 ersichtlich. Die A3-Fraktur verlief 6,5 cm proximal des lateralen Kondylenendes und parallel zur Kniegelenkslinie.

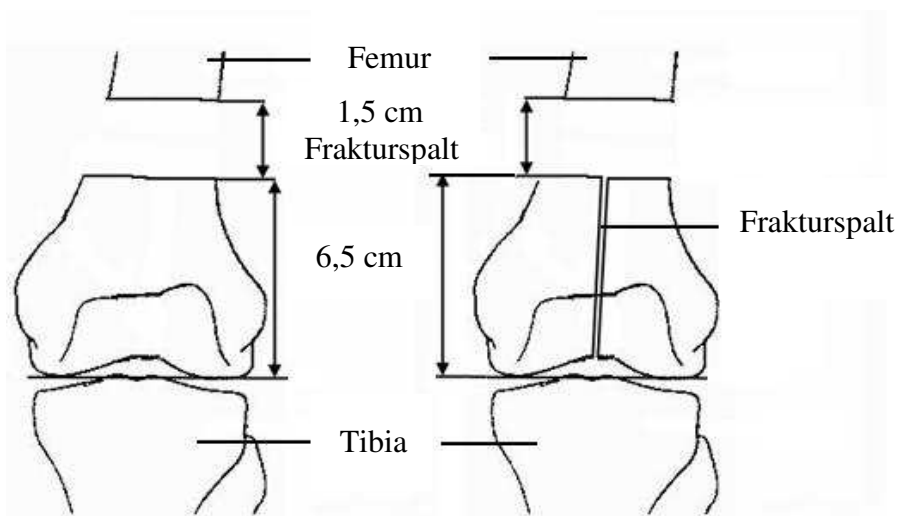


Abb. 14: Schematische Darstellung der AO 33 A3-Fraktur (links) und der AO 33 C2-Fraktur (rechts)

3.3.1.2 AO 33 C2-Fraktur

In Abb. 14 ist rechts schematisch eine C2-Fraktur (AO Klassifikation) dargestellt (Müller et al. 1990). Zusätzlich zu der oben beschriebenen extraartikulär, metaphysären Komponente liegt bei der C2-Fraktur eine Beteiligung der

Gelenkfläche vor. Diese wurde im Rahmen unserer Studie durch eine zusätzliche Osteotomie durch die Fossa intercondylaris erzeugt.

Im Rahmen dieser Studie wurden alle Implantate an diesen zwei verschiedenen Frakturmodellen getestet. Die dafür notwendigen Osteotomien erfolgten mittels Bügelsäge, unter Verwendung der in Abb. 15 dargestellten Sägelehre, die einen standardisierten Frakturverlauf sowohl der A3- als auch der C2-Fraktur sicherte.

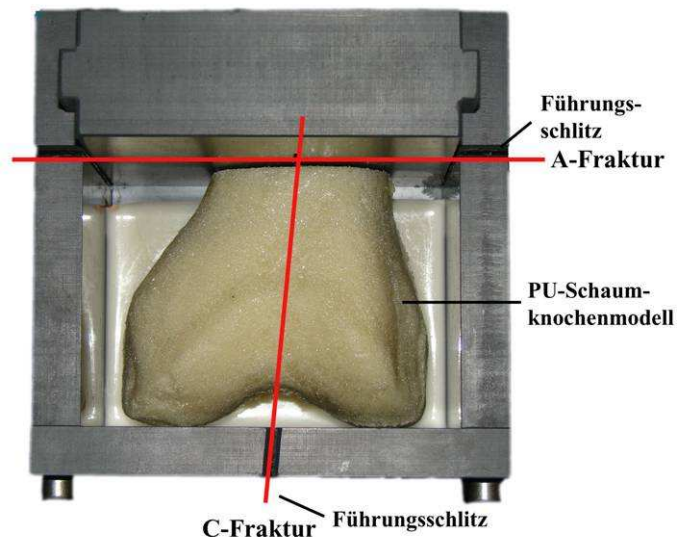


Abb. 15: Osteotomievorrichtung mit PU-Harzinlet

3.3.2 Operationstechnik

Grundsätzlich wurden alle Osteosynthesen nach der entsprechenden Operationsanleitung der Hersteller und mit den entsprechenden Instrumentarien durchgeführt. Im Folgenden soll auf einige Abweichungen bzw. Besonderheiten hingewiesen werden, die zur Standardisierung und Vereinfachung der Implantation im Rahmen dieser Studie zur Anwendung kamen.

3.3.2.1 Marknagelosteosynthese

Schaftverriegelung

Wie Abb. 16 exemplarisch zeigt, wurden bei allen Marknagelosteosynthesen die Löcher für die proximale Verriegelung blind, d. h. ohne Bildwandler, am intakten Verbundknochenmodell vorgebohrt. Dazu wurden nach Markierung der Löcher am äußeren Schaft und Einbringen des Nagels in den Knochen zuerst 1,6 mm K-

Drähte an den vorher markierten Stellen vorgebohrt und durch Zug am Implantat auf ihre korrekte Lage überprüft. Anschließend wurden die Drähte entfernt und die Löcher für die proximale Verriegelung nach OP-Anleitung gebohrt. Dabei kam es zu keinerlei Fehlplatzierung von Schrauben und Korrekturen der proximalen Verriegelung wurden nicht notwendig. Unter Nutzung des fertigungsbedingten Markkanals von über 12 mm konnte auf ein Aufbohren verzichtet werden. Das Einbringen der Marknägel war zwanglos möglich. Nach Entfernung des Nagels erfolgte die Osteotomie mit Bügelsäge und Sägelehre 8 cm proximal des distalen Endes der lateralen Kondyle und parallel zur Kniegelenksebene. Im Anschluss daran wurde der Marknagel im Schaft platziert und die proximale Verriegelung des Nagels entsprechend der OP-Anleitung des Implantats mit zwei Schrauben in ap Richtung abgeschlossen.



Abb. 16: Proximale Verriegelung beim DFN

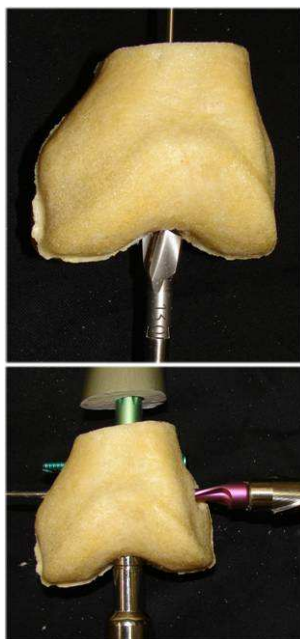


Abb. 17: Distale Verriegelung am DFN

Distale Verriegelung – A-Fraktur

Das Vorgehen bei der Verriegelung des distalen Fragmentes ist am Beispiel des Synthes DFN in Abb. 17 vereinfacht dargestellt. Als erstes wurde die Osteotomie 6,5 cm proximal des distalen Endes der lateralen Kondyle und parallel zur Kniegelenksebene erzeugt. Anschließend erfolgte das Aufbohren des Markkanals auf einen Durchmesser von 13 mm. Die PU-Schaumkondylen wurden nun auf dem Marknagel platziert. Zusätzlich sicherte ein 1,5 cm breiter Platzhalter die korrekte Länge der Osteosynthese. Nach

der Montage des Zielbügels wurden die Löcher für die distalen Verriegelungselemente nach OP-Anleitung gebohrt und mit den entsprechenden Verriegelungsschrauben bzw. Kondylenschrauben oder Spiralklingen besetzt. Abschließend erfolgte der Einsatz der Verschlusskappe.

Distale Verriegelung – C-Fraktur

Bei der Versorgung der C-Fraktur wurde nach dem Aufbohren des Markkanals der Knochen auf dem Nagel platziert. Mit Hilfe des Zielbügels ist das Loch für die je proximalste Schraube am intakten PU-Schaumknochenmodell vorgebohrt worden. Dieses Vorgehen erfolgte, um eine optimale Reposition der C-Fraktur zu ermöglichen. Anschließend wurden der Zielbügel und das Knochenmodell zur Herstellung der Osteotomie der C-Komponente vom Nagel entfernt. Nach diesem Arbeitsschritt wurde ein erneutes Reaming des Markkanals auf 13 mm vorgenommen. Danach ist laut OP-Anleitung mit der distalen Verriegelung mittels Zielbügel fortgefahren worden.

3.3.2.2 Plattenosteosynthese

Zur Instrumentierung der AxSOS-Platte erfolgte die Fixierung der beiden Knochenmodellteile in Schraubstöcken. Der distale Anteil wurde dazu in einer speziellen teilbaren Form gelagert, um Schäden am osteoporotischen Knochenmodell zu vermeiden. Das Einbringen eines 1,5 cm breiten Platzhalters zwischen die Komponenten bewirkte die Einstellung der korrekten Länge. Danach wurde die exakte anatomische Lage zwischen proximalem und distalem Knochenmodell überprüft und ggf. korrigiert. Als nächstes erfolgten die Ausrichtung der Platte am Modell und die temporäre Fixierung der Platte im Schaftbereich mittels zweier K-Drähte.

Im Anschluss an die korrekte Positionierung der Platte wurde die distale Verriegelung am PU-Schaummodell vorgenommen (Abb. 18).

A-Fraktur

Bei der A-Fraktur sind anders als in der OP-Anleitung beschrieben, zuerst die fünf winkelstabilen Schrauben eingebracht und laut OP-Anleitung mit 6 Nm angezogen worden. Die Bohrung der Löcher für die winkelstabilen Schrauben

erfolgte über die zugehörige Bohrhülse, um einen optimalen Sitz und somit die Winkelstabilität zu sichern. Erst im Anschluss wurden die Zugschrauben gesetzt. Dieses Vorgehen ist legitim, da den Zugschrauben bei der Versorgung der A-Fraktur keine relevante Funktion zukommt.

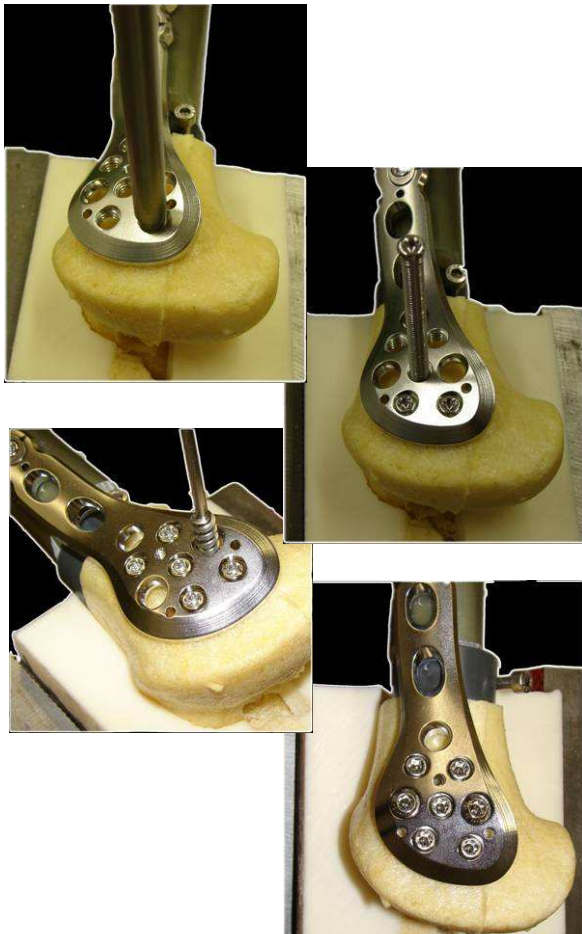


Abb. 18: Distale Verriegelung der AxSOS-Platte am PU-Schaumknochenmodell
 (oben links: Bohrhülse für winkelstabile Schraube;
 oben rechts: winkelstabile Schraube 1cm versenkt;
 unten links: Gewindeschneider für Zugschraube;
 unten rechts: fertige distale Verriegelung)



Abb. 19: AxSOS im KIV

Abschließend wurde bei der A-Fraktur die Verriegelung der Platte im Schaftbereich vorgenommen. Dazu wurden die Löcher der Kortikalisschrauben laut OP-Anleitung gebohrt und die Schrauben im abstützenden Modus (Buttress) eingebracht. Danach erfolgte das Bohren der Löcher für die winkelstabilen Schrauben. Diese Verriegelungsschrauben wurden durch die bereits vorbereiteten gewindeträgenden Inserts eingebracht und mit 6 Nm angezogen. Die Besetzung

der Schaftlöcher erfolgte symmetrisch mit winkelstabilen Verriegelungsschrauben sowohl im proximalsten als auch im distalsten besetzten Loch. Im mittleren Bereich wurden zwei Kortikalisschrauben in gleichem Abstand eingebracht. Das frakturnahe Schaftloch blieb dabei unbesetzt. Die Entfernung des Abstandhalters sowie der K-Drähte stellten die abschließenden Schritte der Plattenosteosynthese dar. Das fertige Knochen-Implantat-Konstrukt zeigt Abb. 19.

C-Fraktur

Bei der Versorgung der C-Fraktur wurde ein etwas anderes Vorgehen gewählt, um eine standardisierte Osteosynthese zu ermöglichen. Es wurden zuerst die Löcher der winkelstabilen Schrauben mit entsprechender Bohrhülse vorgebohrt und die Schrauben ca. 1 cm tief in das PU-Schaummodell eingebracht. Dieses Vorgehen erlaubte die optimale Wahl der Zugschraubenrichtung und eine Beeinträchtigung mit den winkelstabilen Schrauben konnte vermieden werden. Nun erfolgte die Bohrung der Löcher für die Zugschrauben mit einem 3,2 mm Bohrer. Von einer Erweiterung der Bohrung auf 4,5 mm auf der lateralen Seite wurde aufgrund der Weichheit des Materials bei allen Proben abgesehen. In Probeimplantationen wurde ein schnelles Abweichen der Zugschrauben vom Bohrkanal beobachtet, so dass es sich als günstig erwies, den gesamten Bohrkanal mit einem 6,5 mm Gewindeschneider vorzubereiten. Nach Entfernung aller Schrauben wurde die C-Fraktur erzeugt. Im Anschluss erfolgten die erneute Lagerung der Probe im Schraubstock und die optimale Ausrichtung an den bereits vorgebohrten Löchern. Am Modell der C-Fraktur wurden als erstes die zwei Zugschrauben im Plattenkopfbereich eingebracht, um deren volle Zugwirkung auszuschöpfen. Anschließend sind die fünf winkelstabilen Verriegelungsschrauben besetzt worden. Bei der Fixierung der Platte im Schaftbereich ist analog zur A-Fraktur vorgegangen worden.

3.3.3 Testsetup

3.3.3.1 Maschine

Die Messungen wurden mit einer elektrohydraulischen Mehrachsenmessmaschine des Typs INSTRON 8874 (Instron Deutschland GmbH) durchgeführt. Die Datenerfassung erfolgte über einen PC mit der Software MAX (Version 9.2, © Instron). Aufgezeichnet wurden die Kanäle Zeit, Weg, Kraft, Winkel, Moment und Zyklus. Das Wegsignal ist dabei vom maschineninternen LVDT des Hubzylinders abgeleitet worden. Die Kraftmessung erfolgte über einen 5 kN Kraftaufnehmer der Genauigkeitsklasse 0,1, die Torsionsmessung über einen 100 Nm Torsionsaufnehmer ebenfalls der Klasse 0,1.

3.3.3.2 Prüfvorrichtung

Der Testaufbau für diese Studie wurde an die Publikation von Milne und Latta (Milne und Latta 1996) angelehnt und nach unseren Anforderungen modifiziert. Der Messaufbau umfasste zwei Kardangelenke zur Ankopplung der Probe an die Testmaschine. Das obere, in allen Achsen freigegebene, Kardangelenk wurde über den Kraftaufnehmer an die Maschine angeschlossen. Das untere Kardangelenk ist über den Torsionsaufnehmer auf dem Maschinentisch befestigt worden. Eine teilbare Aluminiumform als Einbettung des proximalen Femurabschnitts wurde exzentrisch am oberen Kardangelenk befestigt. Das distale Kardangelenk war lediglich in der Frontalebene beweglich, d. h. das Ausweichen der Probe konnte ausschließlich nach medial bzw. lateral erfolgen. Distal wurde die Ankopplung über ein PE-Inlet in einem Käfig mit Feststellschrauben realisiert. (Abb. 20)

3.3.3.3 Belastungsrichtungen

Für die Auswahl der Testkriterien im Rahmen dieser Studie orientierten wir uns an den Hauptbelastungsrichtungen des menschlichen Oberschenkels. Diese sind speziell für das distale Femur und Knie von Taylor durch Auswertung von Telemetriedaten aus Untersuchungen am Menschen beschrieben worden (Taylor et al. 1998, Taylor und Walker 2001). Bezugnehmend auf diese Arbeiten erfolgten die Belastungen in axialer Richtung und durch Torsion. Die näheren

Erläuterungen und Ausführungen wurden bereits im Kapitel 1.2.3 Kräfte und Momente am distalen Femur vorgenommen.

3.3.3.4 Krafteinleitung

Zur Untersuchung der mechanischen Stabilität wurde das Knochen-Implantat-Konstrukt in axialer Richtung auf Druck belastet und die daraus resultierende Verformung erfasst. Wie Abb. 20 veranschaulicht, erfolgte die Krafteinleitung nach den Beschreibungen von Milne exzentrisch über den Hüftkopf (Milne und Latta 1996). Um die biomechanischen Gegebenheiten im Kniegelenksbereich, d. h. die Kraftüberleitung von 60 % über die mediale und 40 % über die laterale Kondyle (Morrison 1970) gewährleisten zu können, wurde außerdem eine exzentrische, leicht lateralisierte Positionierung des PE-Inlets vorgenommen. Ferner erfolgten Torsionsbelastungen sowohl in Außen- als auch Innenrotation. Dabei wurden Winkelauslenkung und Momentverläufe erfasst. Zur Minimierung von Querkräften erfolgte die oben beschriebene Ankopplung der Probe an die Maschine über Kardangelenke.

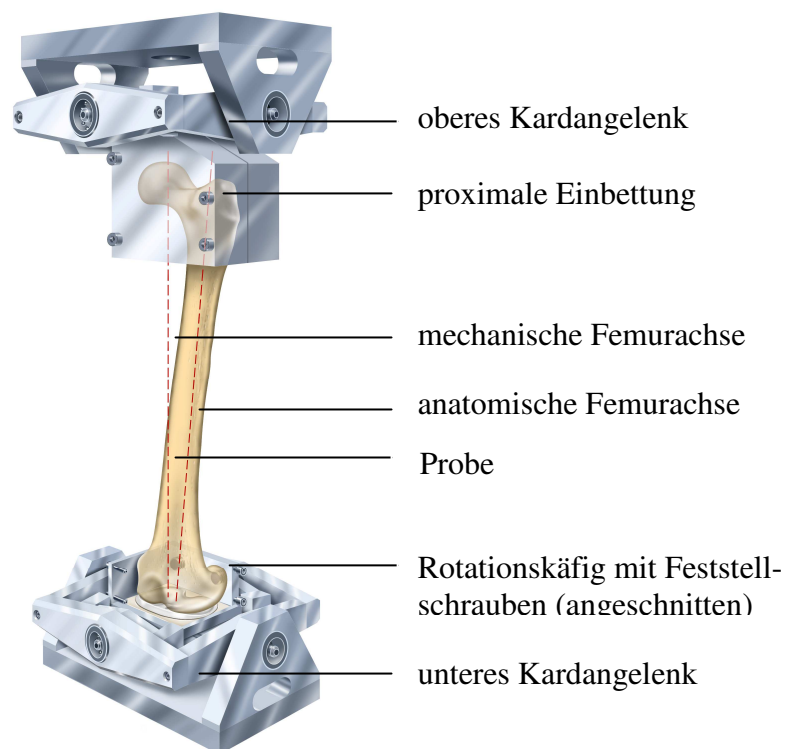


Abb. 20: Schematische Darstellung des Testaufbaus und der Krafteinleitung nach Milne und Latta

3.3.3.5 Fixierung

Proximal erfolgte die Fixierung des Femur über eine Strecke von 10 cm mittels einer teilbaren Aluminium-PU-Harzform (Huntsman, Rencast FC 52 ISOCYANATE, Rencast FC 52 POLYOL). Diese Form wurde durch die zweizeitige Abformung des proximalen Abschnitts eines 3. Generation Verbundknochens hergestellt und ermöglichte die standardisierte Fixierung aller Proben. Für die distale Lagerung der Proben während der axialen Tests wurde ein PE-Inlet einer Knie-TEP verwendet. Bei der Durchführung der Rotationsversuche war die zusätzliche Fixierung der Proben im Bereich des distalen Femurabschnitts mit einem Aluminiumkäfig und adaptierbaren Feststellschrauben notwendig.

3.3.4 Testparameter

3.3.4.1 Probenzahl

Jedes Osteosyntheseverfahren wurde jeweils an fünf identisch instrumentierten Knochenmodellen getestet. Die Proben aus den Vorversuchen nicht eingerechnet, wurden insgesamt 80 Proben getestet und ausgewertet. Die Probenverteilung wird in Tabelle 1 verdeutlicht.

Tabelle 1: Probenverteilung auf Fraktur- und Implantattyp

Frakturform	Test	T2	SCN	DFN	AxSOS
AO 33 A3	Torsion	5	5	5	5
	Axial	5	5	5	5
AO 33 C2	Torsion	5	5	5	5
	Axial	5	5	5	5

3.3.4.2 Testablauf

Begonnen wurde mit einem zehn Zyklen umfassenden zerstörungsfreien Test der Rotationssteifigkeit. Anschließend sind die Proben in Außenrotation bis zum Versagen belastet worden. Nach Wechsel des PU-Schaumknochenmodells erfolgte die Durchführung des axialen Stufentests. Nach Abschluss der Untersuchungen für einen Osteosynthesetyp an der A-Fraktur wurden die

Implantate komplett vom Knochenmodell entfernt und auf ihre Integrität geprüft, um anschließend für die C-Fraktur unter Austausch von defekten oder beschädigten Schrauben wiederverwendet zu werden.

3.3.4.2.1 Initiale Torsionseigenschaften

Für die Messung der initialen Torsionseigenschaften wurden die Proben in einem zehn Zyklen umfassenden Test mit 10 Nm in Außen- (AR) und Innenrotation (IR) belastet. Die Deformation erfolgte dabei ausschließlich im elastischen Bereich. Die Proben wurden mit einer Geschwindigkeit von 1 Nm/s und einer dreiecksförmigen Amplitude belastet. Die Regelung der Maschine erfolgte momentengesteuert.

Zur Auswertung wurden die Torsionssteifigkeit, die Neutrale Zone (NZ) und die Range of Motion (ROM) ermittelt. Zur besseren Beurteilung wurde aus den Einzelresultaten aller zehn Zyklen der Mittelwert gebildet.

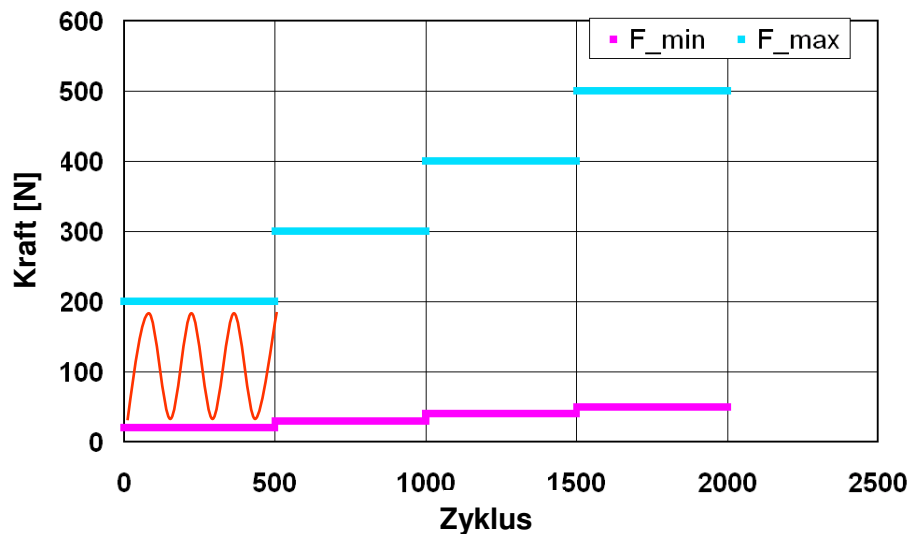
3.3.4.2.2 Torsionsfestigkeit

Im Anschluss an die Ermittlung der initialen Torsionseigenschaften erfolgte die Belastung der Proben in AR bis zum Versagen. Dazu wurden die Proben ebenfalls mit einer Geschwindigkeit von 1 Nm/s belastet. Ausgehend von 0 Nm erfolgte eine IR bis 10 Nm und anschließend die AR bis zum Versagen. Damit ist das Durchlaufen der gesamten NZ gesichert worden. Die Steuerung der Maschine erfolgte analog zur Steifigkeitsbestimmung moment geregelt allerdings als Rampenfunktion. Der Versuch wurde bis zum Versagen, d. h. bis zu einem 20 %igen Kraftabfall bzw. bis zum Erreichen von 100 Nm fortgesetzt.

3.3.4.2.3 Zyklisch-axialer Stufentest

Dieser Test ist ursprünglich in der Materialtestung angesiedelt und wurde auf unsere Bedürfnisse adaptiert. Die Proben wurden in einem Lastverhältnis Kraftmaximum zu Kraftminimum von 10:1 belastet. Nach jeweils 500 durchlaufenen Zyklen erfolgte eine Laststeigerung. Das Kraftmaximum wurde dabei um 100 N, das Kraftminimum entsprechend um 10 N erhöht (Grafik 1). Die Belastungsfrequenz wurde auf 2 Hz festgelegt. Die Steuerung der Maschine

erfolgte trimodal, d. h. ausgehend von einer initial manuell festgelegten Deformierung erfolgte eine automatische Annäherung der Belastung an die festgelegten Kraftgrenzen. Der Test wurde bis zum Versagen, d. h. bis zum Frakturspaltverschluss bzw. optischen Versagen oder dem Erreichen eines Kraftmaximums von 2,5 kN fortgeführt. Die Berechnung der axialen Steifigkeit erfolgte aufgrund der initialen Regleranpassung (trimodal) aus den Zyklen 50 bis 59 der ersten Belastungsstufe.



Grafik 1: Ablaufschema zyklisch-axialer Stufentest

3.3.5 Humanknochenmodell

Im folgenden Abschnitt soll kurz auf die Besonderheiten und Abweichungen vom oben beschriebenen Vorgehen im Umgang mit den humanen Knochen eingegangen werden.

3.3.5.1 Frakturmodell

Aufgrund der begrenzten Anzahl verfügbarer humaner Femora wurden die Tests am Modell der AO 33 C2-Fraktur durchgeführt. Wie im Kapitel 3.3.1 beschrieben, wurden die Osteotomien auch am humanen Knochen in speziell angefertigten Lagerungsschienen erzeugt, um einen standardisierten Frakturverlauf zu gewährleisten.

3.3.5.2 Operationstechnik

Die Instrumentation der humanen Knochen folgte den Operationsanleitungen der jeweiligen Hersteller und wurde mit den entsprechenden speziellen Instrumentarien durchgeführt. Zur Vereinfachung des Testaufbaus sind alle Implantate vom Typ SCN in die jeweils linken, die DFN-Implantate in die rechten Femora implantiert worden. Auch am menschlichen Knochen wurden zur Standardisierung und Vereinfachung des Vorgehens einige Modifikationen am Vorgehen der Implantation vorgenommen. So erfolgte das Einbringen der Bohrlöcher für die proximalen Verriegelungsschrauben vor der Erzeugung der Osteotomie. Zur Sicherung von Rotation und Femurlänge wurde das Loch für die oberste distale Verriegelungsschraube ebenfalls vor der Erzeugung der Osteotomie erstellt. Alle weiteren Schritte folgten den OP-Anleitungen. Die Verschlusschrauben wurden standardisiert mit einem Drehmoment von 2 Nm angezogen.

3.3.5.3 Testablauf

Der Testablauf entsprach dem unter 3.3.3 für das PU-Schumknochenmodell beschriebenen. Alle Parameter und Maschineneinstellungen wurden übernommen. Lediglich die proximale Einbettung konnte aufgrund der anatomischen Variabilität der Proben nicht in teilbaren Formen erfolgen. Die humanen Femora wurden in einer Aluminiumform en bloc mit einem Zwei-Komponenten PU-Harz (Huntsman, Rencast FC 52 ISOCYANATE, Rencast FC 52 POLYOL, Aushärtungszeit 45 Minuten) eingebettet. Während der Vorbereitungen und im Testverlauf wurden die Proben mit Kompressen und physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten.

3.3.5.4 Testparameter

Die Probenzahl belief sich auf acht Paar, d. h. 16 humane, gefrorene Femora. Daraus ergab sich die Möglichkeit acht Proben pro Osteosyntheseverfahren im Paarvergleich zu untersuchen.

Implantationen:

- 8 Stryker T2™ SCN - zwei Kondylen- und zwei Verriegelungsschrauben
- 8 Synthes DFN - eine Verriegelungsschraube und eine Spiralklinge

Testablauf:

Durch die begrenzte Anzahl zur Verfügung stehender Proben erfolgte die Verkürzung des Testablaufs, so wurde die Untersuchung auf den unter 3.3.4.2.3 beschriebenen zyklisch-axialen Stufentest beschränkt. Alle Parameter und Einstellungen wurden vom PU-Schaumknochenmodell auf den humanen Knochen übernommen.

3.4 Datenerfassung und -auswertung

3.4.1 Datenerfassung

3.4.1.1 Probenmaterial

Die Sawbones-Komponenten unseres Knochenmodells sind durch ihre Serienfertigung als nahezu identisch anzusehen. Daher wurde auf eine Messung der geometrischen und densitometrischen Parameter unsererseits verzichtet. Lediglich die laufende Seriennummer der 3. Generation Verbundknochen wurde erfasst. Von den PU-Schaumkondylen wurde, wie zuvor beschrieben, die jeweilige Dichte bestimmt.

Die im Rahmen dieser Studie getesteten humanen Knochen sind densitometrisch mittels DXA sowie konventionell radiologisch durch Röntgenbilder in zwei Ebenen auf pathologische Läsionen untersucht worden.

Die Knochendichtebestimmung erfolgte an den über 24 Stunden bei 21 °C Raumtemperatur gelagerten aufgetauten Proben (Wähnert et al. 2009). Die Knochendichte (BMD) wurde am Ganzkörper-DXA-Gerät Lunar Prodigy Advance mit der entsprechenden Software (encore 2006, Version 10.50.086, General Electric Company; GE Healthcare; 726 Heartland Company; Madison, WI 53717-1915 USA) gemessen. Für die Ermittlung der BMD wurden die von der Software empfohlenen Einstellungen für das proximale Femur verwendet. Die Weichteildicke wurde für alle Proben als „dünn < 13 mm“ definiert. Daraus resultierten folgende Maschineneinstellungen: Spannung 76 kV; Strom 0,75 mA; Untersuchungszeit 48 s und Dosis 9 µGy.

Um bei den Messungen einen adäquaten Weichteilmantel zu simulieren, wurden die Proben in einer mit 13 l Leitungswasser gefüllten Kunststoffwanne (Wanddicke 1,5 mm) gelagert. Die Höhe der Wasserschicht betrug 6 cm ohne Probenbestückung. Eine optimale einheitliche Innenrotation der Femora wurde bei allen Proben durch Lagerung der lateralen Kondyle auf einer 20 mm dicken Metallplatte eingestellt. Außerdem wurden die Proben am distalen Schaft beschwert und dadurch auf dem Boden der Kunststoffwanne gehalten (Abb. 21).

Die Messung der Knochendichte erfolgte bei 17 °C Wassertemperatur.

Die Auswertung der Messungen erfolgte mittels der Software des DXA-Messgeräts.

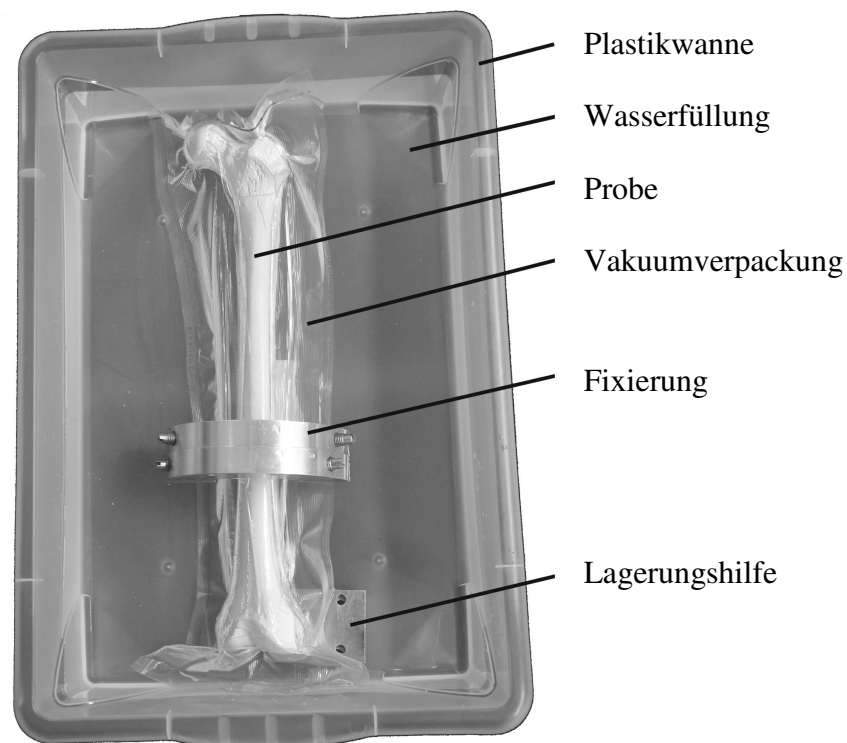


Abb. 21: Testanordnung zur Knochendichtemessung

3.4.1.2 Biomechanik

Über die Steuersoftware Max wurden die Sensorkanäle Zeit, Kraft, Weg, Moment, Winkel und Zyklus als Excel-lesbare Datei gespeichert. Bei den Torsionstests (Steifigkeit und Festigkeit) sind 300 Messwerte pro Zyklus erfasst und gespeichert worden. Aufgrund des erhöhten Datenaufkommens beim axialen Stufentest beschränkten wir die Datenerfassungsrate auf 100 Messwerte pro Zyklus.

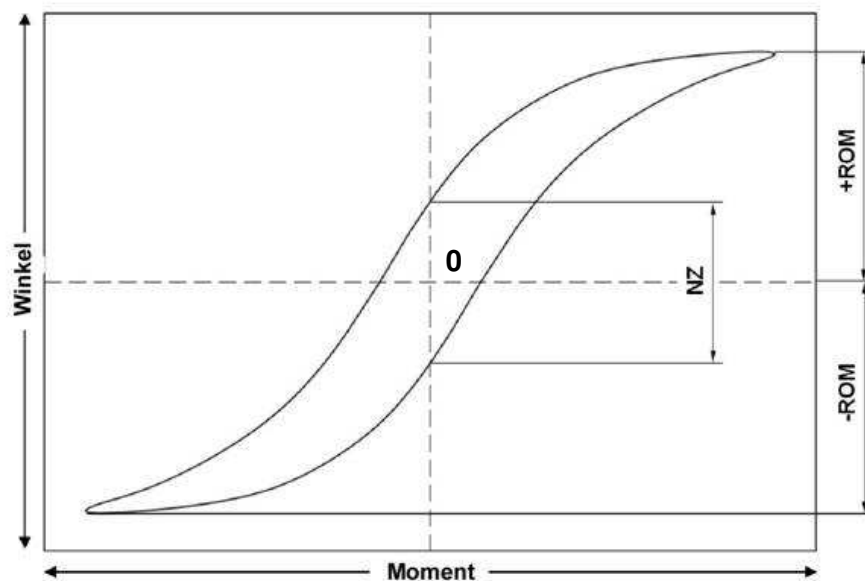
3.4.1.3 Statistik

Die Datenauswertung erfolgte mit Excel (Microsoft[®], 2003) und SPSS (SPSS 13.0 für Windows). Da laut Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test keine Normalverteilung der Stichproben vorlag, erfolgte die Untersuchung auf

Unterschiede zwischen den Implantatgruppen mittels Mann-Whitney-Tests und bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$.

3.4.2 Datenauswertung

Die Auswertung der Torsionstests erfolgte in Anlehnung an Wilkes Untersuchungen an der Wirbelsäule (Wilke et al. 1998). Aus den Hysteresen der Moment-Winkel-Kurven wurden die Neutrale Zone (NZ) und die Range of Motion (ROM) ermittelt. Während die ROM die Deformation unter einer gewählten Maximalbelastung (in diesem Fall ± 10 Nm) angibt, repräsentiert die NZ die Laxität in der mechanischen Kette. Grafik 2 zeigt eine idealisierte Hysterese bei der, gemäß Wilke, die NZ zwischen den beiden Punkten vom Moment Null ermittelt wird. Da sich die Auswertung bei exakt 0,0 Nm für unsere Untersuchungen als nicht praktikabel erwies, erfolgte die Bestimmung der Neutralen Zone innerhalb eines Korridors von $\pm 0,5$ Nm.



Grafik 2: Bestimmung der ROM und NZ an einer idealisierten Hysterese, nach Wilke (Wilke et al. 1998)

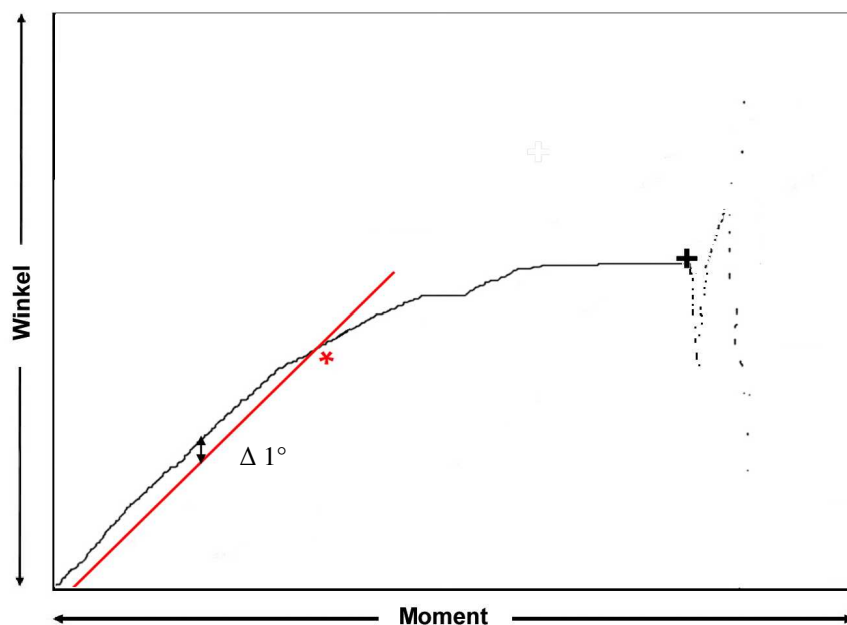
3.4.2.1 Torsionsstabilität

Die Torsionsstabilität der verschiedenen Osteosynthesen wurde über 10 Messzyklen unter einer Belastung von ± 10 Nm ermittelt. Für jeden Zyklus wurde die Neutrale Zone, die Range of Motion und die Rotationssteifigkeit ermittelt und anschließend aus den 10 resultierenden Werten ein Mittelwert für die Probe

gebildet, um zufällige Fehler sowie Sensorrauschen herauszumitteln. Für jedes Osteosyntheseverfahren wurden die Werte der 5 Einzeltests einer Implantat-Test-Konfiguration zu einem Wert zusammengefasst.

3.4.2.2 Torsionsfestigkeit

Zur Beurteilung der Torsionsfestigkeit in Außenrotation wurden aus den Moment-Winkel-Verläufen gemäß Grafik 3 die Elastizitätsgrenze und die Versagensgrenze ermittelt. Die Elastizitätsgrenze haben wir als Schnittpunkt des um 1° parallelverschobenen linearen Kurvenabschnittes der Hysterse definiert (rote Gerade in Grafik 3). Als Versagen wurde ein sprunghafter Abfall des Moments gewertet.



Grafik 3: Auswertung der Rotationsfestigkeit

* Elastizitätsgrenze

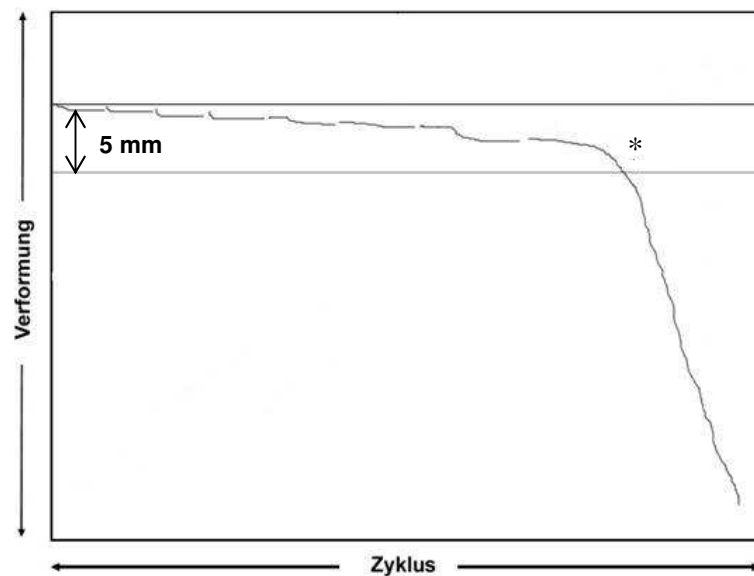
+ Versagensgrenze

3.4.2.3 Zyklisch-axialer Stufentest

Für den axialen Stufentest erfolgte die Auswertung der Kraft-Weg-Verläufe (Grafik 4) jedes zehnten Testzyklus. Zusätzlich wurde aus den Zyklen 50 bis 59 der ersten Laststufe (20 N – 200 N) die initiale Steifigkeit der Osteosynthese berechnet. Außerdem wurde die plastische Verformung bei einer axialen Last von

190 N betrachtet. Die Genauigkeit der Eingrenzung der Kraft erfolgte mit ± 5 N, also in der Regel von 185 N bis 195 N.

Die Versagenskriterien waren definiert als ein Kraftabfall in der Kraft-Weg-Kurve oder ein Verschluss des Frakturspalts. Bei der Auswertung der Kraft-Weg-Diagramme und der jeweiligen Fotodokumente ergab sich eine sinnvolle Versagensdefinition in einer plastischen Verformung von 5 mm bei einer axialen Belastung von 190 ± 5 N. Bestimmt wurden ferner Steifigkeit, plastische Verformung, Versagemoment und Versagensart. Da der Test ohne Nulldurchgang erfolgte, wurde keine Neutrale Zone ermittelt.



**Grafik 4: Schema der Auswertung des axialen Stufentests
(* Versagenspunkt)**

4. Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt sind die Ergebnisse der biomechanischen Untersuchungen zusammengestellt und präsentiert. Dabei wird zuerst auf die Resultate der Tests am künstlichen Knochenmodell eingegangen. Anschließend werden die Ergebnisse der Untersuchungen am humanen Material dargelegt.

4.1 Kunstknochenmodell

Die im Folgenden dargestellten Ergebnisse stammen aus den Untersuchungen an den PU-Schaumknochenmodellen.

4.1.1 Torsionstest

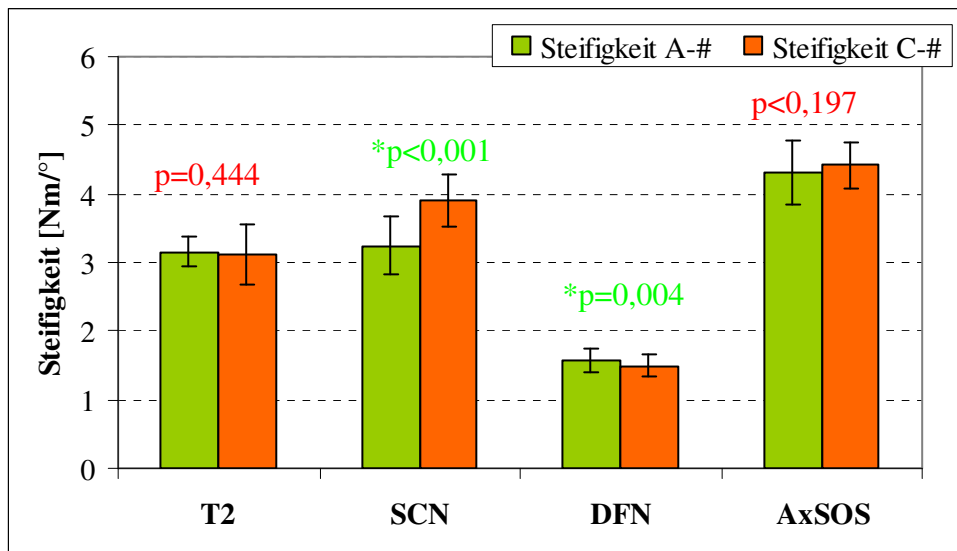
4.1.1.1 Initiale Torsionseigenschaften

Torsionssteifigkeit

Die AxSOS-Platte erwies sich als das Implantat, welches unabhängig von der Frakturform die signifikant höchste Torsionssteifigkeit ($p < 0,001$) im Knochen-Implantat-Verbund erzielte (Tabelle 2). Im Vergleich konnten der SCN 75 %, der T2 73 % und der DFN 37 % der Steifigkeit der AxSOS-Platte bei der A-Fraktur erreichen. Der Unterschied SCN versus T2 war hierbei mit $p = 0,356$ nicht signifikant. Für die Osteosynthesen der C-Fraktur ergaben sich für den SCN 88 %, den T2 70 % und den DFN 34 % der Torsionssteifigkeit der AxSOS-Platte. Diese Unterschiede sind alle mit $p < 0,001$ hoch signifikant. Bei der Versorgung der C-Fraktur konnte für den SCN eine signifikante Zunahme der Torsionssteifigkeit um 20 % ($p < 0,001$), für den DFN eine signifikante Abnahme um 5 % ($p = 0,004$) nachgewiesen werden (Grafik 5).

Tabelle 2: Torsionssteifigkeit [Nm/°] mit Standardabweichung für A- und C-Fraktur mit Signifikanzen

		A-Fraktur			
Signifikanz	Steifigkeit	T2	SCN	DFN	AxSOS
	T2	3,16 ± 0,21 Nm/°			
	SCN	p=0,356	3,24 ± 0,42 Nm/°		
	DFN	*p<0,001	*p<0,001	1,58 ± 0,18 Nm/°	
	AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	4,32 ± 0,46 Nm/°
		C-Fraktur			
T2	3,11 ± 0,44 Nm/°				
SCN	*p<0,001	3,90 ± 0,37 Nm/°			
DFN	*p<0,001	*p<0,001	1,50 ± 0,16 Nm/°		
AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	4,42 ± 0,34 Nm/°	



Grafik 5: Torsionssteifigkeit für A- und C-Fraktur als Mittelwert mit Standardabweichung

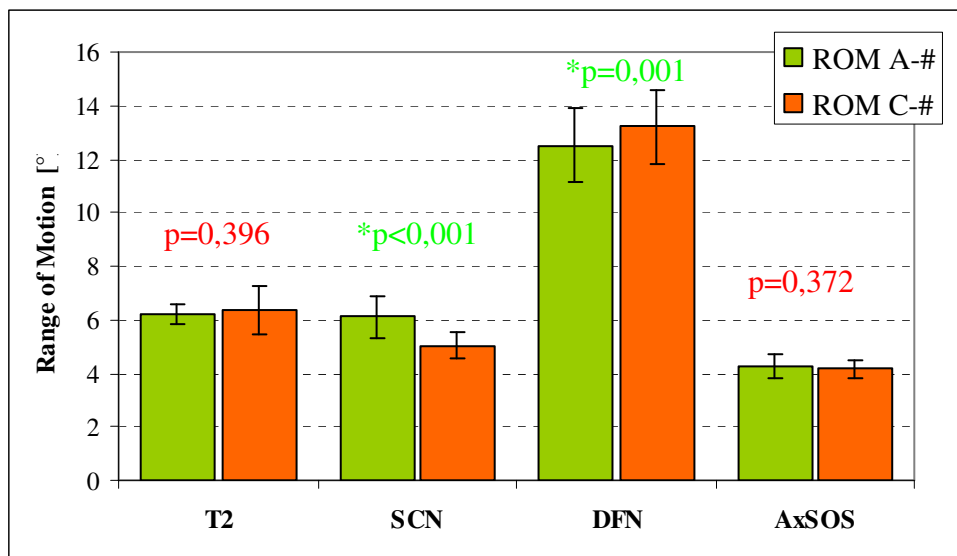
Range of Motion (ROM)

Die Resultate der Torsionssteifigkeit spiegeln sich ebenfalls in der erreichten ROM (Tabelle 3) wider, so wurde für die AxSOS-Platte mit 4,25 ° (A-Fraktur) bzw. 4,17 ° (C-Fraktur) die signifikant geringste Winkelauslenkung erreicht (p < 0,001). Der SCN erzielte 144 % (A-) bzw. 121 % (C-Fraktur) und der T2 146 % (A-) bzw. 152 % (C-Fraktur) der ROM. Für die A-Fraktur konnte kein signifikanter Unterschied zwischen SCN und T2 nachgewiesen werden (p = 0,334), im Gegensatz dazu bestand für die C-Fraktur ein signifikanter Unterschied (p < 0,001) (Grafik 6). Der DFN vollzog unabhängig von der

Frakturform eine ca. 3fach größere Winkelauslenkung als die AxSOS-Platte. Die Osteosynthesen des SCN mit C-Fraktur wiesen im Vergleich zur A-Fraktur eine um 18 % signifikant geringere ROM auf ($p < 0,001$). Beim DFN dagegen konnte eine Zunahme der ROM um signifikante 6 % ($p=0,001$) gesehen werden (Grafik 6).

Tabelle 3: Range of Motion [°] mit Standardabweichung für A- und C-Fraktur mit Signifikanzen

		A-Fraktur			
		T2	SCN	DFN	AxSOS
Signifikanz	Range of Motion				
	T2	6,19 ± 0,39 °			
	SCN	p=0,334	6,11 ± 0,80 °		
	DFN	*p<0,001	*p<0,001	12,5 ± 1,39 °	
	AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	4,25 ± 0,46 °
	C-Fraktur				
	T2	6,33 ± 0,90 °			
	SCN	*p<0,001	5,03 ± 0,43 °		
	DFN	*p<0,001	*p<0,001	13,2 ± 1,41 °	
	AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	4,17 ± 0,34 °



Grafik 6: Mittlere Range of Motion [°] mit Standardabweichungen und Signifikanzen

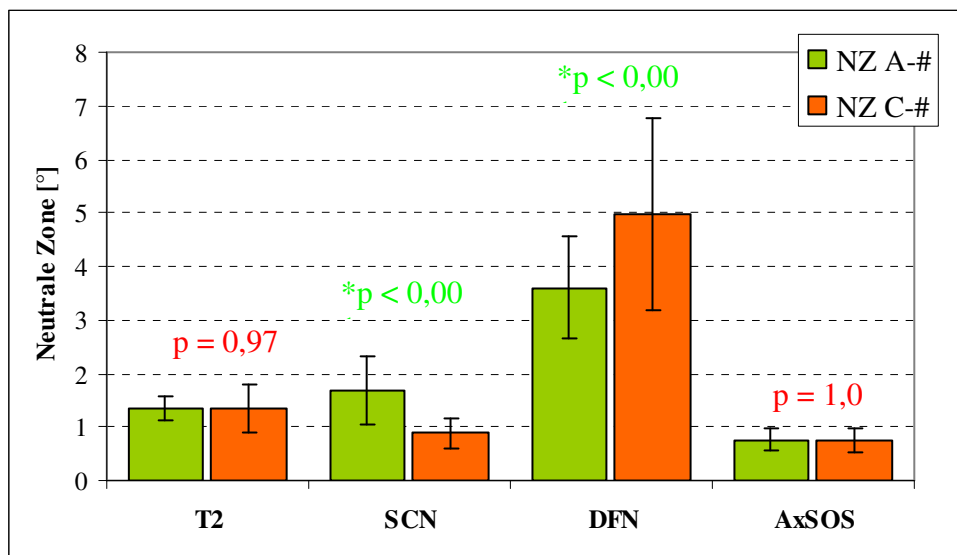
Neutrale Zone (NZ)

In unseren Untersuchungen erreichte die AxSOS-Platte mit 0,76 ° (A-Fraktur) bzw. 0,75 ° (C-Fraktur) unabhängig von der Frakturform die signifikant geringste NZ ($p \leq 0,009$) (Tabelle 4). Für die Versorgung der A-Fraktur erzielte der T2 168 %, der SCN 220 % und der DFN 475 % der NZ der AxSOS-Platte. Dabei

konnte für die NZ von SCN versus T2 kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ($p = 0,328$). Bei der C-Fraktur erzielte der SCN 119 %, der T2 179 % und der DFN 664 % der NZ der AxSOS-Platte, wobei alle Unterschiede mit $p \leq 0,009$ signifikant waren. Im Vergleich der Ergebnisse der A-Fraktur mit denen der C-Fraktur fiel eine signifikante Abnahme der NZ um 47 % beim SCN ($p < 0,001$) sowie eine signifikante Zunahme um 38 % ($p < 0,001$) beim DFN auf (Grafik 7).

Tabelle 4: Neutrale Zone [°] mit Standardabweichung für A- und C-Fraktur mit Signifikanzen

		A-Fraktur			
Signifikanz	Neutrale Zone	T2	SCN	DFN	AxSOS
	T2	1,35 ± 0,23 °			
	SCN	$p=0,328$	1,67 ± 0,64 °		
	DFN	* $p<0,001$	* $p<0,001$	3,61 ± 0,97 °	
	AxSOS	* $p<0,001$	* $p<0,001$	* $p<0,001$	0,76 ± 0,21 °
		C-Fraktur			
	T2	1,34 ± 0,45 °			
	SCN	* $p<0,001$	0,89 ± 0,28 °		
	DFN	* $p<0,001$	* $p<0,001$	4,98 ± 1,80 °	
	AxSOS	* $p<0,001$	* $p<0,009$	* $p<0,001$	0,75 ± 0,22 °



Grafik 7: Neutrale Zone (NZ) für A- und C-Fraktur als Mittelwert mit Standardabweichung und Signifikanzen

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die AxSOS-Platte die signifikant stabilsten Osteosynthesen in Bezug auf die initialen Torsionseigenschaften (Steifigkeit, ROM, NZ) erreichte. Von den intramedullären Kraftträgern erzielten

der SCN und der T2 signifikant stabilere Osteosynthesen als der DFN, wobei für die Versorgung der A-Fraktur kein signifikanter Unterschied zwischen SCN und T2 in den primären Torsionseigenschaften festgestellt werden konnte. Der DFN mit seiner Spiralklingenverriegelung war in unseren Untersuchungen das Implantat, welches die „instabilsten“ Osteosynthesen im Torsionstest erzeugte (Grafik 7).

4.1.1.2 Torsionsstabilität

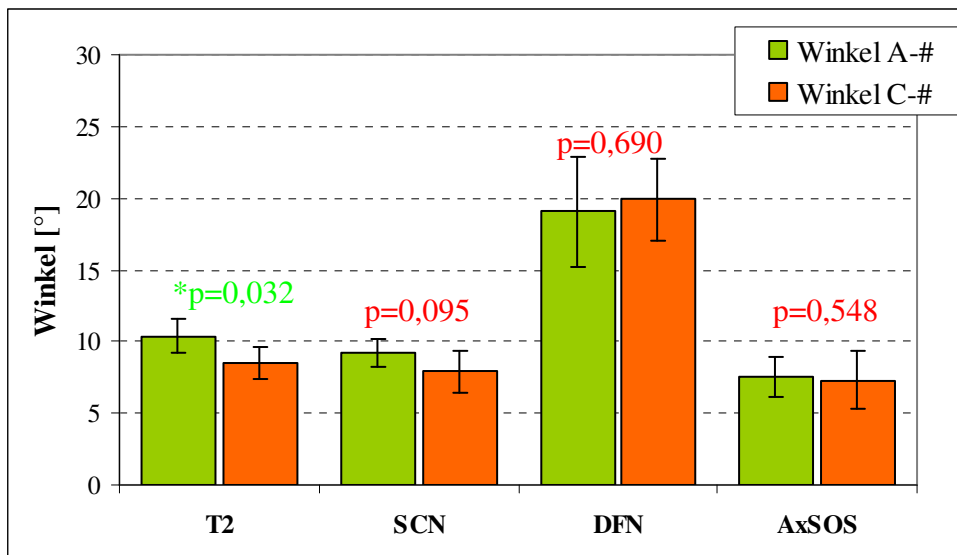
Die Auswertung der Daten der Torsionsstabilität ist für die AxSOS-Platte nicht möglich, da es zum Kontakt der Platte mit der Probenfixierung kam.

Elastizitätsgrenze

Elastizitätswinkel (Tabelle 5) - Die AxSOS-Platte hatte mit $7,5^\circ$ bei der A-Fraktur und $7,3^\circ$ bei der C-Fraktur die geringste Winkelauslenkung beim Erreichen der Elastizitätsgrenze. Für die A-Fraktur erzielten der SCN 123 %, der T2 138 % und der DFN 254 % des Winkels der AxSOS-Platte. Bei der Versorgung der C-Fraktur wurden für den SCN 107 %, den T2 116 % und den DFN 272 % größere Winkel bei Erreichen der Elastizitätsgrenze ermittelt. Der DFN wies damit unabhängig von der Frakturform den signifikant größten Winkel bei Erreichen der Elastizitätsgrenze auf ($p = 0,008$). Die Ergebnisse der C-Fraktur zeigen eine signifikante Abnahme des Winkels bei Erreichen der Elastizitätsgrenze um 18 % für den T2 ($p = 0,032$) im Vergleich zur A-Fraktur (Grafik 8).

Tabelle 5: Winkel [°] bei Erreichen der Elastizitätsgrenze mit Standardabweichung und mit Signifikanz

		A-Fraktur				
Signifikanz	Elastizitätswinkel	T2	SCN	DFN	AxSOS	
		T2	$10,4 \pm 1,2^\circ$			
		SCN	$p=0,151$	$9,2 \pm 1,0^\circ$		
		DFN	$*p=0,008$	$*p=0,008$	$19,1 \pm 3,8^\circ$	
		AxSOS	$*p=0,032$	$p=0,0095$	$*p=0,008$	$7,5 \pm 1,4^\circ$
			C-Fraktur			
		T2	$8,5 \pm 1,1^\circ$			
		SCN	$p=0,421$	$7,9 \pm 1,4^\circ$		
		DFN	$*p=0,008$	$*p=0,008$	$19,9 \pm 2,9^\circ$	
		AxSOS	$p=0,421$	$p=0,421$	$*p=0,008$	$7,32 \pm 2,0^\circ$

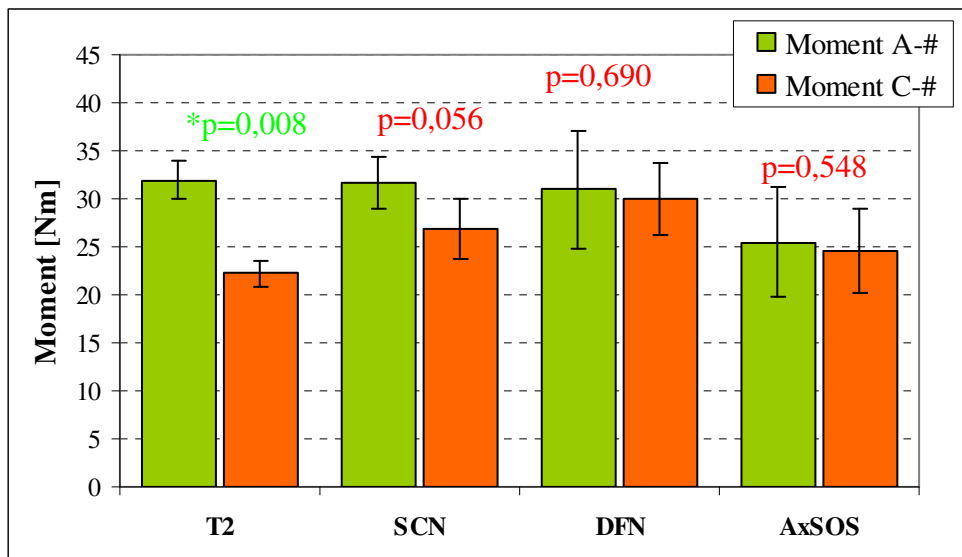


Grafik 8: Mittlerer Winkel [°] bei Erreichen der Elastizitätsgrenze mit Standardabweichung und Signifikanzen

Elastizitätsmoment (Tabelle 6)- Bei den Osteosynthesen mit A-Fraktur war das Moment beim Erreichen der Elastizitätsgrenze für die AxSOS-Platte mit 25,5 Nm das geringste, gefolgt von DFN (31 Nm), SCN (31,6 Nm) und T2 (32 Nm). Die Werte der intramedullären Kraftträger weisen dabei keine signifikanten Unterschiede auf. Allerdings muss beim DFN auf den signifikant größeren Winkel bis zum Erreichen dieses Momentes geachtet werden. Bei der C-Fraktur erreichte der T2-Marknagel das geringste Moment (22,3 Nm) gefolgt von der AxSOS-Platte (24,7 Nm), SCN (26,8 Nm) und DFN (30 Nm). Der Vergleich der Resultate der A- mit denen der C-Fraktur zeigte lediglich für den T2 eine signifikante Abnahme des Momentes um 30 % bei der C-Fraktur ($p = 0,008$) (Grafik 9).

Tabelle 6: Moment [Nm] bei Erreichen der Elastizitätsgrenze mit Standardabweichung und Signifikanz

		A-Fraktur			
Signifikanz	Elastizitätsmoment	T2	SCN	DFN	AxSOS
	T2	32,0 ± 2,0 Nm			
	SCN	p=0,841	31,6 ± 2,7 Nm		
	DFN	p=0,841	p=1,000	31,0 ± 6,1 Nm	
	AxSOS	*p=0,032	*p=0,032	p=0,222	25,5 ± 5,7 Nm
		C-Fraktur			
T2	22,3 ± 1,4 Nm				
SCN	*p=0,016	26,8 ± 3,2 Nm			
DFN	*p=0,008	p=0,151	30,0 ± 3,8 Nm		
AxSOS	p=0,421	p=0,421	p=0,095	24,7 ± 4,4 Nm	



Grafik 9: Moment [Nm] bei Erreichen der Elastizitätsgrenze als Mittelwerte mit Standardabweichung und Signifikanzen

Hinsichtlich der Elastizitätsgrenze muss berücksichtigt werden, dass durch den Testaufbau bei der Messung nicht ausschließlich Vorgänge am KIV erfasst wurden. Durch die punktuelle Fixierung der Proben mit Feststellschrauben kam es zu Deformierungen der medialen hinteren und der lateralen vorderen Kondyle im Bereich der Feststellschrauben (Abb. 22). Diese Veränderungen wurden allerdings bei allen Implantaten in vergleichbarem Maße beobachtet.

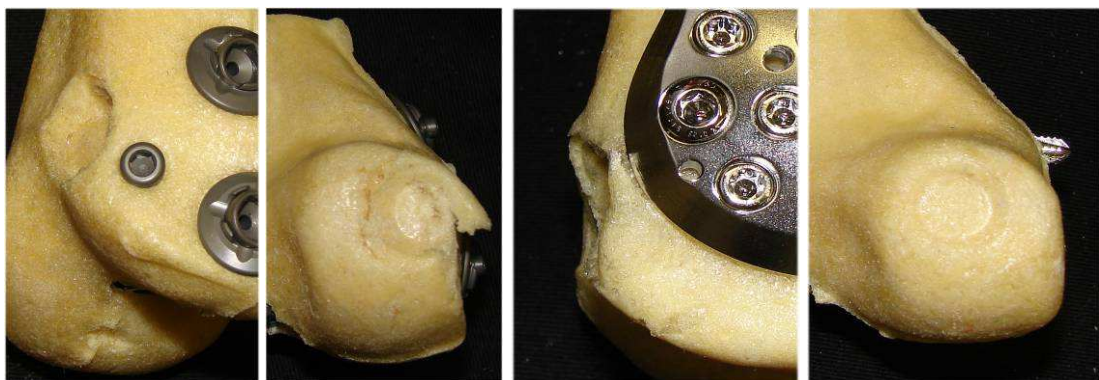


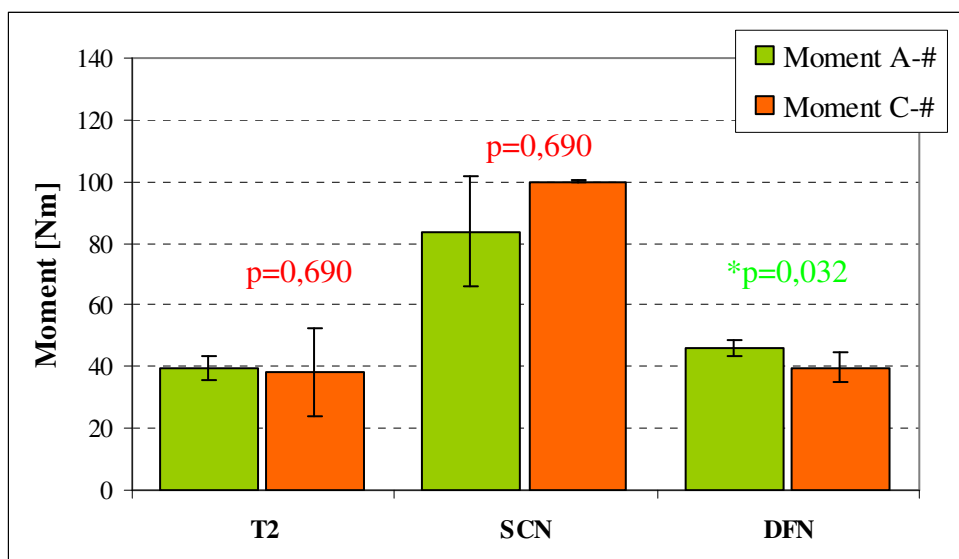
Abb. 22: Impressionsstellen durch Feststellschrauben (links SCN; rechts AxSOS jeweils ventro-lateral und dorso-medial)

Versagensgrenze

Versagemoment - Das Versagen trat bei der A-Fraktur zuerst bei den Osteosynthesen mit T2 (39 Nm), anschließend mit DFN (46 Nm) und zuletzt bei jenen mit SCN (84 Nm) ein. Alle bestehenden Unterschiede weisen statistische Signifikanz auf ($p < 0,016$) (Tabelle 7). Bei der C-Fraktur versagten die Osteosynthesen mit T2 und DFN bei ca. 40 Nm, der Unterschied war mit $p = 0,69$ nicht signifikant. Der Vergleich der Daten der A-Fraktur mit denen der C-Fraktur ergab für den DFN durch den zusätzlichen interfragmentären Spalt eine signifikante Abnahme um 13 % ($p = 0,032$). Der SCN mit C-Fraktur konnte nicht zum Versagen gebracht werden, daraus resultierte eine Zunahme des Momentes um 20 %, diese Differenz war mit $p = 0,69$ nicht signifikant.

Tabelle 7: Moment [Nm] bei Versagen mit Standardabweichung und Signifikanz

		A-Fraktur		
Signifikanz	Versagemoment	T2	SCN	DFN
	T2	39,5 ± 4,0 Nm		
	SCN	*p=0,008	83,3 ± 17,7 Nm	
	DFN	*p=0,016	*p=0,008	46,0 ± 2,4 Nm
	C-Fraktur			
	T2	38,3 ± 14,2 Nm		
	SCN	*p=0,008	100 ± 0,0 Nm	
	DFN	p=0,690	*p=0,008	39,6 ± 4,8 Nm

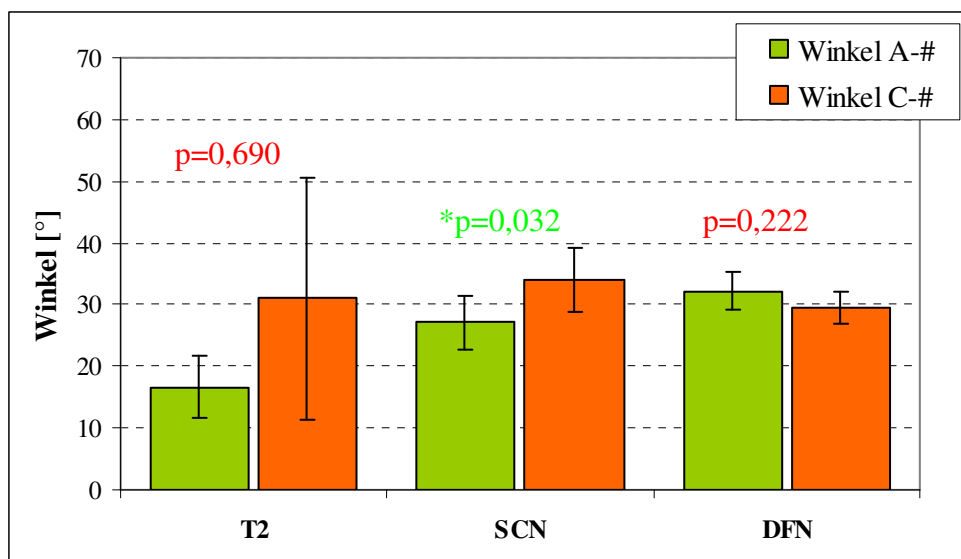


Grafik 10: Moment [Nm] bei Versagen als Mittelwert mit Standardabweichung und Signifikanzen

Versagenswinkel - Die Winkelauslenkung bei Versagen der A-Fraktur war für den T2 signifikant geringer als für den SCN ($p = 0,032$) und DFN ($p = 0,008$). Bei der C-Fraktur konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Winkels bei Versagen ermittelt werden (Tabelle 8). Beim SCN kam es zu einer Steigerung der Festigkeit, so dass der Winkel bei Versagen der C-Fraktur signifikant ($p = 0,032$) um 26 % im Vergleich zur A-Fraktur anstieg. Die Osteosynthesen mit T2 waren durch eine nicht signifikante Zunahme ($p = 0,690$) des Winkels bei Versagen um 86 % gekennzeichnet, allerdings ist dabei das unveränderte Versagemoment zu berücksichtigen (Grafik 11).

Tabelle 8: Winkel [°] bei Versagen mit Signifikanz

		A-Fraktur		
		T2	SCN	DFN
Signifikanz	Versagenswinkel			
	T2	16,7 ± 5,0 °		
	SCN	*p=0,032	27,1 ± 4,4 °	
	DFN	*p=0,008	p=0,151	32,2 ± 3,1 °
		C-Fraktur		
	T2	31,0 ± 19,7 °		
	SCN	p=0,841	34,1 ± 5,3 °	
	DFN	p=0,690	p=0,151	29,6 ± 2,6 °



Grafik 11: Winkel bei Versagen als Mittelwert mit Standardabweichung und Signifikanz

Das Versagensmuster für die Osteosynthesen des T2 mit A-Fraktur war beim Torsionstest durch eine initiale Langlochbildung der distalen Verriegelungsschrauben gekennzeichnet. Im weiteren Testverlauf kam es bei vier Proben zur Absprengung einer frontalen Lamelle durch die oberen distalen Verriegelungsschraubenlöcher und bei einer Probe zur Bildung einer dorsalen Absprengung (Abb. 23 oben).

Bei der Versorgung der C-Fraktur kam es ebenfalls zu einer initialen Langlochbildung, dieser folgte ein Repositionsverlust im vertikalen Frakturspalt. Das definitive Versagen der Proben erfolgte anschließend durch Bersten der lateralen und medialen Frakturkomponenten, mit der Folge einer Vier-Fragment-Fraktur. Die Frakturlinie bezog die Löcher der distalen Verriegelungsschrauben ein und führte bei der lateralen Kondylenhälfte zu einer frontalen Absprengung, bei der medialen zu einer dorsalen (Abb. 23 unten).

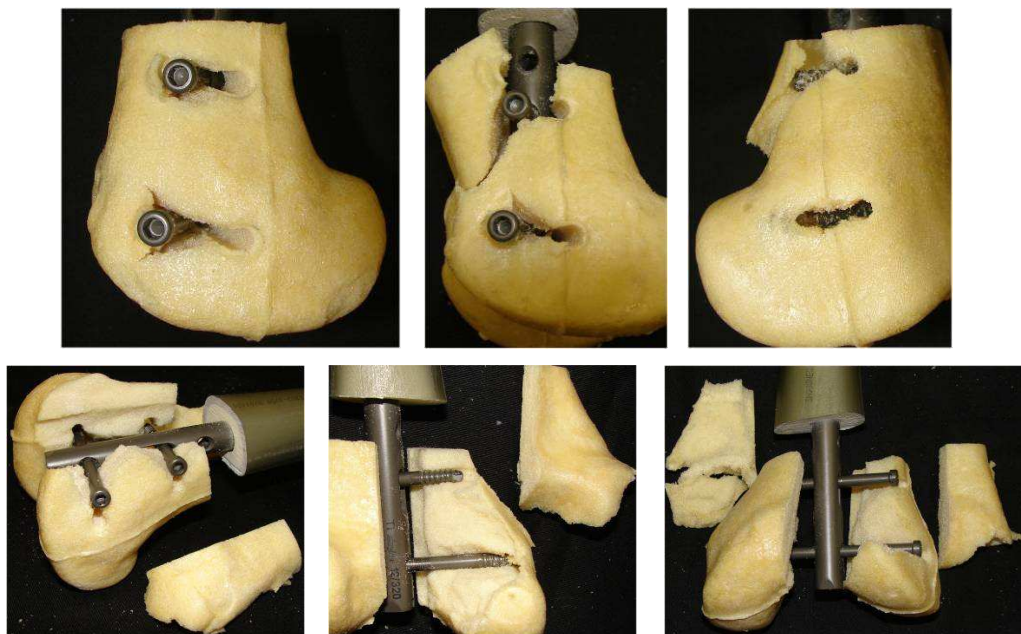


Abb. 23: Versagensmuster für Stryker T2; A-Fraktur (oben); C-Fraktur (unten)

Der KIV mit SCN konnte in der Versorgung der A-Fraktur bei drei Proben nicht zum Versagen gebracht werden. Wie in Abb. 24 dargestellt, trat bei zwei Proben das Versagen durch eine Absprengung des distal-lateralen Kondylenbereichs durch die Löcher der distalen Kondylenschraube und der unteren Verriegelungsschraube ein. Am Modell der C-Fraktur konnte für die Osteosynthesen mit dem SCN für keine Probe ein Versagen erreicht werden.

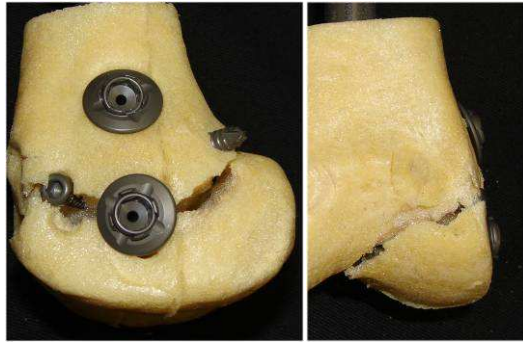


Abb. 24: Versagensmuster des KIV mit SCN für die A-Fraktur

Für die Osteosynthesen mit dem DFN konnte am Modell der A-Fraktur ein Versagen durch eine initial-dezente Langlochbildung der Verriegelungsschraube und der Spiralklinge im Kondylenbereich mit anschließender Sprengung des PU-Schaumknochenmodells in der Frontalebene unter der Bildung mehrerer Fragmente gezeigt werden (Abb. 25 oben). Für das Modell der C-Fraktur war das gleiche Versagensmuster nachzuweisen, mit dem Unterschied, dass die Langlochbildung mit einem Repositionsverlust im Spalt der C-Fraktur einherging (Abb. 25 unten).

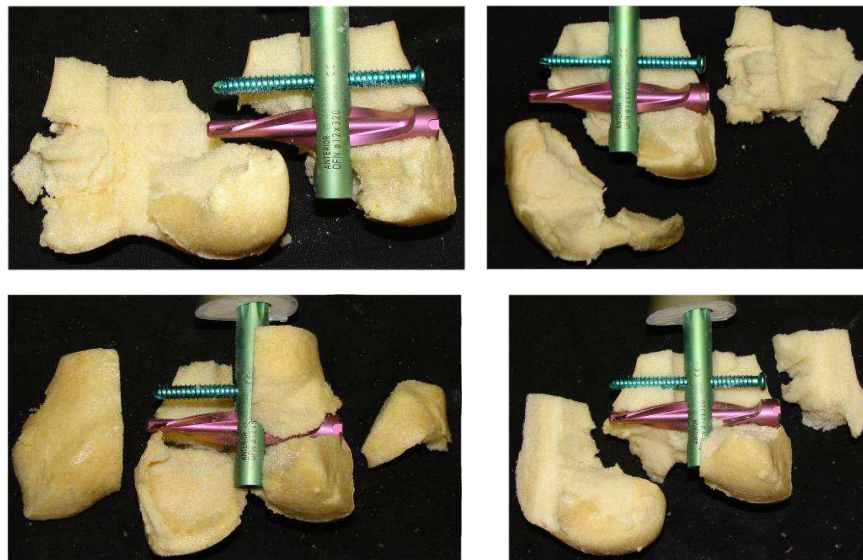


Abb. 25: Versagensmuster des DFN; A-Fraktur (oben); C-Fraktur (unten)

4.1.2 Zyklisch-axialer Stufentest

Die Auswertung des zyklisch-axialen Stufentests erfolgte zum einen anhand der initial-axialen Steifigkeit zur Charakterisierung der Primärstabilität der erzeugten Osteosynthesen und zum anderen anhand der Versagensgrenze zur Ermittlung der axialen Festigkeit.

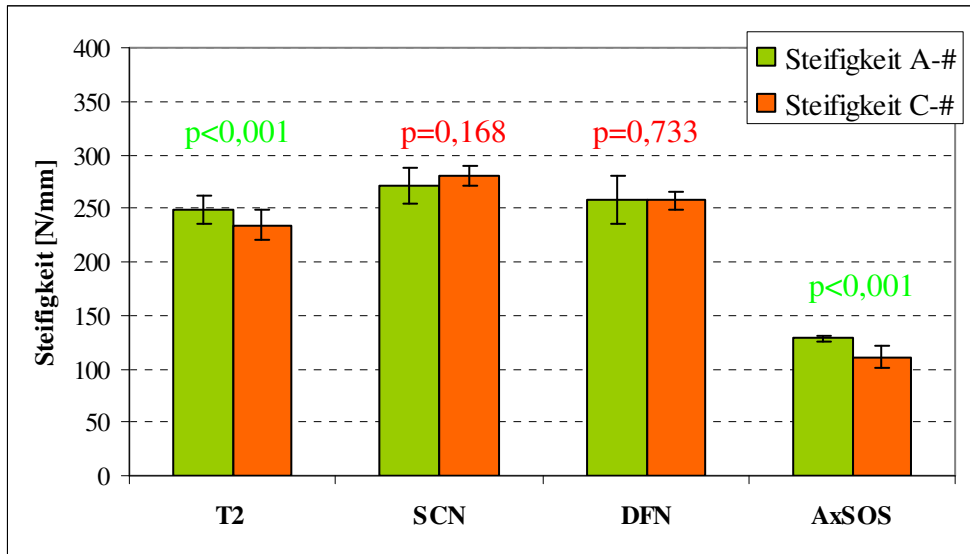
4.1.2.1 Initial-axiale Steifigkeit

Die initial-axiale Steifigkeit (Tabelle 9) wies bei den intramedullären Kraftträgern ähnliche Werte auf. Trotz alledem konnte für den SCN unabhängig von der Frakturform die signifikant größte initial-axiale Steifigkeit ermittelt werden. Bei der A-Fraktur erreichte der DFN 94 % und der T2 92 % der Steifigkeit des SCN. Bei der Versorgung der C-Fraktur konnten der DFN 92 % und der T2 84 % erreichen. Die AxSOS-Platte erzielte in unseren Untersuchungen die signifikant geringste initial-axiale Steifigkeit unabhängig von der Frakturform. Wir konnten bei der A-Fraktur 47 % und bei der C-Fraktur 40 % der Steifigkeit des SCN im Knochen-Implantat-Verbund erzeugen.

Tabelle 9: Initial-axiale Steifigkeit mit Signifikanz

		A-Fraktur			
Signifikanz	axiale Steifigkeit	T2	SCN	DFN	AxSOS
	T2	248,5 ± 13 N/mm			
	SCN	*p<0,001	270,8 ± 17 N/mm		
	DFN	p=0,171	*p=0,015	257,1 ± 22 N/mm	
	AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	128,2 ± 3,0 N/mm
		C-Fraktur			
	T2	234,5 ± 15 N/mm			
	SCN	*p<0,001	280,4 ± 10 N/mm		
	DFN	*p<0,001	*p<0,001	257,5 ± 8 N/mm	
	AxSOS	*p<0,001	*p<0,001	*p<0,001	111 ± 11 N/mm

Der Vergleich der Ergebnisse von A- und C-Fraktur (Grafik 12) zeigt für den T2 und die AxSOS-Platte eine signifikante ($p < 0,001$) Abnahme der Steifigkeit um 6 % (T2) bzw. 14 % (AxSOS). Im Gegensatz dazu konnten wir für den SCN eine Zunahme der Steifigkeit um 4 % nachweisen, diese war statistisch mit $p = 0,168$ nicht statistisch signifikant.



Grafik 12: Initial-axiale Steifigkeit [N/mm] als Mittelwert mit Standardabweichung und Signifikanzen

4.1.2.2 Axiale Festigkeit

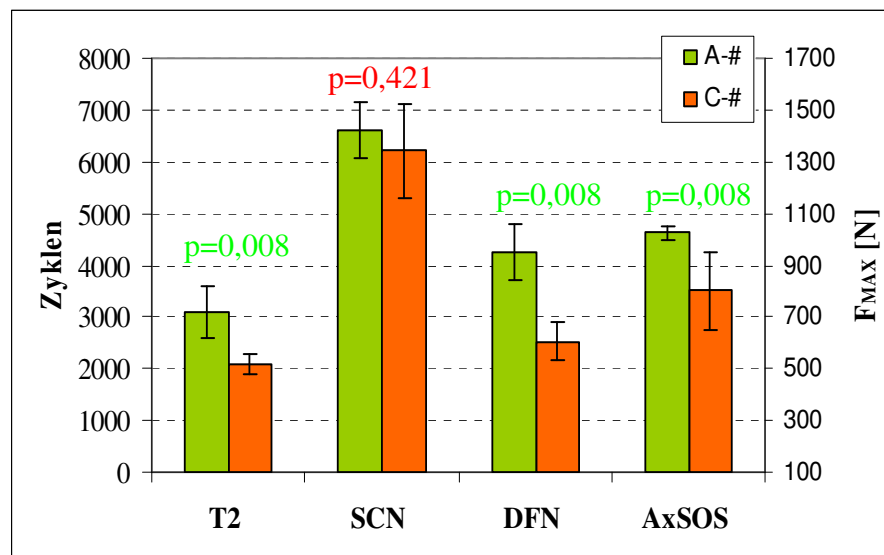
Die axiale Festigkeit der Osteosynthesen wird im Folgenden anhand der absolvierten Zyklen bis zum Erreichen des Versagenspunkts, also einer plastischen Verformung von 5 mm bei 190 N axialer Belastung betrachtet. Die Ergebnisse sind im Vergleich der A- mit der C-Fraktur in Tabelle 10 dargestellt.

Tabelle 10: Zyklenzahl bei Versagen mit Signifikanz

		A-Fraktur			
Signifikanz	Zyklenzahl	T2	SCN	DFN	AxSOS
	T2	3098 ± 498 Zyklen			
	SCN	*p=0,008	6618 ± 532 Zyklen		
	DFN	*p=0,016	*p=0,008	4254 ± 537 Zyklen	
	AxSOS	*p=0,008	*p=0,008	p=0,310	4622 ± 138 Zyklen
		C-Fraktur			
T2	2090 ± 196 Zyklen				
SCN	*p=0,008	6212 ± 909 Zyklen			
DFN	p=0,056	*p=0,008	2520 ± 366 Zyklen		
AxSOS	*p=0,008	*p=0,008	*p=0,032	3504 ± 750 Zyklen	

Es ist ersichtlich, dass der SCN mit 6.618 bzw. 6.212 Zyklen (A- bzw. C-Fraktur) bei beiden Frakturformen die signifikant höchste Zyklenzahl bis zum Versagen absolvierte (p = 0,008). An zweiter Stelle lag die AxSOS-Platte, welche 70 % (A-

Fraktur) bzw. 56 % (C-Fraktur) der Zyklenzahl des SCN absolvierte. Der DFN erreichte 64 % bzw. 41 % und der T2 47 % bzw. 34 % (A- bzw. C-Fraktur) der Zyklen des SCN. Durch die zyklische Laststeigerung im Testverlauf lag die Versagenslast bei der A-Fraktur für den SCN im Mittel bei 1.500 N und damit 700 N über der des T2, dieser versagte bei 800 N. Der DFN und die AxSOS erreichten die Versagensgrenze bei einer Last von 1.000 bzw. 1.100 N. Für die C-Fraktur ist in Analogie zur Reduktion der absolvierten Zyklenzahlen auch die Versagenslast reduziert. So versagte der T2 bei 600 N, der DFN bei 700 N, die AxSOS bei 900 N und der SCN bei 1.400 N. Der Vergleich der Resultate der A- mit denen der C-Fraktur zeigt den SCN als einziges Implantat ohne signifikante Reduzierung der Festigkeit ($p = 0,421$). Alle anderen Implantate wiesen eine signifikante Abnahme der Anzahl der absolvierten Zyklen bis zum Versagen auf (Grafik 13). Die AxSOS-Platte absolvierte mit C-Fraktur 75 % ($p = 0,032$), der T2 67 % ($p = 0,008$) und der DFN 59 % ($p = 0,008$) der Zyklen im Vergleich zur A-Fraktur. Auch die Versagenslast reduziert sich beim DFN mit 300 N im Vergleich zur A-Fraktur am stärksten. Bei den Osteosynthesen mit T2 und AxSOS war eine Abnahme der Versagenslast um 200 N zu verzeichnen. Beim SCN kam es zu einer Reduktion von 100 N im Vergleich zur A-Fraktur.



Grafik 13: Absolvierte Zyklen bis zum Versagen und Maximallast für A- und C-Fraktur als Mittelwert mit Standardabweichung und Signifikanzen

4.1.2.3 Versagensmuster

Die Versagensmuster im zyklisch-axialen Stufentest unterschieden sich charakteristisch zwischen den Implantattypen. Der KIV mit T2 und DFN zeigte ein Versagen durch eine initiale Langlochbildung verbunden mit einer Verkipfung der medialen Anteile nach proximal. Das definitive Versagen trat bei der Versorgung der A-Fraktur durch die Bildung einer C-Fraktur in der Saggitalebene ein (Abb. 27 und Abb. 28 links). Zusätzlich kam es bei einer Probe des T2 und zwei Proben des DFN zu einer Spaltung der medialen Kondylenhälfte in der Frontalebene. Bei den Untersuchungen der C-Fraktur erfolgte das Versagen durch die distale Aufweitung im C-Spalt verbunden mit einer Verlagerung der medialen Kondylenhälfte nach proximal und einer Langlochbildung der medialen Verriegelungsschrauben (Abb. 27 und Abb. 28 rechts). An diesem Frakturmodell trat die Spaltung bei 2 bzw. 3 Proben (T2 bzw. DFN) auf. Sowohl bei der A- als auch der C-Fraktur blieben die distal-lateralen Verriegelungsschrauben im KIV unverändert intakt.

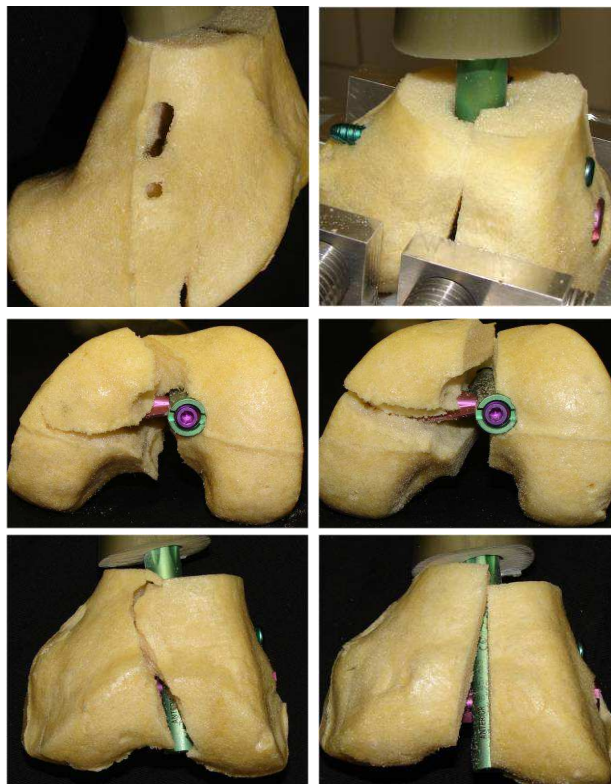


Abb. 27: Versagensmuster der Osteosynthesen mit DFN; A-Fraktur (links), C-Fraktur (rechts)

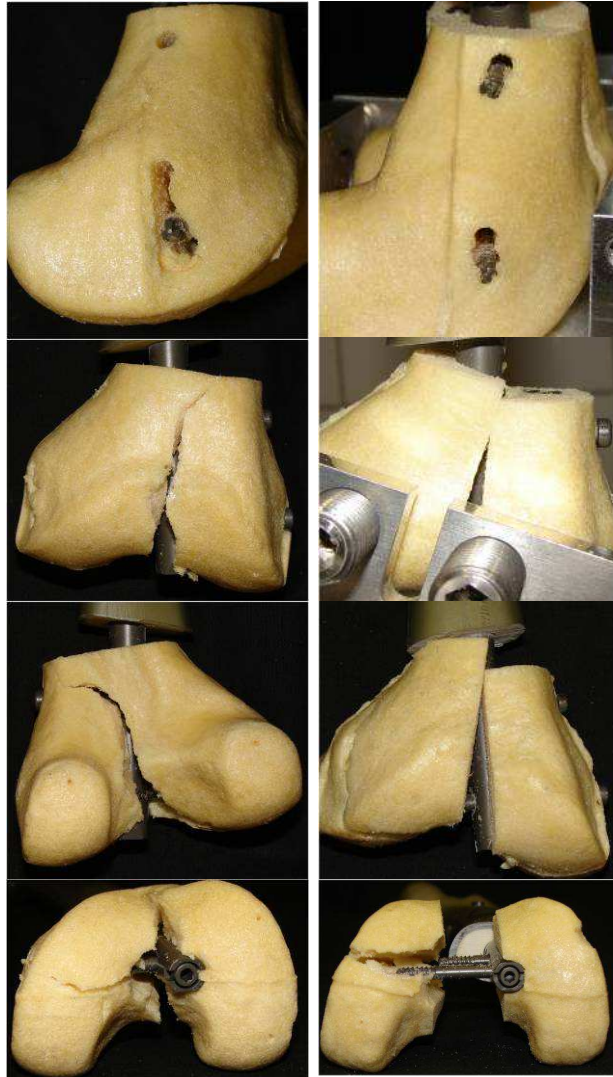


Abb. 28: Versagensmuster der Osteosynthesen mit T2; A-Fraktur (links), C-Fraktur (rechts)

Im Gegensatz zum Versagen des T2 und DFN waren die Osteosynthesen mit SCN und AxSOS durch ein anderes Versagensmuster gekennzeichnet. So kam es unabhängig vom Frakturmodell im Verlauf zu einer medialen Langlochbildung verbunden mit der Verlagerung der medialen Anteile nach proximal. Das definitive Versagen trat durch mediales Schraubenversagen durch Aufbrauchen des Knochenmodells ein (Abb. 29 und Abb. 30). Zusätzlich kam es bei den Osteosynthesen der AxSOS-Platte zu einer lateralen Impression der Platte in das Knochenmodell. Die laterale Komponente des SCN wurde dagegen durch den Test nicht beeinflusst.

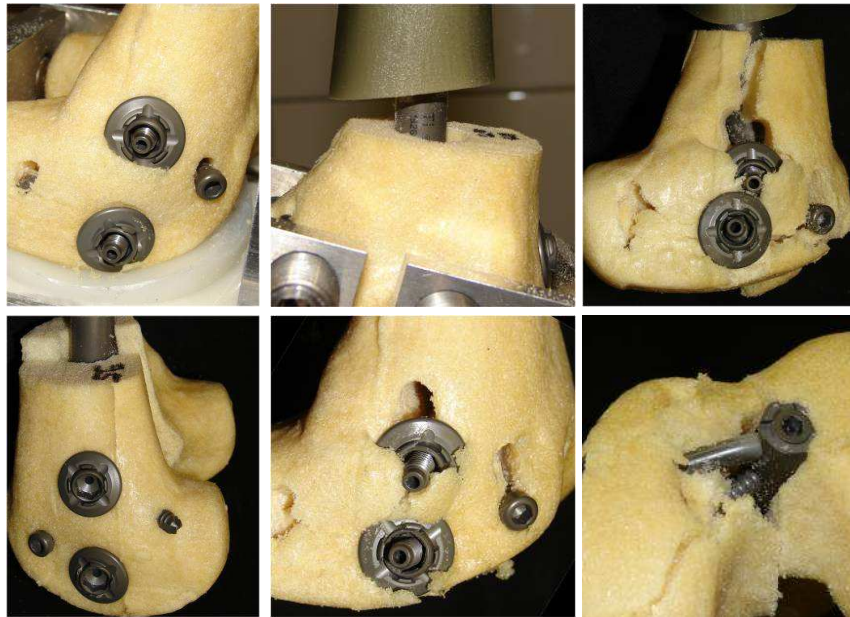


Abb. 29: Versagensmuster der Osteosynthesen mit SCN; A-Fraktur (oben), C-Fraktur (unten)

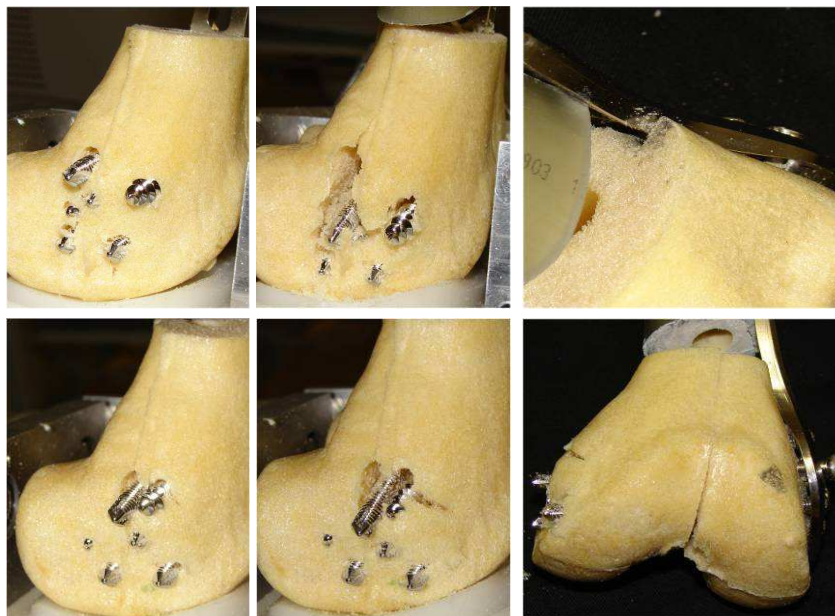


Abb. 30: Versagensmuster der Osteosynthesen mit der AxSOS; A-Fraktur (oben), C-Fraktur (unten)

4.2 Humane Knochen

4.2.1 Voruntersuchungen

Alle Proben stammen von Körperspendern des Anatomischen Institutes Jena (Institut für Anatomie I, Teichgraben 7, 07743 Jena). Die Statistik zur Altersverteilung ist in Tabelle 11 zusammengestellt. Das mittlere Alter der Spender betrug 74,3 Jahre. Die eine Hälfte des Probenkontingentes (4 Paare) stammt von weiblichen und die andere Hälfte von männlichen Körperspendern.

Tabelle 11: Altersverteilung der Körperspender

	weiblich	männlich	Gesamt
n	4	4	8
Mittelwert	76,8	71,8	74,3
Median	80	77	77
Standardabweichung	10,9	11,9	10,9
Minimum	62	54	54
Maximum	85	79	85
Spannweite	23	25	31

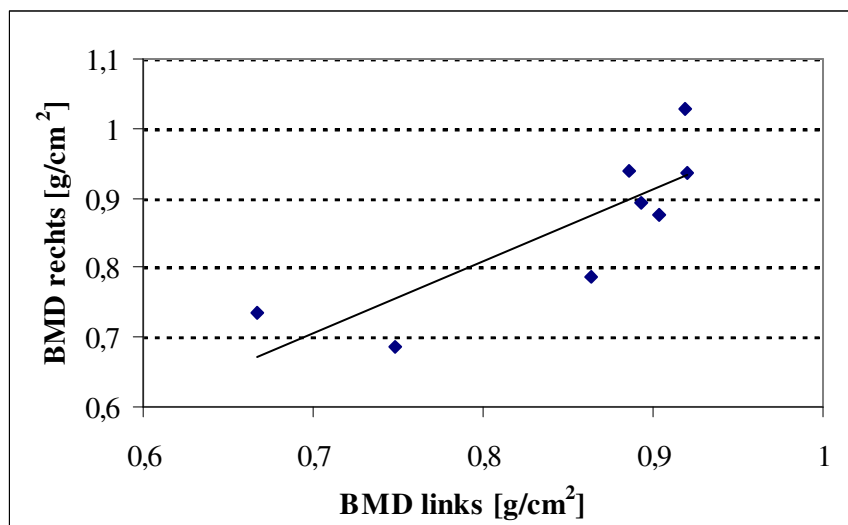
Wie bereits beschrieben, wurde zur Bestimmung der Knochendichte das DXA-Verfahren angewandt. Zur Interpretation der Messwerte im Rahmen der vorliegenden Studie ist die Gesamt-BMD (Bone Mass Density) in g/cm^2 herangezogen worden. Die Ergebnisse der Untersuchung zeigt

Tabelle 12. Die Mittelwerte der beiden Gruppen für SCN und DFN sind mit 0,85 bzw. 0,86 g/cm^2 hoch vergleichbar. Der Unterschied zwischen rechtem und linkem Knochen ist mit $p = 0,713$ nicht signifikant. In Grafik 14 ist die BMD der rechten gegen die linke Seite aufgetragen, die eingezeichnete Regressionsgerade liefert ein Bestimmtheitsmaß von $r^2 = 0,68$. Die Pearson-Korrelation (Koeffizient = 0,825) liefert mit $p = 0,006$ eine hoch signifikante Korrelation zwischen den Ergebnissen der rechten und linken Proben.

Die Einordnung der Proben erfolgte auch anhand des ermittelten T-Scores, welcher bei unseren Proben im Mittel bei -2 lag.

Tabelle 12: BMD in g/cm^2 mit Implantatzuordnung

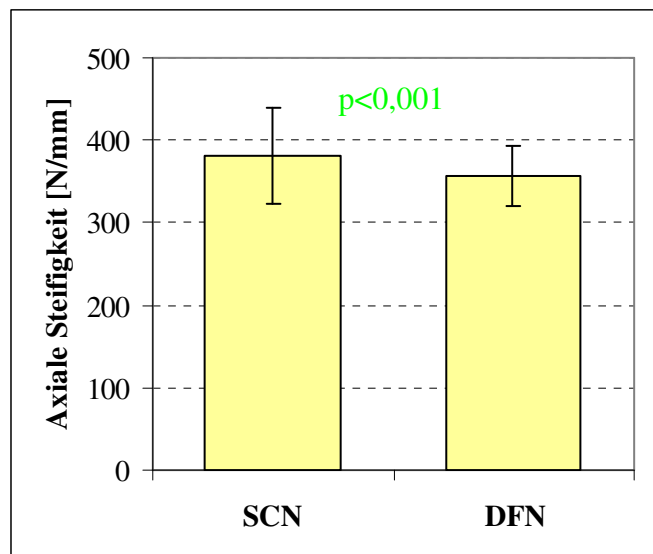
Probennummer	links - SCN	rechts - DFN
02/07	0,748	0,687
04/07	0,920	0,936
06/07	0,903	0,875
17/06	0,886	0,940
41/05	0,864	0,786
32/05	0,667	0,736
45/05	0,893	0,893
47/06	0,919	1,028
MW	0,850	0,860
SD	0,092	0,115



Grafik 14: BMD für rechte und linke Knochen gegeneinander aufgetragen, mit Regressionsgerade

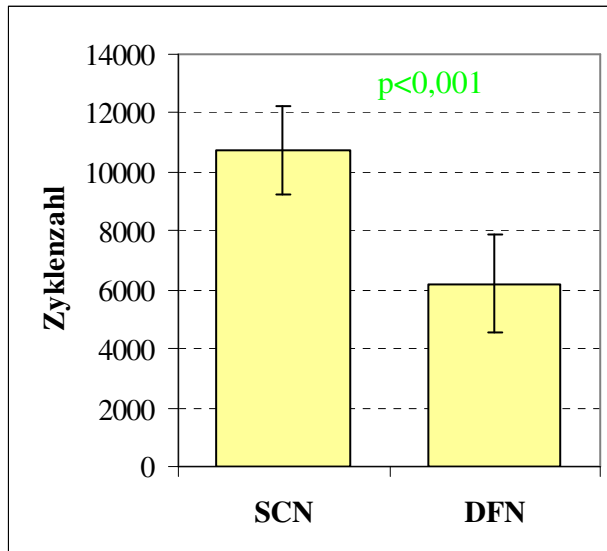
4.2.2 Zyklisch-axialer Stufentest

Der an den humanen Femora durchgeführte zyklisch-axiale Stufentest lieferte zum einen die axiale Steifigkeit und zum anderen die plastische Verformung. Wie in Grafik 15 dargestellt, lag die initial-axiale Steifigkeit des SCN im Mittel bei 382 ± 58 N/mm. Der DFN wies eine axiale Steifigkeit von 358 ± 37 N/mm auf. Damit waren die Osteosynthesen, die mit dem SCN erzeugt wurden, signifikant steifer ($p < 0,001$).



Grafik 15: Axiale Steifigkeit für SCN und DFN am Humanknochen; Mittelwert mit Standardabweichung

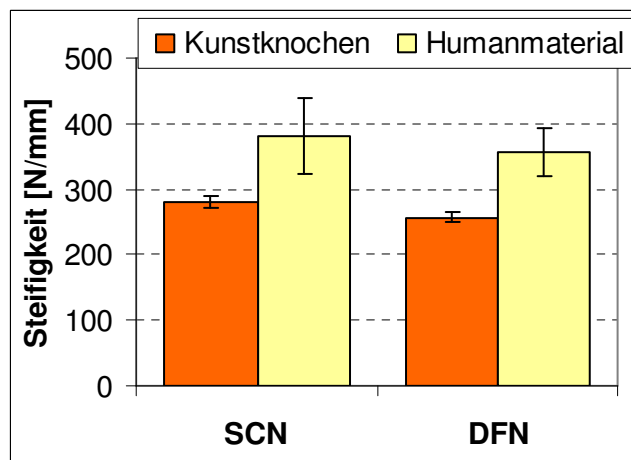
Zur Auswertung der plastischen Verformung bei 190 N konnte nicht wie beim Kunstknochenmodell die 5 mm Grenze herangezogen werden, da der SCN im Mittel lediglich eine Verformung von $3,2 \pm 0,77$ mm nach 12.500 Zyklen, also einer Maximallast von 2.600 N, aufwies. Zum Vergleich der Implantate wurde deshalb ein Endpunkt von 2,5 mm plastischer Verformung definiert. Wie in Grafik 16 dargestellt, erreichte der SCN diese nach einer mittleren Zyklenzahl von 10.715 ± 1.499 . Der DFN absolvierte bis zum Erreichen des Endpunkts 58 % der Zyklen des SCN, d. h. eine Zyklenzahl von 6.210 ± 1.690 . Daraus resultiert ein signifikant früheres Eintreten der Verformung beim DFN ($p < 0,001$).



Grafik 16: Zyklenzahl bis zu einer plastischen Verformung von 2,5 mm; Mittelwert mit Standardabweichung, * Signifikanz

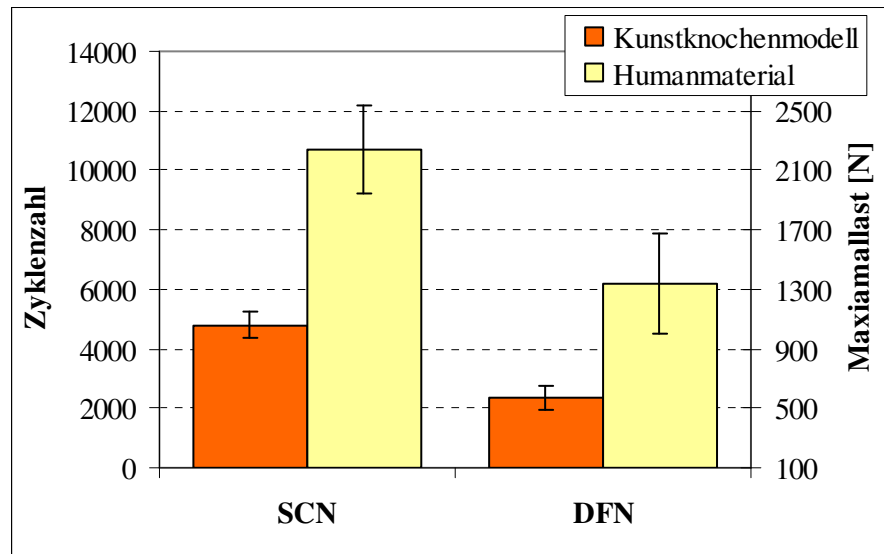
4.2.3 Human- versus Kunstknochen

Im Vergleich Kunstknochenmodell versus Humanmodell fiel auf, dass sowohl die axiale Steifigkeit als auch die plastische Verformung für das Humanmaterial höhere Werte lieferte. Am Kunstknochenmodell wies der SCN eine um 8,9 % höhere Steifigkeit als der DFN auf. Am Humanmaterial lag dieser Unterschied bei 6,7 %. Der direkte Vergleich der Ergebnisse des Humanknochens mit dem Kunstknochenmodell zeigte, dass die Steifigkeit für den SCN am Humanknochen im Mittel um 36 % höher lag als für den SCN am Kunstknochenmodell, für den DFN um 39 % (Grafik 17).



Grafik 17: Axiale Steifigkeit für SCN und DFN im Vergleich der Knochenmodelle; Mittelwert mit Standardabweichung

Ein ähnliches Verhalten ist für die plastische Verformung von 2,5 mm zu belegen (Grafik 18). So absolvierte der SCN am humanen Knochen die 2,2fache Zyklenzahl im Vergleich zum Kunstknochen. Die Osteosynthesen mit dem DFN benötigten das 2,7fache bis zum Erreichen des Endpunktes von 2,5 mm. Beim Vergleich innerhalb der jeweiligen Knochenmodelle zeigt sich, dass der SCN am Kunstknochenmodell 205 % der Zyklen des DFN absolvierte. Am Humanknochen waren es 173 %.



Grafik 18: Zyklenzahl bis zu 2,5 mm plastischer Verformung für SCN und DFN am Kunstknochen und Humanknochen; Mittelwert mit Standardabweichung

Als Versagensmuster war beim SCN ein initialer Repositionsverlust im C-Spalt zu beobachten. Eine mediale Schraubenlockerung war am humanen Knochen für zwei Proben nachweisbar. Dabei kam es im Testverlauf zur Langlochbildung der medialen Verriegelungsschrauben mit einer Verlagerung der medialen Kondylenhälfte nach proximal. Bei einer Probe trat zusätzlich die Sprengung der medialen Kondylenanteile in der Frontalebene auf. (Abb. 31) Beim DFN kam es dagegen zu einem raschen Repositionsverlust im C-Spalt mit distaler Erweiterung. Im weiteren Testverlauf konnte eine mediale Langlochbildung und bei einer Probe die Sprengung der medialen Kondylenhälfte in der Frontalebene beobachtet werden (Abb. 32). Für beide Implantate blieben die lateralen Kondylenanteile mit ihren distalen Verriegelungsvorrichtungen unverändert intakt.

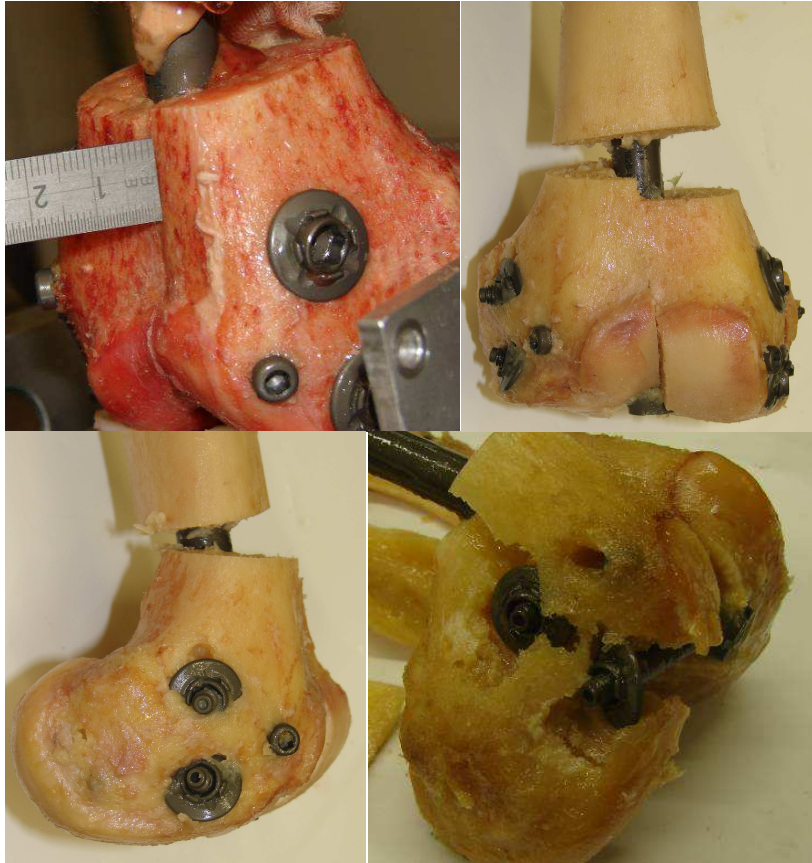


Abb. 31: Versagensmuster der Osteosynthesen mit SCN am Humanknochen

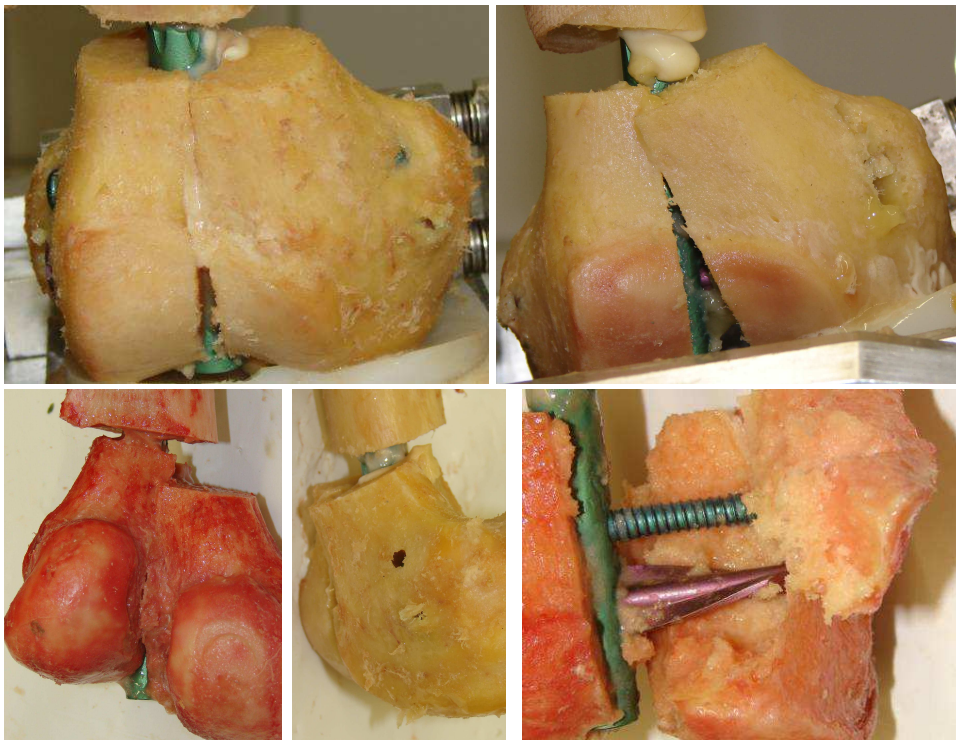


Abb. 32: Versagensmuster der Osteosynthesen mit DFN am Humanknochen

5. Diskussion

Die Behandlung von supra- und besonders intrakondylären Femurfrakturen ist heutzutage ein kontrovers diskutiertes Thema. Die Fülle an klinischen und biomechanischen Untersuchungen zeigt, dass eine Standardlösung für die Versorgung dieser Frakturen noch nicht gefunden wurde. So gibt es lediglich einen Konsens der meisten Autoren, dass eine anatomische Reduktion mit steifer interner Fixation die ideale Behandlungsstrategie darstellen (Healy und Brooker 1983, Johnson und Hicken 1987, Mize et al. 1982, Pritchett 1984, Regazzoni et al. 1986, Schatzker und Lambert 1979, Seinsheimer 1980, Shelbourne und Brueckmann 1982, Ito et al. 1998, Sanders et al. 1989, Firoozbakhsh et al. 1995). Daraus folgt, dass die Versorgung distaler Femurfrakturen sowohl durch einen intramedullären Nagel als auch eine extramedulläre Platte möglich und üblich ist (Krettek et al. 1997, Schutz et al. 2001, Schutz et al. 2005a, Saw und Lau 2003, Schandelmaier et al. 2000, Grass et al. 2002b).

Saw und Lau schlussfolgern aus ihren Resultaten von 13 Patienten nach Markangelosteosynthese distaler Femurfrakturen (Typ AO 33 A bzw. C1 und C2), dass die Versorgung dieser Frakturen mit einem intramedullären Kraftträger empfehlenswert ist. Sie stellen als besondere Vorteile den geringen Weichteilschaden und die Frühmobilisation sowie die geringen Komplikationsraten und die Einfachheit des Verfahrens heraus (Saw und Lau 2003). Andere Untersuchungen legen ebenfalls die Überlegenheit der Marknagelosteosynthese über den Goldstandard, die Plattenosteosynthese, dar. Grass et al. konnten in ihren Untersuchungen an 52 Patienten mit distalen Femurfrakturen des Typs AO 33 A und C den DFN als herausragendes Implantat identifizieren. So waren die Osteosynthesen im Vergleich zur Kondylenplatte und Dynamischen Kondylenschraube (DCS, Synthes) durch eine überlegene Heilung mit minimaler Infektionsrate bei vergleichbaren funktionellen Ergebnissen gekennzeichnet (Grass et al. 2002b). Im Gegensatz zu diesen Untersuchungen konnten Schütz und Mitarbeiter an 116 mit der LISS-Platte versorgten distalen Femurfrakturen zeigen, dass sie vergleichbare Ergebnisse zur Versorgung mit intramedullären Implantaten erzielten. Als besonderen Vorteil gaben Sie dabei die

Möglichkeit der Versorgung aller Typen distaler Femurfrakturen unabhängig von der Klassifikation an (Schutz et al. 2001).

Für die klinische Anwendung kann grundsätzlich gesagt werden, dass die Entscheidung über die Wahl des jeweiligen Implantats eine individuelle und von multiplen Faktoren, wie z. B. Frakturverlauf und Gelenkbeteiligung, Knochenqualität, Weichteilsituation und natürlich Allgemeinzustand des Patienten, abhängige Entscheidung mit dem Ziel eines optimalen, komplikationslosen Osteosyntheseergebnisses ist. Dabei ist allgemein anerkannt, dass für den Gelenkbereich eine möglichst rigide Osteosynthese erzeugt werden muss (Sanders et al. 1989). Damit soll zum einen die sekundäre Dislokation, welche über Stufenbildungen im Gelenk zur posttraumatischen Arthrose und eventuell zum Gelenkersatz durch eine Endoprothese führt, vermieden werden (Papadopoulos et al. 2002, Brown et al. 2006). Zum anderen stellt die direkte Knochenbruchheilung, d. h. eine Kontakt- und Spalthheilung, die ideale Frakturheilung im Gelenkbereich dar. Dazu ist es allerdings notwendig, die Frakturfragmente aneinander zu stellen und zu fixieren. Des Weiteren wirken Kompressionskräfte zwischen den Fragmenten günstig auf die direkte Knochenheilung (Dittel und Felenda 1998, Claes und Ito 2005). Im Gegensatz zu Frakturen des Schafts langer Röhrenknochen ist im Gelenkbereich die ausgiebige Kallusbildung der sekundären Knochenbruchheilung nicht erwünscht.

Auch biomechanische Untersuchungen über das Implantatverhalten bei distalen Femurfrakturen liefern trotz vergleichbarer Implantatwahl differente Ergebnisse. Beispielhaft seien hier die Studien von Zlowodzki et al., Grass et al. und Meyer et al. aufgeführt (Zlowodzki et al. 2004, Grass et al. 2002a, Meyer et al. 2000). In diesen Untersuchungen wurden jeweils Platten- und Marknagelosteosynthesen bei distalen Femurfrakturen biomechanisch untersucht. Dabei erreichten die intramedullären Kraftträger bei Grass und Zlowodzki eine höhere axiale Steifigkeit im Knochen-Implantat-Verbund als die Plattenosteosynthesen. Trotz vergleichbarer Implantate waren die Resultate bei Meyer konträr zu denen von Grass und Zlowodzki. Dieses Beispiel soll zeigen, dass die eigentlich objektiven biomechanischen Untersuchungen ebenfalls verschiedenen Faktoren unterliegen, die zu einer Beeinflussung der Ergebnisse führen können. So ist nicht nur die Vergleichbarkeit der Implantatarchitektur entscheidend, sondern auch die metallurgische Zusammensetzung der Implantatwerkstoffe. Wohingegen Titan

eine besonders hohe Elastizität aufweist, zeichnen sich Stahlimplantate durch ihre große Steifigkeit aus. Im biomechanischen Test resultiert aus diesen Eigenschaften für Stahlimplantate eher ein Versagen durch Implantatbruch. Dagegen führen Extrembelastungen eines Titanimplantats eher zum Verbiegen des Implantats (Arnes und Hansis 1998). Außerdem spielen die Einbettung der Proben, eventuelle knöcherne Resektionen, die Osteotomie und der Frakturspalt sowie die Krafteinleitung eine entscheidende Rolle bei biomechanischen Untersuchungen. Aber auch der Testablauf und die applizierten Kräfte sowie die Belastungsmodi sind von Bedeutung.

Trotzdem kann festgehalten werden, dass die Ergebnisse biomechanischer Studien eine nicht unwesentliche Rolle im klinischen Alltag spielen (Frigg et al. 2001, Marti et al. 2001). Sie liefern zum einen eine grundlegende Charakterisierung der einzelnen Implantate. Zum anderen werden sowohl Vorteile als auch Schwachstellen der Osteosyntheseverfahren im direkten Vergleich festgestellt.

Für die Versorgung distaler Femurfrakturen haben weitere Forschungsgruppen ausgewählte Platten- und Marknagelosteosynthesen biomechanisch untersucht. Übereinstimmend konnte dabei festgestellt werden, dass die Platten bessere biomechanische Resultate bezüglich der Torsionssteifigkeit erreichten. Demgegenüber konnten die intramedullären Nägel der axialen Belastung besser widerstehen (Zlowodzki et al. 2004, Firoozbakhsh et al. 1995, Koval et al. 1996, David et al. 1997, Grass et al. 2002a).

Der Vergleich diverser Platten- und Nagelsysteme untereinander führt zu heterogenen Resultaten. Überblickend kann festgehalten werden, dass speziell für die Versorgung distaler Femurfrakturen entwickelte Implantatsysteme, wie z. B. der Distale Femurnagel (DFN, Synthes) und das LISS (Synthes), in den vorliegenden Studien die besseren Resultate erzielten als Universalimplantate (DFN Spiralklinge vs. Schraube (Ito et al. 2001); DFN vs. Gree-Seligson-Henry Nagel (GSHN, Smith & Nephew) (Grass et al. 2002a); LISS vs. Winkelplatte (ABP, Synthes) (Zlowodzki et al. 2004); USFN (Stratec Medical) vs. GSH-Nagel (Ito et al. 1998)).

Ein neu entwickeltes und speziell für die Versorgung distaler Femurfrakturen ausgelegtes Implantat ist der Suprakondyläre Nagel (SCN, Stryker) mit distaler Kondylenschraubenverriegelung. Derzeit existieren nur wenige biomechanische Untersuchungen zu diesem Implantat, so z. B. die Studie von Hölle und

Mitarbeitern. Sie haben den SCN mit dem DFN und der LISS verglichen, konnten allerdings keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen DFN und SCN bezüglich axialer und Torsionssteifigkeit erkennen (Höhle et al. 2006).

Unsere Untersuchung hatte das Ziel, ausgewählte Implantate mit innovativem Design der distalen Verriegelung bezüglich der biomechanischen Eigenschaften der erzielten Osteosynthese zu untersuchen. Grundlegend ist festzustellen, dass signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Implantaten bestehen. So konnten wir signifikante Differenzen der Ergebnisse im Torsionstest und axialen Stufentest zwischen den Osteosynthesystemen Marknagel und Platte nachweisen. Dabei erhielten wir mit der AxSOS-Plattenosteosynthese das steifste Knochen-Implantat-Konstrukt mit dem geringsten „Spiel“ sowohl für die A- als auch für die C-Fraktur bezüglich Torsionsbelastungen. Unter axialer Belastung dagegen lieferte die AxSOS eine um mindestens 50 % geringere Steifigkeit im Vergleich zu den intramedullären Osteosynthesetechniken und dies ebenfalls unabhängig vom Frakturmodell. Diese Unterschiede sind durch die völlig unterschiedlichen Konstruktionsprinzipien der zwei Implantattypen Platte und Nagel zu erklären. Die Platte ist zum einen durch ihre exzentrische Lage und zum anderen durch eine große Anzahl von Schrauben mit unterschiedlicher Winkelausrichtung im Plattenkopfbereich charakterisiert. Durch die exzentrische Lage und den damit verbundenen günstigeren Kraft-Vektor können Plattenosteosynthesen Torsionsbelastungen besser widerstehen (Zlowodzki et al. 2004). Demgegenüber ist die konventionelle Marknagelosteosynthese durch einen zentralen, im Markkanal gelegenen, Kraftträger mit zwei mediolateral verlaufenden Verriegelungsbolzen im distalen Abschnitt gekennzeichnet. Aus diesen konstruktionstechnischen Differenzen leiten sich zum einen die hohe axiale Steifigkeit der Marknägel und zum anderen die überlegenen Torsionseigenschaften der Platte ab. Zu diesen Ergebnissen gelangten auch Zlowodzki et al. in ihrer Studie mit dem LISS (Synthes, Titan), der Winkelplatte (ABP, Synthes, Stahl) und dem Retrograden Intramedullären Nagel (Synthes, Titan) an 48 Paaren humaner Femora mit einer AO 33 A3 Fraktur. Die biomechanischen Untersuchungen erfassten sowohl die axialen als auch die Torsionseigenschaften der Knochen-Implantat-Verbunde. Der Vergleich Platten-versus Marknagelosteosynthese zeigte, in Analogie zu unseren Untersuchungen, eine Überlegenheit des Marknagels in Bezug auf die axiale Steifigkeit (Platte

171 N/mm vs. Nagel 696 N/mm) und deutlich steifere Osteosynthesen der Platten im Torsionstest (Platte 2,3 Nm/° vs. Nagel 1,6 Nm/°). Auffällig ist die große Differenz der axialen Steifigkeit zwischen Platte und Nagel, so erreichte die Platte lediglich 25 % der Steifigkeit. In unseren Untersuchungen konnten wir mit der AxSOS-Platte immerhin 40 % bzw. 47 % (A- bzw. C-Fraktur) der axialen Steifigkeit der Osteosynthesen des SCN erreichen. Für die Torsionssteifigkeit ergibt sich sowohl bei Zlowodzki als auch in unseren Untersuchungen für den Nagel (T2) eine Steifigkeit von 70 % (Zlowodzki) bzw. 73 % der Torsionssteifigkeit der Plattenosteosynthese. Des Weiteren ist aus den Untersuchungen von Zlowodzki ersichtlich, dass die Materialeigenschaften der LISS-Platte (Titan) im Vergleich zur ABP (Stahl) zu einer Verringerung sowohl der axialen (ABP 171 N/mm vs. LISS 111 N/mm) als auch der Torsionssteifigkeit (ABP 2,3 Nm/° vs. LISS 1,7 Nm/°) führten (Zlowodzki et al. 2004).

Eine weitere Untersuchung, die den Zusammenhang zwischen Konstruktionsprinzip des Implantats (Platte vs. Nagel) und axialer bzw. Torsionssteifigkeit darlegt, wurde von Ito und Mitarbeitern durchgeführt (Ito et al. 1998). Diese Untersuchung an humanen Femora zeigten, dass die axiale Steifigkeit der Kondylenplatte (CP, Synthes) im Vergleich zu den IMNs 10 % (unaufgebohrter suprakondylärer Femurnagel - USFN, Stratec Medical) bzw. 14 % (Gree-Seligson-Henry Nagel - GSHN, Smith & Nephew) betrug, wohingegen der USFN im Torsionstest nur 17 % und der GSH-Nagel 51 % der Steifigkeit der CP erreichte.

Weitere Autoren, die in ihren Arbeiten die überlegene Torsionssteifigkeit einer Plattenosteosynthese im Vergleich zu IMNs darlegen konnten, sind Firoozbakhsh, Koval und Meyer (Firoozbakhsh et al. 1995, Koval et al. 1996, Meyer et al. 2000). So lässt sich zusammenfassend festhalten, dass Marknagelosteosynthesen zu einer überlegenen axialen Steifigkeit im Knochen-Implantat-Verbund führen, wohingegen mit Plattenosteosynthesen (Stahl) eine wesentlich höhere Torsionssteifigkeit zu erreichen ist.

Die Betrachtung der primären Torsionseigenschaften der Marknagelosteosynthesen zeigt, dass der DFN die Osteosynthesen mit der geringsten Torsionssteifigkeit, dem größten „Spiel“ (Neutrale Zone) und der größten Range of Motion unabhängig vom Frakturmodell erzeugte. Die distale Verriegelungskonfiguration aus einer Schraube und der Spiralklinge erreichte in

unserem Test keine sichere Retention. Da bei diesem Implantat keinerlei Zugkräfte auf die Frakturfragmente wirken, kommt es durch den zusätzlichen interkondylären Spalt bei der C-Fraktur noch zu einer Zunahme der Instabilität mit daraus resultierender additiver interfragmentärer Beweglichkeit. Dieses zeigt sich durch die Zunahme der NZ und der ROM sowie in einer geringen Abnahme der Torsionssteifigkeit. Auch Grass et al. stellten in ihrer Arbeit eine deutliche Schwäche des DFN für Torsionsstress gegenüber dem GSH-Nagel und der Kondylenplatte fest. So erreichte der DFN 25 % der Torsionssteifigkeit des GSH-Nagels (Grass et al. 2002a). In unseren Untersuchungen wies der DFN eine Torsionssteifigkeit von 50 % des T2 für beide Frakturmodelle auf. Im Vergleich der Absolutwerte erreichte der DFN in unserem Test mit ca. $1,6 \text{ Nm/}^\circ$ eine um das 2,7fach höhere Torsionssteifigkeit als in den Untersuchungen von Grass et al.

Die derzeitige einzige Arbeit mit dem direkten Vergleich von SCN und DFN stammt von Höhle et al., sie haben die Torsionssteifigkeit des DFN mit Spiralklinge untersucht und gegen den SCN mit distaler Kondylenschraubenverriegelung verglichen. In ihrem Test konnten sie eine auffällig, aber nicht statistisch signifikant höhere Steifigkeit für den SCN nachweisen (Höhle et al. 2006).

Bei den intramedullären Kraftträgern konnten wir die besten primären Torsionseigenschaften bei den Osteosynthesen mit dem SCN erzielen. Diese signifikant besten primären Torsionseigenschaften sind auf das Design der distalen Verriegelungskonfiguration zurückzuführen. So sind sowohl die hohe Steifigkeit als auch die geringe NZ und ROM auf die Anordnung der distalen Schrauben in drei Ebenen zurückzuführen. Des Weiteren wird durch die auf die Kondylenschrauben aufbrachte Mutter eine Kompressionskraft auf die distalen Frakturfragmente ausgeübt, so dass bei der C-Fraktur additive Verkantungen und Kompressionen zwischen den distalen Fragmenten zu einer zusätzlichen Verbesserung der Torsionseigenschaften führten. Bei der Versorgung der A-Fraktur waren die Ergebnisse des SCN mit denen des T2 vergleichbar. Allerdings kam es durch den zusätzlichen interfragmentären Spalt der C-Fraktur beim SCN erstens zu einem signifikanten Anstieg der Torsionssteifigkeit um 20 % und zweitens zur signifikanten Reduzierung der NZ und der ROM. Dieses Phänomen kann durch ein Verkanten der Kondylenfragmente und die Deformation des intramedullären Kanals durch die Kompression erklärt werden. Die Beeinflussung

durch den interkondylären Spalt war nicht auf die Torsionssteifigkeit und die NZ beschränkt, so wurde auch die Festigkeit der Proben verändert. Trotz steigender Torsionssteifigkeit war durch die C-Fraktur ein höheres Maß an kompensatorischer interfragmentärer Beweglichkeit gegeben, so dass alle Proben mit C-Fraktur eine Torsionsbelastung von 100 Nm überstanden. Wohingegen alle Proben des T2 und DFN bei beiden Frakturmodellen durch die Spaltung in der Frontalebene versagten. Dabei kam es beim DFN durch die großflächige Klinge und der damit verbundenen großflächigen Krafteinleitung in den Knochen zu einer stärker ausgeprägten Zerstörung der Probe. Das Versagen trat in unseren Untersuchungen beim T2 mit A-Fraktur signifikant früher ein als beim DFN. Bei der Versorgung der C-Fraktur kam es zum Angleichen der Ergebnisse dieser beiden Implantate (T2 und DFN). Ursächlich war dieses Verhalten auf eine Schwächung des DFN durch den interkondylären Spalt zurückzuführen, so dass das Moment bei Versagen für den DFN signifikant um 14 % im Vergleich zur A-Fraktur abnahm. Dagegen sind die Versagensparameter des T2 durch die zusätzliche C-Fraktur nicht wesentlich beeinflusst worden. In der Literatur finden sich zur Beschreibung der Versagemuster im Torsionstest lediglich die Bildung von Langlöchern der distalen Verriegelungsschrauben und das distale Schraubenversagen (Meyer et al. 2000). Die Untersuchungen von Zlowodzki et al. ergaben ein Versagemoment von 55 Nm für den untersuchten INM. Aufgrund der Implantateigenschaften ist dieser Marknagel mit dem T2 unserer Studie am ehesten zu vergleichen. Die Belastung erfolgte bei Zlowodzki mit 10 °/min in Außenrotation bis zum Versagen oder bis zum Erreichen von 70° (Zlowodzki et al. 2004). Der Vergleich mit den Resultaten unserer Studie zeigt, dass der T2 unabhängig von der Frakturform bereits bei 72 % des bei Zlowodzki gemessenen Moments versagte. Ursächlich dafür sind Unterschiede im Testaufbau, welche zu einer höheren Steifigkeit des Knochen-Implantat-Verbundes führten.

Der zyklisch-axiale Stufentest lieferte zum einen die initial-axiale Steifigkeit und zum anderen die axiale Festigkeit. Die Betrachtung der axialen Steifigkeit zeigt für die Marknägel vergleichbare Resultate unabhängig von der Frakturform. Diese geringen Unterschiede sind auf das allen gemeinsame Prinzip des intramedullären Kraftträgers zurückzuführen. So hatten alle Implantate unserer Studie den gleichen Durchmesser, die gleiche Länge und somit den gleichen Abstand zum Kraftvektor, ferner waren alle Marknägel aus einer Titanlegierung gefertigt.

Daraus ergibt sich, dass die geringen Unterschiede auf die abweichende distale Verriegelung zurückgeführt werden können. In unserer Studie resultierte die höchste axiale Steifigkeit unabhängig von der Frakturform für die Osteosynthesen mit dem SCN. Eine Untersuchung der axialen Steifigkeit für den SCN mit Kondylenschraubenverriegelung und den DFN mit Spiralklinge wurde bereits von Höhle et al. an 18 Paar frischen, humanen Femora mit AO 33 A3-Fraktur vorgenommen. Sie ermittelten die initiale Steifigkeit der Knochen-Implantat-Verbunde zwischen 10 N und 500 N. Dabei erreichte der SCN höhere axiale Steifigkeiten als der DFN, allerdings waren diese Unterschiede bei Höhle statistisch nicht signifikant (Höhle et al. 2006).

Die Überlegenheit der Spiralklingenverriegelung des DFN über die konventionelle Verriegelung mit zwei Schrauben wurde bereits von Ito et al. nachgewiesen. So konnten Ito et al. eine signifikante Steigerung der Steifigkeit um 41 % durch die Spiralklinge verzeichnen (Ito et al. 2001). In unserer Untersuchung konnte eine signifikante Zunahme der Steifigkeit des DFN um 10 % im Vergleich zum T2 registriert werden. Grass et al. verglichen in ihrer Untersuchung den DFN mit dem GSH-Nagel und konnten ebenfalls eine höhere axiale Steifigkeit für die Spiralklingenverriegelung belegen, allerdings bestand für diesen Unterschied keine statistische Signifikanz (Grass et al. 2002a). Wesentliche Faktoren, die die Ergebnisse der Untersuchung von Grass et al. beeinflussen sind zum einen die Materialzusammensetzungen, so bestand der getestete GSH-Nagel aus einer Stahl- und der DFN aus einer Titanlegierung. Des Weiteren verfügte der GSH-Nagel über einen um 3 mm größeren Durchmesser als der DFN. Somit kann geschlussfolgert werden, dass bei gleichen Voraussetzungen der DFN höchst wahrscheinlich eine statistisch signifikant höhere axiale Steifigkeit erreicht hätte, so wie es in unserer Studie für das C2-Frakturmodell der Fall war.

Die Plattenosteosynthesen erreichten in unseren Untersuchungen eine axiale Steifigkeit von ca. 40 % der Steifigkeit der intramedullären Kraftträger. In den Untersuchungen von Zlowodzki et al. erreichte die ABP 25 % der axialen Steifigkeit des IMN auf (Zlowodzki et al. 2004). Ito et al. erzielten mit der Kondylenplatte (Synthes) 10 % der axialen Steifigkeit im Vergleich zum intramedullären Nagel (Synthes) (Ito et al. 1998). All diese Untersuchungen belegen die oben bereits ausgeführte schlechtere axiale Steifigkeit der

Plattenosteosynthese im Vergleich zu Marknagel. Gründe für Unterschiede zwischen den Platten in den einzelnen Studien sind erstens das Konstruktionsprinzip (exzentrischer Lastträger), zweitens die Materialeigenschaften und drittens das Design der Platte (Dicke, Größe).

Die axiale Steifigkeit von Plattenosteosynthesen wird klinisch stark diskutiert. So wird von verzögerter Heilung bis zu Pseudarthrosenbildung nach osteosynthetischer Versorgung distaler Femurfrakturen mit Platten berichtet. Dies konnte besonders häufig bei fehlender medialer Abstützung nach Plattenosteosynthese beobachtet werden (Schutz et al. 2001, Schutz et al. 2005b, Fankhauser et al. 2004). Als Ursache dafür werden die geringe axiale Steifigkeit und die damit verbundenen Bewegungen im Frakturspalt diskutiert (Bong et al. 2002). Allerdings regen Zlowodzki et al. die Abwägung zwischen hoher axialer Steifigkeit (IMN) und axialer Festigkeit (LISS) besonders für den osteoporotischen Knochen an. So werden von Zlowodzki et al. die Versagenslast und das Versagensmuster als entscheidende Kriterien der Charakterisierung eines Knochen-Implantat-Verbundes besonders am osteoporotischen Knochen herangezogen (Zlowodzki et al. 2004).

Zusammenfassend kann zur axialen Steifigkeit festgehalten werden, dass die innovativen Osteosynthesetechniken (SCN und DFN) im Vergleich zur distalen Standardverriegelung mit zwei Schrauben in mediolateraler Richtung (T2) einen signifikanten Vorteil durch die Modifikation der distalen Verriegelung erreichten. Die axiale Festigkeit der Implantate war in unseren Untersuchungen ebenfalls stark von der distalen Verriegelungskonfiguration abhängig. Dabei konnten wir unabhängig von der Frakturform eine Zunahme der Festigkeit mit steigender Fläche der distalen Verriegelungselemente verzeichnen. So trat das Versagen zuerst beim T2, gefolgt von DFN und AxSOS und zuletzt beim SCN ein. Die Spiralklinge weist im Vergleich zu einer konventionellen Verriegelungsschraube eine um 75 % größere Projektionsfläche auf. Die Kombination Spiralklinge mit Verriegelungsschraube hat immerhin noch eine um 38 % größere Fläche im Vergleich zu zwei Verriegelungsschrauben (Ito et al. 2001). Damit verringert sich die zu übertragende Kraft pro Fläche, was zu einer Steigerung der Steifigkeit und Festigkeit der Spiralklingenverriegelung vor allem im osteoporotischen Knochen führt (Ito et al. 2001). Die höhere Festigkeit der Spiralklingenverriegelung im Vergleich zu einer konventionellen Verriegelung mit zwei Vollgewindeschrauben

im distalen Bereich wurde auch von Ito et al. belegt. So konnten sie in ihren Untersuchungen eine Steigerung der Festigkeit um 13 bis 21 % verzeichnen (Ito et al. 2001). In unseren Untersuchungen hat der DFN mit A-Fraktur 37 % und mit C-Fraktur 21 % mehr Zyklen bis zum Versagen durchlaufen als der T2. Die höchste axiale Festigkeit in unseren Untersuchungen erlangte der SCN mit vier distalen Verriegelungsschrauben, zwei davon Kondylenschrauben mit Mutter, in drei Ebenen. Mit dieser Verriegelungskonfiguration kann im Vergleich zur Klinge mit Schraube eine um 31 % größere Projektionsfläche erreicht werden. Zusätzlich beziehen die schräg verlaufenden Schrauben des SCN den dichteren Knochen der dorsalen Kondylen ein, was ebenfalls zu einer Festigkeitssteigerung führt (Ingman 2002).

Zlowodzki et al. haben in ihren Tests die LISS-Platte gegen einen Intramedullären Nagel mit zwei Verriegelungsschrauben distal verglichen, dabei war die Last bei Versagen der Platte größer als beim Nagel, allerdings sind diese Unterschiede nicht signifikant (Zlowodzki et al. 2004). Wir konnten einen signifikanten Unterschied zwischen der AxSOS-Platte und dem T2-Marknagel unabhängig vom Frakturmodell nachweisen. So versagte der T2 mit A-Fraktur bei einer Last von 800 N, die AxSOS bei 1200 N, mit C-Fraktur bei 600 N (T2) bzw. 1000 N (AxSOS). Der Unterschied zwischen der AxSOS- und der LISS-Platte ist unter anderem durch die unterschiedlichen Materialeigenschaften der Implantate zu erklären, so besteht die AxSOS-Platte aus einer Stahllegierung, wohingegen die LISS aus einer Titanlegierung gefertigt ist. Die sich daraus ergebenden Unterschiede für den zyklisch-axialen Test sind bereits oben ausgeführt worden. Festzustellen ist ferner, dass bei allen Techniken eine Reduktion der Zyklenzahl durch die C-Fraktur zu verzeichnen war. Der SCN wies dabei als einziges Implantat keine signifikante Abnahme der durchlaufenen Zyklenzahl bis zum Versagen und damit keine signifikante Schwächung der axialen Festigkeit der Osteosynthesen im Vergleich A- mit C-Fraktur auf. Bei den Knochen-Implantat-Verbunden mit T2 und DFN war ein hoch signifikanter Abfall der Zyklenzahl im Vergleich zur A-Fraktur erkennbar. So absolvierte der T2 mit C-Fraktur 67 % der Zyklen der A-Fraktur bis zum Versagen. Beim DFN ist diese Reduktion noch ausgeprägter, er erreichte 59 % der Zyklen. Dieses Resultat ist mit dem unterschiedlichen Versagensmechanismen von T2 und DFN bzw. AxSOS und SCN zu erklären. So kam es bei allen Proben des T2 und DFN mit A-Fraktur im

Verlauf des zyklisch-axialen Tests zur Bildung einer C-Fraktur. Bei der Untersuchung der Osteosynthesen am Modell der C-Fraktur wurde diesem Versagensmuster vorausgegriffen, so dass im Testverlauf das Versagen durch ein rasches Aufweiten der C-Komponente von distal nach proximal eintrat. Bei SCN und AxSOS war eine Verringerung der Zyklenzahl von nicht signifikanten 6 % beim SCN und signifikanten 25 % bei der AxSOS zu verzeichnen. Im Vergleich zu den anderen beiden Implantaten fiel die Reduktion der Zyklenzahl aufgrund eines anderen Versagensmechanismus geringer aus. So kam es bei allen Proben unabhängig vom Frakturtyp zu einer medialen Langlochbildung mit einem regelrechten Aufbrauchen des PU-Schaummaterials im medialen Bereich.

Die in unseren Untersuchungen aufgetretenen Versagensmuster wurden auch von anderen Autoren beschrieben. Meyer et al. berichteten über das distale Versagen einer Marknagelosteosynthese mit zwei distalen Verriegelungsschrauben im osteoporotischen Knochen (Meyer et al. 2000). In Analogie zu unseren Ergebnissen am T2 und DFN kam es auch bei ihnen zu einer Langlochbildung mit Verlagerung der distalen Frakturkomponente und Einschneiden der Schrauben in die Spongiosa. Das gleiche Versagensmuster beschrieben Ito et al. in ihrer Publikation für den GSH-Nagel (zwei Schrauben distal). Der USFN (Spiralklinge und eine Schraube distal) versagte in dieser Untersuchung durch plastische Verformung und ebenfalls Einschneiden der Verriegelungselemente in die Spongiosa. Das spezielle Versagensmuster für den DFN am osteoporotischen Knochen wurde von Ito et al. beschrieben (Ito et al. 2001). In ihren Untersuchungen wurden der DFN mit Spiralklingenverriegelung und konventioneller Schraubenverriegelung an osteoporotischen humanen Femora unter axialer Belastung getestet. Dabei ergab sich für alle Proben beider Implantate das Versagen durch Einschneiden der distalen Verriegelungselemente in den spongiösen Knochen mit Kollaps des Frakturspalts. Durch die axiale Belastung zeigten lediglich drei Schrauben eine plastische Verformung, keine Spiralklinge wurde deformiert (Ito et al. 2001).

Die von Ito et al. untersuchte Plattenosteosynthese (CP) zeigte ein Versagen der distalen Verschraubung mit dem Verschluss des Frakturspalts auf der medialen Seite. (Ito et al. 1998) Auch in unserer Studie kam es bei den Plattenosteosynthesen zum Versagen der distalen Verriegelungsschrauben vor allem im medialen Bereich. Diesem Versagensmuster entsprechen auch die

Beschreibungen des Versagens der ABP in den Untersuchungen von Zlowodzki et al. (Zlowodzki et al. 2004). Koval et al. haben in ihren Untersuchungen einen retrograden IMN mit zwei distalen Verriegelungsschrauben und die APB verglichen. Als Versagensmuster traten bei drei von sechs Plattenosteosynthesen distale Schraubenlockerungen auf. Die restlichen drei sowie fünf Proben der Marknagelosteosynthese versagten durch einen Bruch des Knochens durch ein proximales Schraubenloch (Koval et al. 1996). In unserer Studie wurde das Versagen im distalen Segment forciert, so dass ein proximaler Bruch ausgeschlossen wurde.

Zusammenfassend kann zu den Versagensmustern festgehalten werden, dass die in unseren Untersuchungen am Knochenmodell aufgetretenen Versagensmechanismen ebenfalls in anderen Studien und dort sowohl am Knochenmodell als auch an humanen Knochen nachzuweisen waren.

Die im zweiten Abschnitt durchgeführten Untersuchungen am humanen Knochen dienten zum einen der Evaluation unseres selbst entwickelten PU-Schaumknochenmodells. Zum anderen sollte die Übertragbarkeit der am Knochenmodell gewonnenen Daten auf den humanen Knochen überprüft werden. Die am humanen Knochen gewonnenen Daten zeigten sowohl bezüglich der axialen Steifigkeit als auch der Festigkeit höhere Werte im Vergleich zu unserem Kunstknochenmodell. Bei genauerer Betrachtung fiel allerdings die hohe Homogenität der Erhöhung der Resultate auf. Ferner waren die Versagensmuster des SCN bzw. des DFN im Vergleich an beiden Knochenmodellen identisch, so dass wir die Übertragbarkeit der am Modell gewonnenen Daten auf den humanen Knochen nachweisen konnten. Im Detail zeigte die initial-axiale Steifigkeit für die Osteosynthesen mit dem SCN signifikant höhere Werte. Damit ist das Verhalten der Osteosynthesen sowohl am humanen Knochen als auch am Kunstknochenmodell gleich. Auch im zyklisch-axialen Stufentest erreichte der SCN, wie am Kunstknochenmodell, eine signifikant höhere Zyklenzahl. In der Literatur existiert bis jetzt lediglich eine Untersuchung, die sich mit den biomechanischen Eigenschaften dieser Implantate im direkten Vergleich beschäftigt. Höhle und Mitarbeiter konnten in ihrer Studie an 18 Paaren humaner Femora eine nicht signifikante Überlegenheit des SCN für Torsions- und axiale Steifigkeit nachweisen (Höhle et al. 2006).

Die Übertragbarkeit der Ergebnisse aus den Versuchen am Kunstknochenmodell auf den humanen Knochen belegen auch die im Rahmen dieser Studie erlangten Resultate am humanen Knochenmodell für den Stryker SCN und Synthes DFN. So absolvierte der SCN am Humanmodell 224 %, der DFN 266 % der Zyklen im Vergleich zum Kunstknochenmodell. Diese Differenz für Steifigkeit und Festigkeit zwischen Knochenmodell und humanen Proben ist durch eine höhere Knochendichte der humanen Proben zu erklären. Während die Dichte der PU-Schaumkondylen speziell auf die Modellierung stark osteoporotischen Knochens zielte, lag die mittlere Knochendichte der uns zur Verfügung stehenden humanen Proben mit $0,826 \text{ g/cm}^2$ deutlich über dem in der Literatur beschriebenen Niveau schwer osteoporotischen Knochens. So verwenden Koval et al. für ihre biomechanischen Tests am osteoporotischen Knochen Proben mit einer Bone Mass Density von $0,3 - 0,5 \text{ g/cm}^2$ (Koval et al. 1996) bzw. $0,35 - 0,675 \text{ g/cm}^2$ (Koval et al. 1997). Eine weitere Gruppe nutzte für ihre biomechanischen Untersuchungen osteoporotische Femora mit einer mittleren Knochendichte von $0,466 \text{ g/cm}^2$ (Tejwani et al. 2005). Ein weiterer Parameter, der T-Score, lag bei unseren Proben mit einem Wert von -2 im leicht osteoporotischen Niveau.

Die positive Übertragbarkeit zeigt sich auch in den Differenzen der absolvierten Zyklen innerhalb der jeweiligen Probenmaterialien. An den humanen Proben waren beim SCN 173 % der Zyklen des DFN nötig, um den Endpunkt von 2,5 mm plastischer Verformung zu erreichen, am Kunstknochenmodell waren es 205 %. Schließlich zeigt sich die Übertragbarkeit zwischen humanem und Kunstknochen auch in den Versagensmustern, die beim DFN an beiden Probenmaterialien identisch sind. Beim SCN deutet sich am humanen Knochen ebenfalls das Versagemuster durch einen geringen Repositionsverlust im C-Spalt an. Die Proben mit dem DFN zeigten ein rasches Aufweiten der C-Komponente und führten zur Lockerung der medialen Verschraubungen, ferner kam es bei drei Proben zur Fraktur der medialen Kondylenhälfte in der Frontalebene.

Das in unserer Studie verwendete Knochenmodell aus 3. Generation Verbundknochen (Sawbones) und PU-Schaumkondyle resultiert aus Voruntersuchungen an PU-Schaumknochen (FCS, Sawbones) und 3. Generation Verbundknochen (Sawbones). An beiden handelsüblichen Kunstknochenmodellen

traten im Rahmen unserer Vortests klinisch untypische Versagensmuster auf (Janzing et al. 1998b, Stover 2001, Grass et al. 2002a).

Der von uns verwendete Testaufbau ist eine Modifikation nach den Beschreibungen von Milne und Latta (Milne und Latta 1996). Ähnliche Testaufbauten wurden von verschiedenen Forschungsgruppen für die biomechanische Untersuchung distaler Femurfrakturen (Höhle et al. 2006, Zlowodzki et al. 2004, O'Connor-Read et al. 2008) und proximaler Tibiafrakturen (Mueller et al. 2005) verwendet.

Das von uns gewählte Testdesign lehnt sich mit seinen Belastungsgrenzen an Untersuchungen verschiedener Forschungsgruppen an (Duda et al. 1997, Taylor et al. 1998, Taylor und Walker 2001). Es bildet eine annähernd physiologische postoperative Belastung des distalen Femur nach. Die Durchführung der axialen Belastung durch einen Stufentest ist bereits von Marti et al. etabliert (Marti et al. 2001), und von weiteren Gruppen genutzt worden (Khalafi et al. 2006, Schandelmaier et al. 2000, Zlowodzki et al. 2004).

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Konfiguration der distalen Verriegelung entscheidenden Einfluss sowohl auf die primären biomechanischen Eigenschaften als auch auf die Festigkeit der erzeugten Osteosynthesen hat. Die Ergebnisse unserer Untersuchungen lassen den Schluss zu, dass alle innovativen Verriegelungssysteme (Kondylenschraube, Spiralklinge und winkelstabile Schrauben) zu einer Verbesserung der axialen Festigkeit im Vergleich zur konventionellen Verriegelung mit 2 Schrauben im distalen Femur führen. Unter Torsionsbelastung konnte für die Kondylenschraubenverriegelung des SCN ein signifikanter Vorteil sowohl für die primären Eigenschaften als auch für die Torsionsfestigkeit gezeigt werden. Die Überlegenheit der Plattenosteosynthese beruht hier wie bereits erwähnt auf dem Konstruktionsprinzip eines exzentrischen Lastträgers. Für die Spiralklingenverriegelung konnte im Torsionsversuch kein klarer Vorteil gezeigt werden. Vielmehr sahen wir für die primären Torsionseigenschaften eine signifikante Unterlegenheit des DFN gegenüber der Standardverriegelung des T2.

Aus diesen Resultaten kann geschlossen werden, dass eine multiplanare Ausrichtung der distalen Verriegelungselemente, wie es beim SCN und bei der AxSOS der Fall ist, zu einer Steigerung der Steifigkeit und Festigkeit führt. Der Effekt der Zunahme der Stabilität der Osteosynthesen, die mit dem SCN versorgt

wurden, ist aber nicht nur durch die Anordnung der distalen Verriegelungsschrauben in drei Ebenen begründet, sondern wird zusätzlich durch die Einbringung der Kondylenschrauben mit Mutter und der daraus resultierenden Kompressionskraft auf die Frakturfragmente hervorgerufen. Ein vergleichbarer Mechanismus zur Erzeugung einer Kompression wurde bei der AxSOS durch die Verwendung von Teilgewindeschrauben angewandt.

Das in der Literatur aufgeführte Hauptproblem der operativen Versorgung besonders der osteoporotischen distalen Femurfraktur ist die ungenügende Verankerung bzw. der schlechte Halt der distalen Verriegelungselemente (Janzing et al. 1998a, Ito et al. 2001, Zlowodzki et al. 2004, David et al. 1997). So stellt das von uns aufgezeigte Versagensmuster der distalen Schraubenlockerung bzw. des distalen Fixationsverlustes in der klinischen Anwendung eine gefürchtete Komplikation vor allem am osteoporotischen Knochen dar (Kregor et al. 2004).

Ein Lösungsansatz liegt in der Anwendung von Verbundosteosynthesen, d. h. die Zementierung der distalen Verriegelungsschrauben. Aber auch dieses Verfahren birgt Risiken und Probleme, so z. B. die Zementinjektion in das Kniegelenk oder die Probleme bei notwendiger Implantatentfernung. Bei der Verwendung von retrograden Marknagelosteosynthesen kann es durch den ungenügenden distalen Halt zu einer Implantatlockerung mit Protrusion des Nagels und daraus resultierender Beeinträchtigung des Kniegelenks kommen (Meyer et al. 2000, Janzing et al. 1998b, Hartin et al. 2006). Aus dieser Problematik ergibt sich der aktuelle Fokus der Modifikation der distalen Verriegelungsmechanismen mit dem Ziel der Erhöhung der Steifigkeit und Festigkeit.

Mit dem Stryker SCN wurde ein Implantat entwickelt, welches in unseren Untersuchungen gute Resultate für Torsionsbelastung und herausragende Ergebnisse bei axialer Belastung zeigte. Diese biomechanischen Voraussetzungen führten in dieser Studie zur sichersten Frakturretention aller getesteten Knochen-Implantat-Verbunde sowohl am osteoporotischen Knochenmodell als auch an den untersuchten humanen Femora.

Zusätzlich zu diesen biomechanischen Vorzügen weist der SCN auch die klinischen Vorteile eines intramedullären Nagels im Vergleich zur Plattenosteosynthese auf. Diese liegen unter anderem in geringerem perioperativen Blutverlust und Weichteilschaden sowie verkürzten Operationszeiten (Lucas et al. 1993).

Einschränkend muss gesagt werden, dass in unseren Untersuchungen unter kontrollierten Kraftbedingungen die resultierende Verformung des Knochen-Implantat-Verbundes erfasst und aus dem Ausmaß der plastischen Verformung Rückschlüsse auf die mechanische Eignung des Implantats gezogen wurde, eine Fraktur zu retinieren. Die Frage, ob diese mechanische Stabilität auch eine für die Knochenheilung geeignete ist, kann jedoch ohne klinischen Kontext nicht beantwortet werden (Willenegger 1975).

Erste klinische Berichte über den Einsatz der distalen Kondylenschraubenverriegelung an 16 älteren Patienten zeigen ein „Implantatversagen“ durch Lösen der Kondylenschraubenmutter bei 10 von 26 eingebrachten Schrauben. Allerdings blieb die Heilungsrate von diesem „Versagen“ unbeeinträchtigt (Singh et al. 2006). Eine weitere klinische Studie von Hartin et al. an 22 Patienten mit distalen Femurfrakturen (AO 33 A und 33 C) konnte im direkten Vergleich des Distalen Femurnagels (Synthes) mit distaler Schraubenverriegelung und der Kondylenplatte keine signifikanten Unterschiede für die funktionelle Ergebnisse feststellen (Hartin et al. 2006). Einschränkend ist festzuhalten, dass es bei einem Patienten mit Osteoporose zu einem Repositionsverlust mit Valgusfehlstellung und Nagelprotrusion ins Kniegelenk kam.

Die klinische Relevanz unserer biomechanischen Untersuchung liegt unter anderem in der Wahl des Implantattyps nach den postoperativen Ansprüchen. Bei bettlägerigen Patienten, bei denen die Hauptbelastung durch Lagerungsmanöver erfolgt, benötigen eine besonders torsionsstabile Osteosynthese. Dafür eignet sich eine Plattenosteosynthese mit der AxSOS bzw. dem SCN. Im Gegensatz dazu ist für Patienten, bei denen eine frühzeitige Mobilisation mit Belastung bzw. frühfunktioneller Nachbehandlung angestrebt wird eine hohe axiale Steifigkeit notwendig. Dafür ist die Osteosynthese mit einem Marknagel, speziell dem SCN, unserer Meinung nach besonders geeignet.

6. Fazit

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Konfiguration der distalen Verriegelung von Marknägeln für die Stabilisierung von distalen Femurfrakturen entscheidenden Einfluss sowohl auf die primären biomechanischen Eigenschaften als auch auf die Festigkeit der erzeugten Osteosynthese hat.

Wir konnten ferner darlegen, dass die Ergebnisse des synthetischen Knochenmodells auf den humanen Knochen unter Berücksichtigung der Knochendichte übertragen werden kann.

Der SCN erzielte die signifikant höchste axiale Stabilität und annähernd gute Resultate im Torsionstest wie die AxSOS-Platte. Damit bietet der SCN die beste Kombination der biomechanischen Eigenschaften aller getesteten Implantate.

Unter der Berücksichtigung klinischer Aspekte empfehlen wir zwei Implantate folgendermaßen. Ist eine besonders hohe Torsionsstabilität erforderlich, wie z. B. bei bettlägerigen Patienten, so bietet die AxSOS-Platte gute Eigenschaften. Außerdem ist die Behandlung von distalen Femurfrakturen mit Plattenosteosynthesen schnell und unkompliziert möglich. Im Gegensatz dazu sollte unserer Meinung nach der SCN für aktive Patienten mit dem Anspruch der frühen postoperativen Mobilisation bzw. Belastung und frühfunktioneller Nachbehandlung verwendet werden, wo vor allem die axiale Stabilität ausschlaggebend ist.

7. Ausblick

Das im Rahmen dieser Studie entwickelte Knochenmodell ist in größeren Serien für mehrere Knochenregionen am Humanmodell zu untersuchen. Um die abgebildete Knochendichte des Modells bestimmen zu können, sind weiterführende Tests an humanen Knochen verschiedener Knochendichten erforderlich.

Im Anschluss an diese Studie ist die Evaluation der humanen Femurkondylen und der PU-Schaumkondylen durch einen Schraubenausrissversuch sowie die Bestimmung der Oberflächenhärte nach Shore geplant.

Die Limitation unserer biomechanischen Studie liegt einerseits in der Vereinfachung des Testaufbaus, der Limitation der absolvierten Zyklen auf 500 pro Laststufe sowie die Beschränkung der Tests am humanen Knochen.

Klinische Studien müssen folgen, um zu ermitteln, ob die untersuchten Implantatsysteme ihre Vorteile auch in vivo zeigen.

Literaturverzeichnis

- Arnes S, Hansis M. 1998. Implantate in der Unfallchirurgie: Osteosynthese mit Titan. *Deutsches Ärzteblatt*, 95 (24):A-1516 / B-1288 / C-1208.
- Arneson TJ, Melton LJ, 3rd, Lewallen DG, O'Fallon WM. 1988. Epidemiology of diaphyseal and distal femoral fractures in Rochester, Minnesota, 1965-1984. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (234):188-194.
- Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. 1993. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. *Journal of Biomechanics*, 26 (8):969-990.
- Blatter G, König H, Janssen M, Magerl F. 1994. Primary femoral shortening osteosynthesis in the management of comminuted supracondylar femoral fractures. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery*, 113 (3):134-137.
- Bong MR, Egol KA, Koval KJ, Kummer FJ, Su ET, Iesaka K, Bayer J, Di Cesare PE. 2002. Comparison of the LISS and a retrograde-inserted supracondylar intramedullary nail for fixation of a periprosthetic distal femur fracture proximal to a total knee arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 17 (7):876-881.
- Brown TD, Johnston RC, Saltzman CL, Marsh JL, Buckwalter JA. 2006. Posttraumatic osteoarthritis: a first estimate of incidence, prevalence, and burden of disease. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 20 (10):739-744.
- Claes L, Ito K. 2005. Biomechanics of Fracture Fixation and Fracture Healing. In: Van Mow C, Huiskes R, Hrsg. *Basic Orthopaedic Biomechanics and Mechano-Biology*. 3te Aufl. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 563-584.
- Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. 1997. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of Orthopaedic Research*, 15 (4):577-584.
- Cristofolini L, Viceconti M. 2000. Mechanical validation of whole bone composite tibia models. *J Biomech*, 33 (3):279-288.
- Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. 1996. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*, 29 (4):525-535.

- David SM, Harrow ME, Peindl RD, Frick SL, Kellam JF. 1997. Comparative biomechanical analysis of supracondylar femur fracture fixation: locked intramedullary nail versus 95-degree angled plate. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 11 (5):344-350.
- Dittel KK, Felenda MR. 1998. Allgemeines. In: Dittel KK, Felenda MR, Hrsg. *Operative Behandlung der Gelenk- und Schaftfrakturen: Die Verletzung der langen Röhrenknochen*. 1te Aufl. Stuttgart u.a.: Georg Thieme Verlag, 2-14.
- Duda GN, Schneider E, Chao EY. 1997. Internal forces and moments in the femur during walking. *Journal of Biomechanics*, 30 (9):933-941.
- Ecke H, Neubert C, Neeb W. 1980. Analyse der Behandlungsergebnisse von 1127 Patienten mit Oberschenkelfrakturen aus der Bundesrepublik Deutschland und der Schweiz. *Unfallchirurgie*, 6 (1):38-43.
- Fankhauser F, Gruber G, Schippinger G, Boldin C, Hofer HP, Grechenig W, Szyszkowitz R. 2004. Minimal-invasive treatment of distal femoral fractures with the LISS (Less Invasive Stabilization System): a prospective study of 30 fractures with a follow up of 20 months. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 75 (1):56-60.
- Firoozbakhsh K, Behzadi K, DeCoster TA, Moneim MS, Naraghi FF. 1995. Mechanics of retrograde nail versus plate fixation for supracondylar femur fractures. *J Orthop Trauma*, 9 (2):152-157.
- Frigg R, Appenzeller A, Christensen R, Frenk A, Gilbert S, Schavan R. 2001. The development of the distal femur Less Invasive Stabilization System (LISS). *Injury*, 32 Suppl 3:SC24-31.
- Grass R, Biewener A, Rammelt S, Zwipp H. 2002a. Die retrograde Verriegelungsnagelosteosynthese distaler Femurfrakturen mit dem distalen Femurnagel DFN. *Unfallchirurg*, 105 (4):298-314.
- Grass R, Biewener A, Endres T, Rammelt S, Barthel S, Zwipp H. 2002b. Klinische Erprobung des distalen Femurnagels. *Unfallchirurg*, 105 (9):783-790.
- Gruler H. 1996. Vorlesung Physik - Mechanik - Medizinisches Beispiel [Internet: <http://iva.uni-ulm.de/physik/VORLESUNG/mechanik/node9.html#SECTION00130200000000000000> (02.12.2007)].Ulm: Universität Ulm.

- Hartin NL, Harris I, Hazratwala K. 2006. Retrograde nailing versus fixed-angle blade plating for supracondylar femoral fractures: a randomized controlled trial. *ANZ Journal of Surgery*, 76 (5):290-294.
- Healy WL, Brooker AF, Jr. 1983. Distal femoral fractures. Comparison of open and closed methods of treatment. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (174):166-171.
- Heiner AD, Brown TD. 2001. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*, 34 (6):773-781.
- Henry SL, Trager S, Green S, Seligson D. 1991. Management of supracondylar fractures of the femur with the GSH intramedullary nail: preliminary report. *Contemporary Orthopaedics*, 22 (6):631-640.
- Höhle P, Sternstein W, Blum J, Prescher A, Rommens PM, Hrsg. 2006. Biomechanical comparison of two anglestable retrograde interlocked femur nails and the LISS in a human 33A3 osteotomy model. *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 70te Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 92te Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und 47te Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie*. Berlin, 02.-06.10.2006. Düsseldorf, Köln: German Medical Science.
- Ingman AM. 2002. Retrograde intramedullary nailing of supracondylar femoral fractures: design and development of a new implant. *Injury*, 33 (8):707-712.
- Inhofe PD. 1992. Biomechanical considerations in intramedullary fixation of lower-extremity fracture. *Orthopaedic Review*, 21 (8):945-952.
- Ito K, Grass R, Zwipp H. 1998. Internal fixation of supracondylar femoral fractures: comparative biomechanical performance of the 95-degree blade plate and two retrograde nails. *J Orthop Trauma*, 12 (4):259-266.
- Ito K, Hungerbuhler R, Wahl D, Grass R. 2001. Improved intramedullary nail interlocking in osteoporotic bone. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 15 (3):192-196.
- Janzing HM, Stockman B, Van Damme G, Rommens P, Broos PL. 1998a. The retrograde intramedullary nail: prospective experience in patients older than sixty-five years. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 12 (5):330-333.

- Janzing HM, Stockman B, Van Damme G, Rommens P, Broos PL. 1998b. The retrograde intramedullary supracondylar nail: an alternative in the treatment of distal femoral fractures in the elderly? *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery*, 118 (1-2):92-95.
- Johnson KD, Hicken G. 1987. Distal femoral fractures. *Orthopedic Clinics of North America*, 18 (1):115-132.
- Kapandji IA. 1999. *Funktionelle Anatomie der Gelenke: schematisierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik*. 3te Aufl. Stuttgart: Hippokrates.
- Khalafi A, Curtiss S, Hazelwood S, Wolinsky P. 2006. The effect of plate rotation on the stiffness of femoral LISS: a mechanical study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 20 (8):542-546.
- Kolmert L, Wulff K. 1982. Epidemiology and treatment of distal femoral fractures in adults. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 53 (6):957-962.
- Koob TJ, Clark PE, Hernandez DJ, Thurmond FA, Vogel KG. 1992. Compression loading in vitro regulates proteoglycan synthesis by tendon fibrocartilage. *Archives of Biochemistry & Biophysics*, 298 (1):303-312.
- Kose N, Gunal I, Wang X, Athanasiou KA, Agrawal CM, Mabrey JD. 2000. Setscrew distal locking for intramedullary nails: a biomechanical study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 14 (6):414-419.
- Koval KJ, Hoehl JJ, Kummer FJ, Simon JA. 1997. Distal femoral fixation: a biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate, and the 95-degree blade plate. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 11 (7):521-524.
- Koval KJ, Kummer FJ, Bharam S, Chen D, Halder S. 1996. Distal femoral fixation: a laboratory comparison of the 95 degrees plate, antegrade and retrograde inserted reamed intramedullary nails. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 10 (6):378-382.
- Kregor PJ, Stannard JA, Zlowodzki M, Cole PA. 2004. Treatment of distal femur fractures using the less invasive stabilization system: surgical experience and early clinical results in 103 fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 18 (8):509-520.

- Krettek C, Schandelmaier P, Tscherne H. 1997. Neue Entwicklungen bei der Stabilisierung dia- und metaphysärer Frakturen der langen Röhrenknochen. *Orthopäde*, 26 (5):408-421.
- Kuner EH. 1975. Ursachen, Formen und Begleitverletzungen der distalen Oberschenkelfraktur. *Hefte zur Unfallheilkunde*, (120):1-8.
- Leuchte S. 1999. Funktionelle Anpassung und Konstruktionsprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates. [Studienmaterial zur Biomechanik. Band 2]. Halle:
- Lindahl O, Lindgren AG. 1962. Grading of osteoporosis in autopsy specimens. A new method. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 32:85-100.
- Lofman O, Hallberg I, Berglund K, Wahlstrom O, Kartous L, Rosenqvist AM, Larsson L, Toss G. 2007. Women with low-energy fracture should be investigated for osteoporosis. *Acta Orthopaedica*, 78 (6):813-821.
- Lucas SE, Seligson D, Henry SL. 1993. Intramedullary supracondylar nailing of femoral fractures. A preliminary report of the GSH supracondylar nail. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (296):200-206.
- Marti A, Fankhauser C, Frenk A, Cordey J, Gasser B. 2001. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 15 (7):482-487.
- Martinet O. 1996. The mechanics of internal fixation of fractures of the distal femur: A comparison of the condylar plate (CP) with the condylar screw (DCS). [MD Thesis]. Zürich: Universität Zürich.
- Melton LJ, 3rd, Chrischilles EA, Cooper C, Lane AW, Riggs BL. 1992. Perspective. How many women have osteoporosis? *Journal of Bone & Mineral Research*, 7 (9):1005-1010.
- Meyer RW, Plaxton NA, Postak PD, Gilmore A, Froimson MI, Greenwald AS. 2000. Mechanical comparison of a distal femoral side plate and a retrograde intramedullary nail. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 14 (6):398-404.
- Milne EL, Latta LL. 1996. Biomechanical Testing of Femoral Intramedullary Devices. *Orthopaedic Biomechanics Laboratory*:1-12.
- Mize RD, Bucholz RW, Grogan DP. 1982. Surgical treatment of displaced, comminuted fractures of the distal end of the femur. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 64 (6):871-879.

- Morrison JB. 1970. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *Journal of Biomechanics*, 3 (1):51-61.
- Mueller CA, Eingartner C, Schreitmueller E, Rupp S, Goldhahn J, Schuler F, Weise K, Pfister U, Suedkamp NP. 2005. Primary stability of various forms of osteosynthesis in the treatment of fractures of the proximal tibia. *Journal of Bone & Joint Surgery - British Volume*, 87 (3):426-432.
- Müller ME, Nazarian S, Koch P, Schatzker J. 1990. The comprehensive classification of fractures. 1te Aufl. Berlin, Heidelberg, New York: Springer-Verlag.
- O'Connor-Read LM, Davidson JA, Davies BM, Matthews MG, Smirthwaite P. 2008. Comparative endurance testing of the Biomet Matthews Nail and the dynamic compression screw, in simulated condylar and supracondylar femoral fractures. *Biomedical Engineering Online*, 7:3.
- Orozco R, Sales M, Videla M. 1998. Atlas of Internal Fixation: Fractures of Long Bones. 4te Aufl. Barcelona: Springer-Verlag.
- Papadopoulos EC, Parvizi J, Lai CH, Lewallen DG. 2002. Total knee arthroplasty following prior distal femoral fracture. *Knee*, 9 (4):267-274.
- Papini M, Zdero R, Schemitsch EH, Zalzal P. 2007. The biomechanics of human femurs in axial and torsional loading: comparison of finite element analysis, human cadaveric femurs, and synthetic femurs. *Journal of Biomechanical Engineering*, 129 (1):12-19.
- Pritchett JW. 1984. Supracondylar fractures of the femur. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (184):173-177.
- Regazzoni P, Leutenegger A, Ruedi T, Staehelin F. 1986. Erste Erfahrungen mit der dynamischen Kondylenschraube (DCS) bei distalen Femurfrakturen. *Helvetica Chirurgica Acta*, 53 (1-2):61-64.
- Sanders R, Regazzoni P, Ruedi TP. 1989. Treatment of supracondylar-intracondylar fractures of the femur using the dynamic condylar screw. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 3 (3):214-222.
- Saw A, Lau CP. 2003. Supracondylar nailing for difficult distal femur fractures. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 11 (2):141-147.
- Schandelmaier P, Stephan C, Krettek C, Tscherner H. 2000. Distale Femurfrakturen. *Unfallchirurg*, 103 (6):428-436.

- Schatzker J, Lambert DC. 1979. Supracondylar fractures of the femur. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (138):77-83.
- Schutz M, Schafer M, Bail H, Wenda K, Haas N. 2005a. Neue Osteosyntheseverfahren bei distalen Femurfrakturen. *Zentralblatt für Chirurgie*, 130 (4):307-313.
- Schutz M, Muller M, Krettek C, Hontzsch D, Regazzoni P, Ganz R, Haas N. 2001. Minimally invasive fracture stabilization of distal femoral fractures with the LISS: a prospective multicenter study. Results of a clinical study with special emphasis on difficult cases. *Injury*, 32 Suppl 3:SC48-54.
- Schutz M, Muller M, Regazzoni P, Hontzsch D, Krettek C, Van der Werken C, Haas N. 2005b. Use of the less invasive stabilization system (LISS) in patients with distal femoral (AO33) fractures: a prospective multicenter study. *Archives of Orthopaedic & Trauma Surgery*, 125 (2):102-108.
- Seinsheimer F, 3rd. 1980. Fractures of the distal femur. *Clinical Orthopaedics & Related Research*, (153):169-179.
- Shelbourne KD, Brueckmann FR. 1982. Rush-pin fixation of supracondylar and intercondylar fractures of the femur. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*, 64 (2):161-169.
- Singh SK, El-Gendy KA, Chikkamuniyappa C, Houshian S. 2006. The retrograde nail for distal femoral fractures in the elderly: high failure rate of the condyle screw and nut. *Injury*, 37 (10):1004-1010.
- Stover M. 2001. Distal femoral fractures: current treatment, results and problems. *Injury*, 32 Suppl 3:SC3-13.
- Taylor SJ, Walker PS. 2001. Forces and moments telemetered from two distal femoral replacements during various activities. *Journal of Biomechanics*, 34 (7):839-848.
- Taylor SJ, Walker PS, Perry JS, Cannon SR, Woledge R. 1998. The forces in the distal femur and the knee during walking and other activities measured by telemetry. *Journal of Arthroplasty*, 13 (4):428-437.
- Tejwani NC, Park S, Iesaka K, Kummer F. 2005. The effect of locked distal screws in retrograde nailing of osteoporotic distal femur fractures: a laboratory study using cadaver femurs. *J Orthop Trauma*, 19 (6):380-383.
- Toellner R. 1986. *Illustrierte Geschichte der Medizin*. 1te Aufl. Salzburg: Andreas & Andreas Verlagsbuchhandlung.

- van't Veen SJ, Hagen JW, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B, Burger EH. 1995. Intermittent compression stimulates cartilage mineralization. *Bone*, 17 (5):461-465.
- Wähnert D, Hoffmeier K, Lehmann G, Fröber R, Hofmann G, Mückley T. 2009. Temperature influence on DXA measurements: bone mineral density acquisition in frozen and thawed human femora. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10 (1):25.
- Weyts FA, Bosmans B, Niesing R, van Leeuwen JP, Weinans H. 2003. Mechanical control of human osteoblast apoptosis and proliferation in relation to differentiation. *Calcified Tissue International*, 72 (4):505-512.
- Wilke HJ, Wenger K, Claes L. 1998. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European Spine Journal*, 7 (2):148-154.
- Willenegger H. 1975. Plattenosteosynthese oder Marknagelung bei Frakturen und Pseudarthrosen des Ober- und Unterschenkels. *Pathophysiologische Grundlagen. MMW - Munchener Medizinische Wochenschrift*, 117 (7):271.
- Zlowodzki M, Williamson S, Cole PA, Zardiackas LD, Kregor PJ. 2004. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system, angled blade plate, and retrograde intramedullary nail for the internal fixation of distal femur fractures. *J Orthop Trauma*, 18 (8):494-502.

Anhang

Kunstknochenmodell

Einzelergebnisse Torsionstest

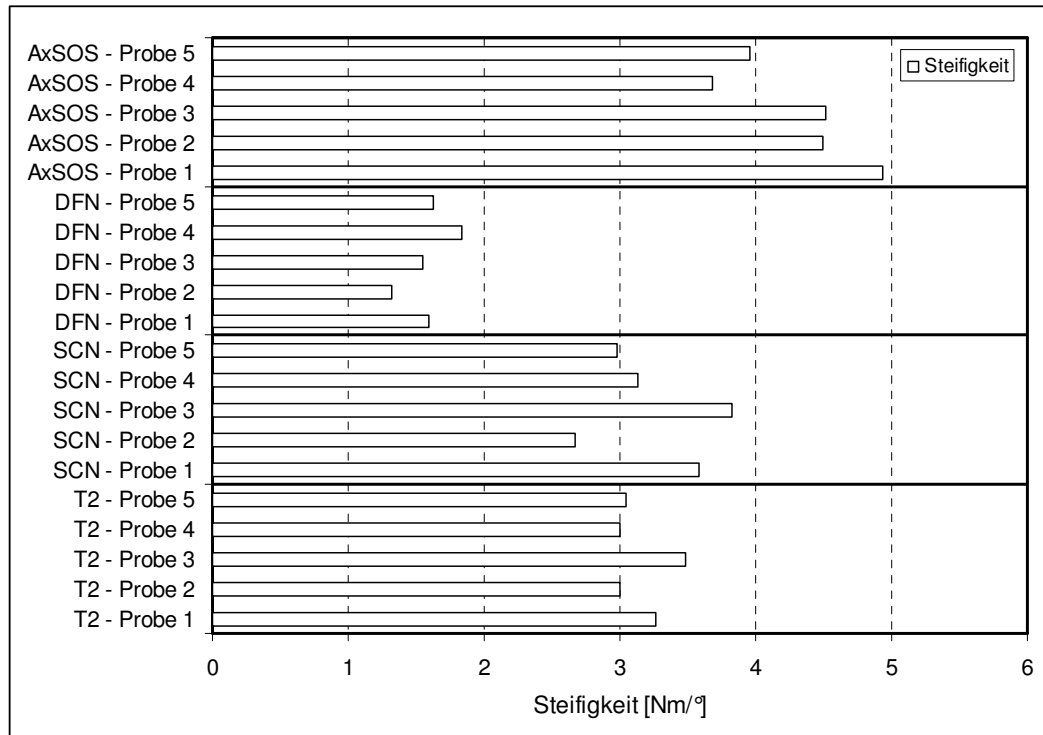


Abbildung 1: Torsionssteifigkeit A-Fraktur

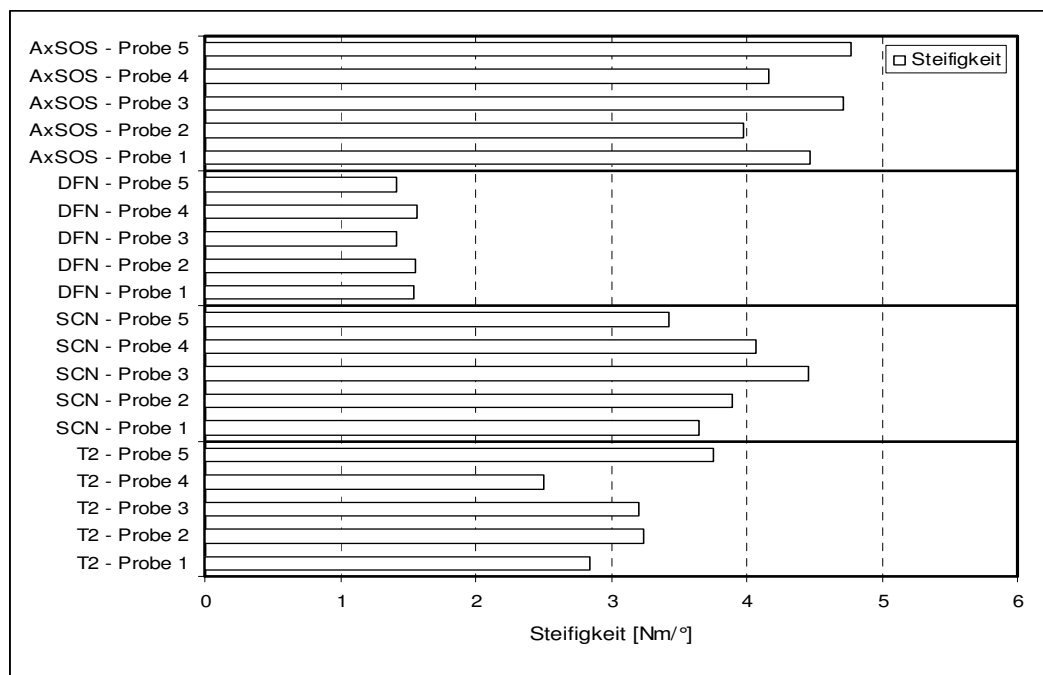


Abbildung 2: Torsionssteifigkeit C-Fraktur

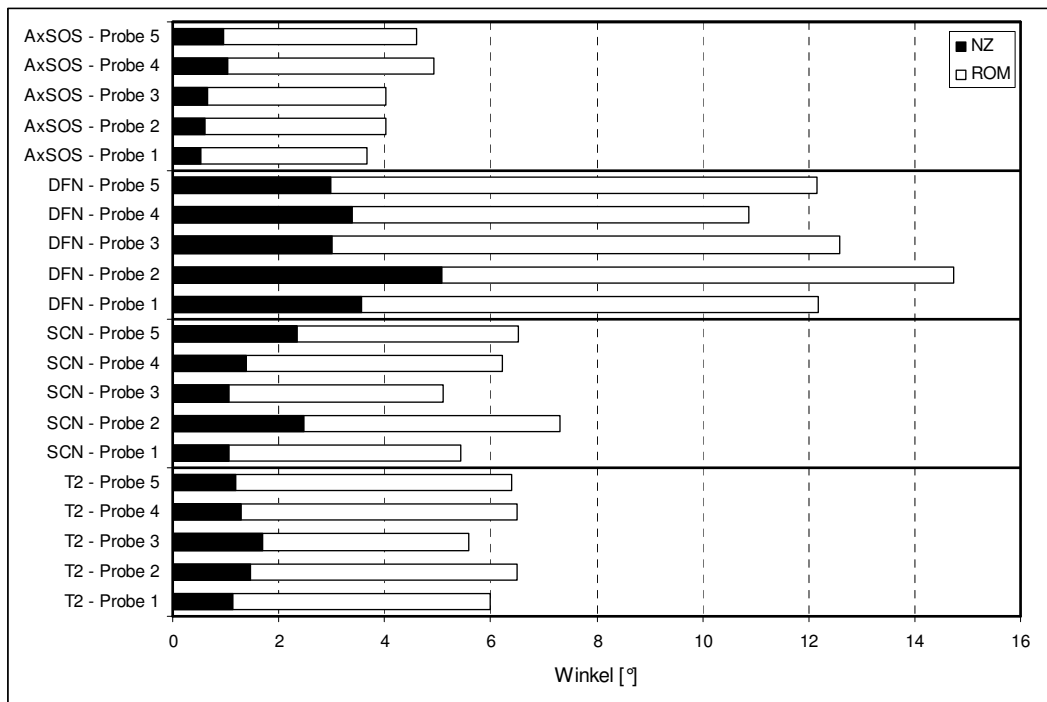


Abbildung 3: Neutrale Zone (schwarz) und Range of Motion (weiß) A-Fraktur

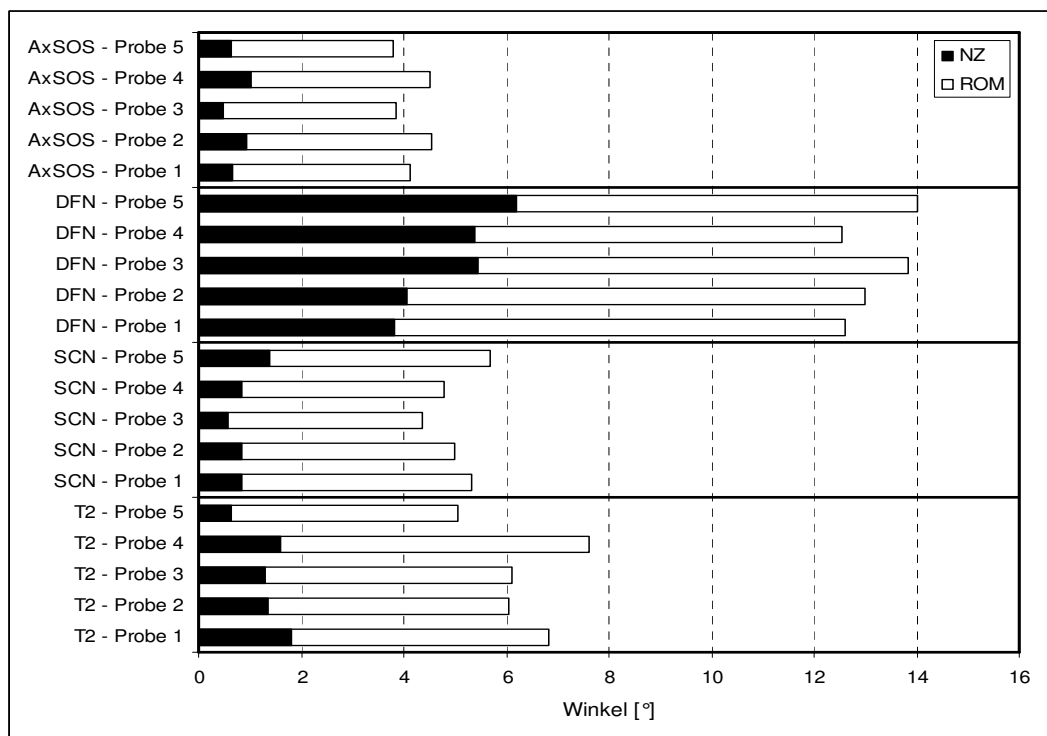


Abbildung 4: Neutrale Zone (schwarz) und Range of Motion (weiß) C-Fraktur

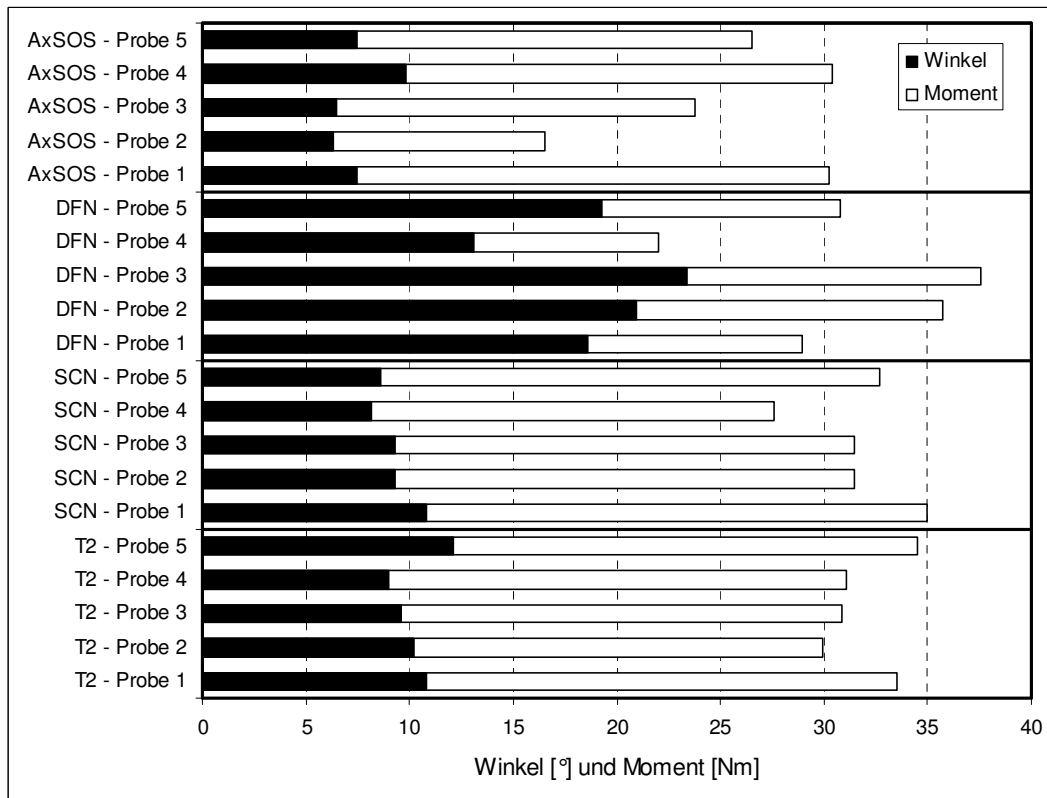


Abbildung 5: Elastizitätsgrenze A-Fraktur

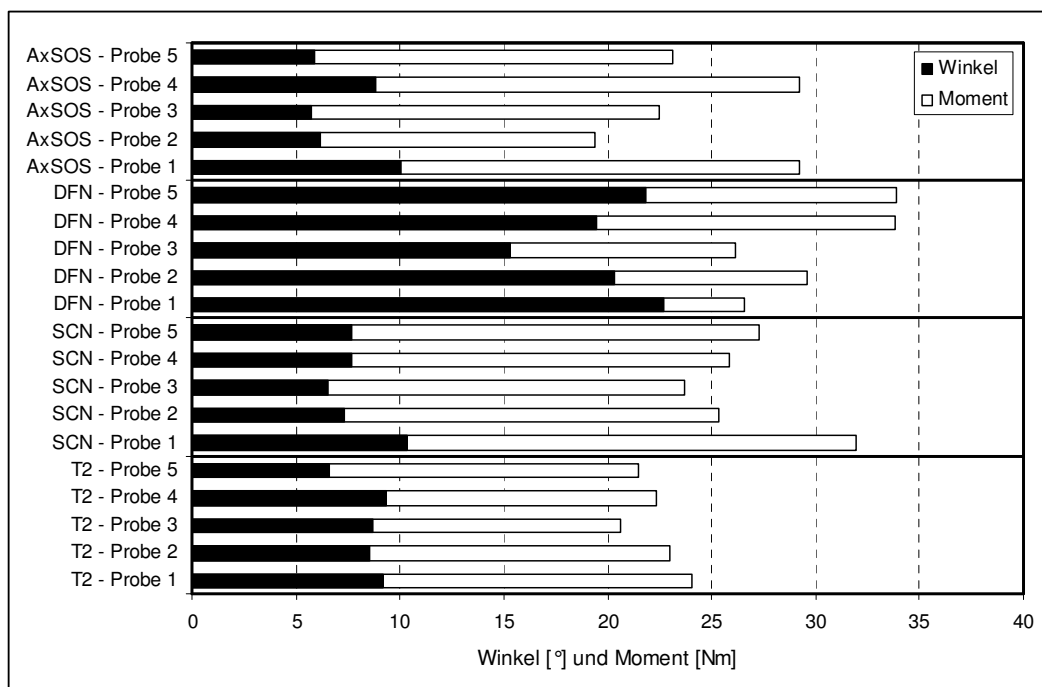


Abbildung 6: Elastizitätsgrenze C-Fraktur

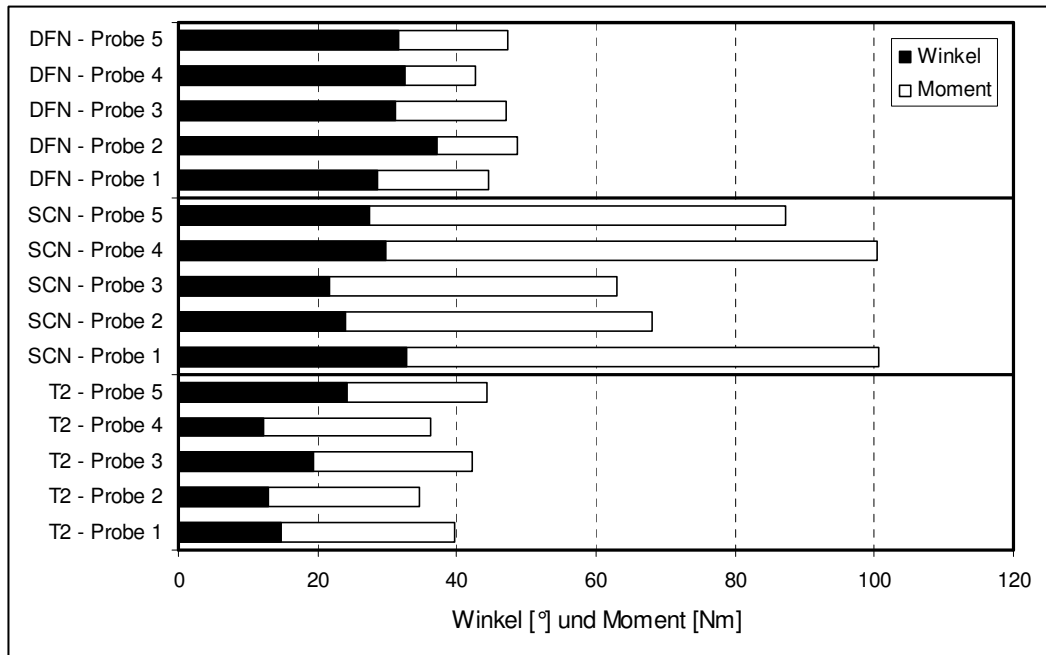


Abbildung 7: Versagensgrenze A-Fraktur

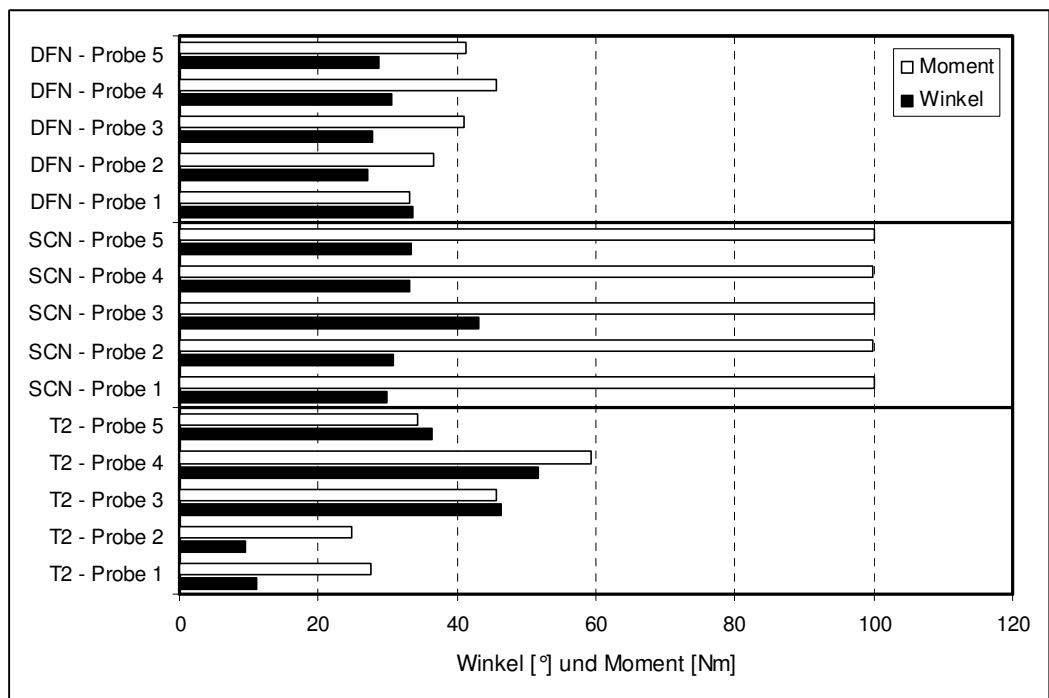


Abbildung 8: Versagensgrenze C-Fraktur

Einzelergebnisse zyklisch-axialer Stufentest

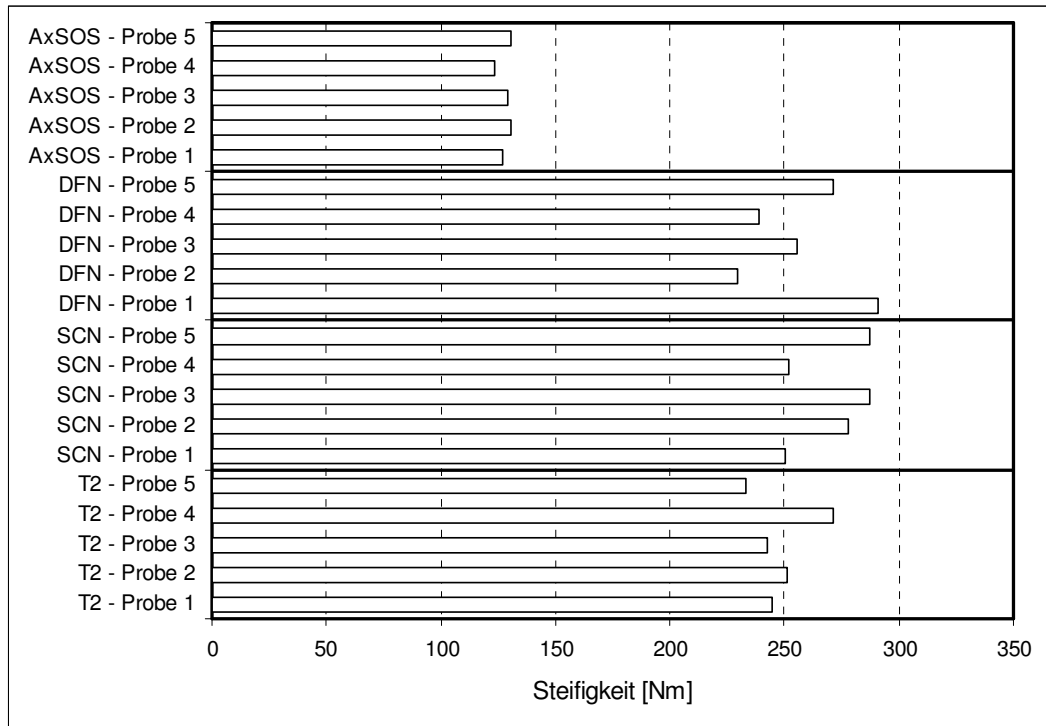


Abbildung 9: Axiale Steiifigkeit A-Fraktur

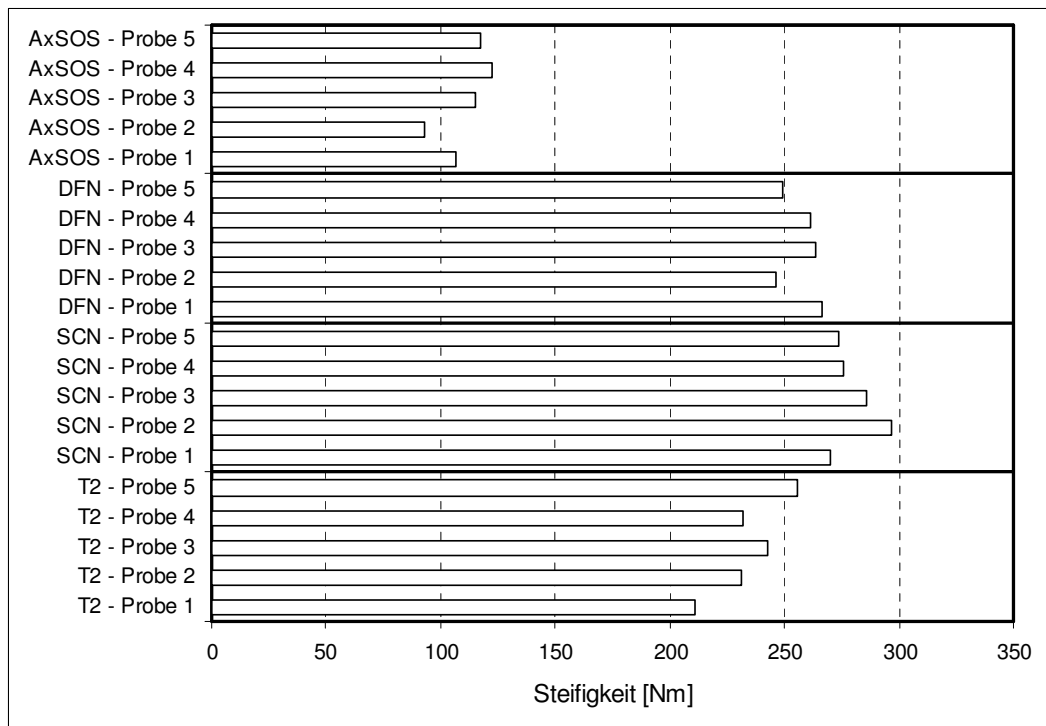


Abbildung 10: Axiale Steiifigkeit C-Fraktur

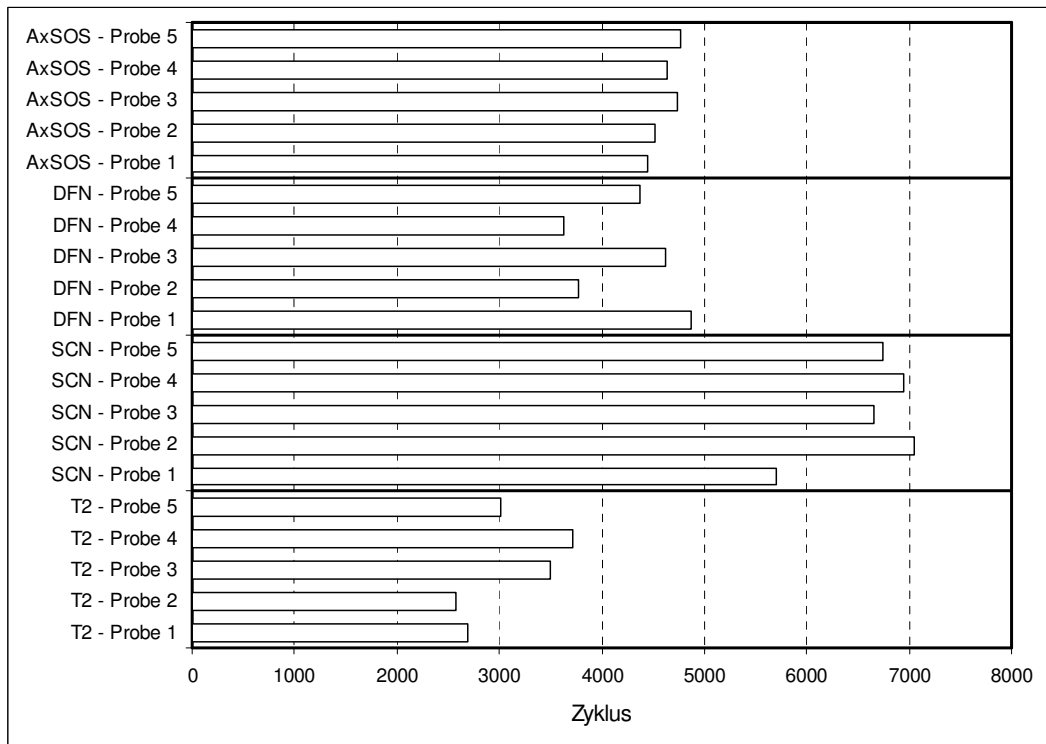


Abbildung 12: Zyklen bis Versagen A-Fraktur

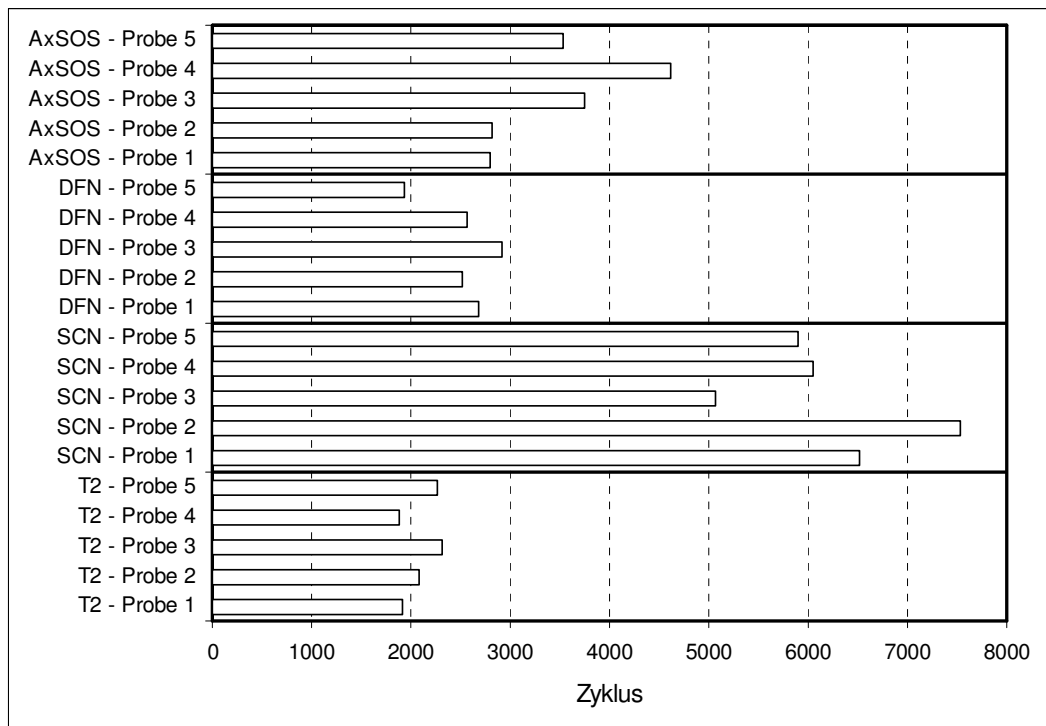


Abbildung 11: Zyklen bis Versagen C-Fraktur

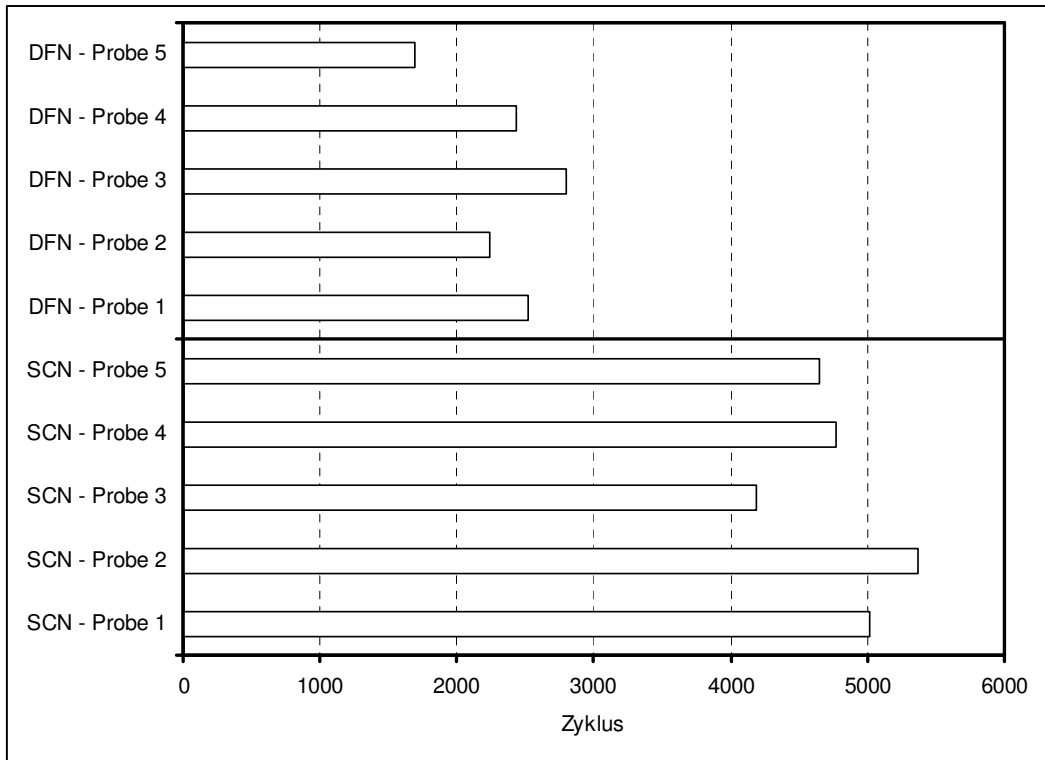


Abbildung 13: Zyklen bis zum Erreichen von 2,5 mm Verformung am synthetischen Knochen

Humane Knochen

Einzelergebnisse zyklisch-axialer Stufentest

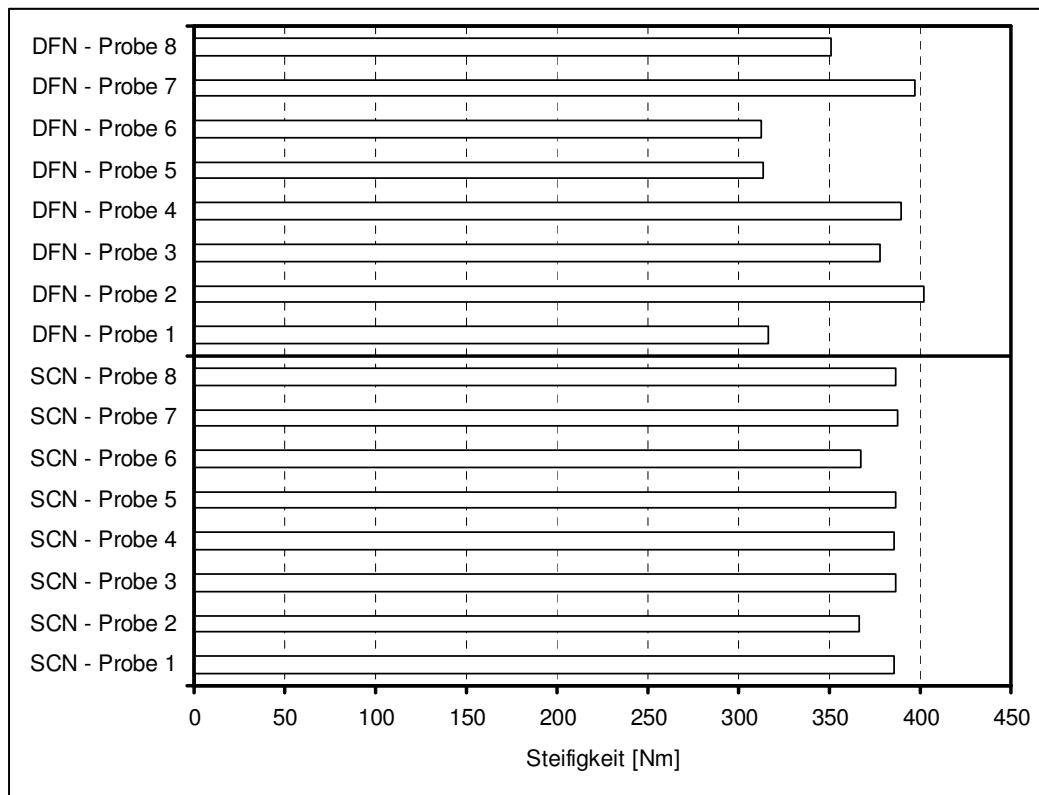


Abbildung 14: Axiale Steifigkeit am humanen Knochen

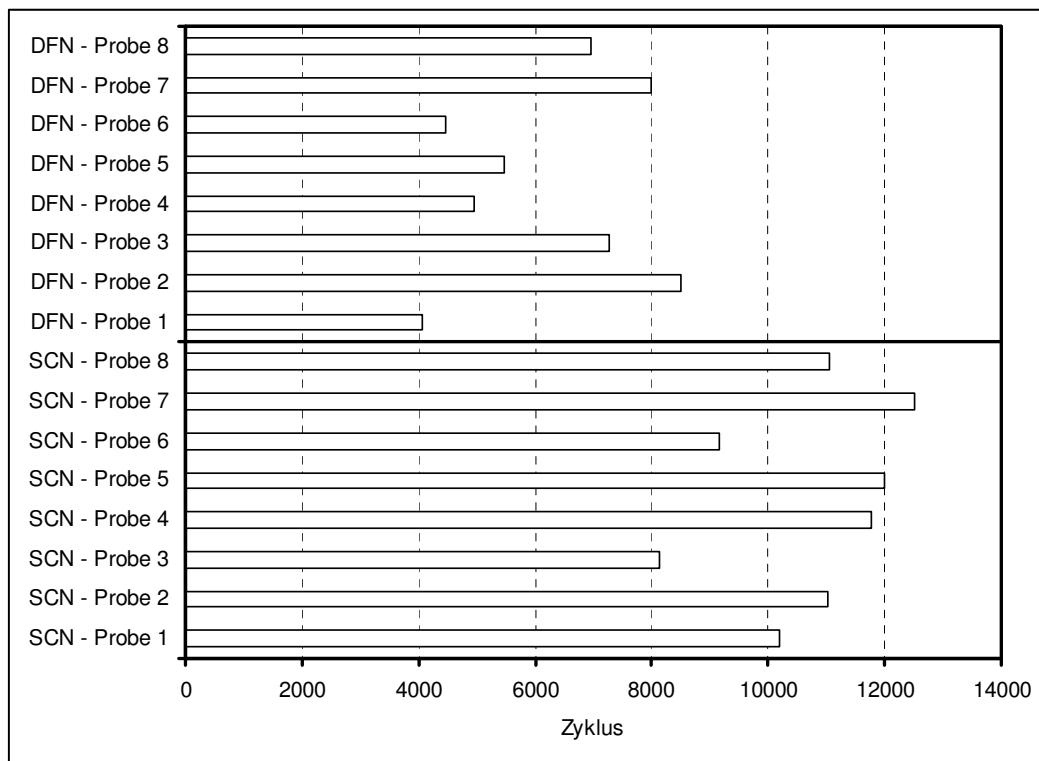


Abbildung 15: Zyklen bis zum Versagen am humanen Knochen

Lebenslauf

Name, Vorname: Dirk, Wähnert

Geburtsdatum: 18.01.1983

Geburtsort: Räckelwitz

Zeitraum Schulbesuch (Volks-/ Grundschule): September 1989 – August 1993

Zeitraum Gymnasium: September 1993 – August 2001

Jahr Abitur: 2001

Studium: Oktober 2002 – Dezember 2008

Studiengang: Humanmedizin

Hochschule: Friedrich-Schiller-Universität Jena

Hochschulabschluss: Approbation am 29.12.2008

berufliche Tätigkeit: ab 01.01.2009 als Assistenzarzt an der Friedrich-Schiller-
Universität Jena in der Klinik für Unfall-, Hand- und
Wiederherstellungschirurgie

Ort, Datum Unterschrift

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Thomas Mückley und Dipl. Ing. Konrad L. Hoffmeier, die mich bei der Konzeption und Durchführung der Arbeit sowie der Erstellung der Dissertationsschrift betreuten und mir in allen fachlichen Fragen stets zur Seite standen.

Ohne die ausdauernde und vielseitige Unterstützung meiner Freundin Mandy Seidenstücker sowie meiner Eltern Margitta und Volkmar Wähnert wäre die Umsetzung meiner Promotion kaum möglich gewesen. Besonders bei ihnen möchte ich mich von ganzem Herzen bedanken

Für fruchtbare Gespräche und Anregungen sowie die Unterstützung danke ich besonders Herrn Dipl. Ing. Geert von Oldenburg (Stryker Trauma GmbH).

Für die finanzielle Unterstützung danken wir der Stryker Trauma GmbH Deutschland.

Ehrenwörtliche Erklärung

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

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

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: PD Dr. med. T. Mückley, Dipl.-Ing. K.L. Hoffmeier,

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

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

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

Ort, Datum Unterschrift

Präsentation – Publikation

Vorträge

XXX. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie

22./23.02.2008 München

„Die Versorgung distaler Femurfrakturen: Eine biomechanische Studie an Stryker T2, SCN, AxSOS und Synthes DFN“

56. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden

1. - 4.05.2008 Baden-Baden

„Die Versorgung distaler Femurfrakturen: Eine biomechanische Untersuchung von T2, SCN, DFN und AxSOS am Femurmodell“

85. Jahrestagung der Vereinigung der Bayrischen Chirurgen e.V.

16. - 18.07.2008 Traunstein

„Biomechanischer Vergleich zweier innovativer distaler Verriegelungsformen mit einer Standard-Schraubenverriegelung für die Versorgung distaler Femurfrakturen am osteoporotischen Knochenmodell“

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie

22. - 25.10.2008 Berlin

„Eine biomechanische Studie zu Fixationsmethoden distaler Femurfrakturen mit T2, SCN, DFN und AxSOS“

Poster

9th European Congress of Trauma and Emergency Surgery; 1st ESTES Congress

24. - 27.05.2008 Budapest

„A Biomechanical Analysis of Different Methods of Fixation of Distal Femoral Fractures“

Publikationen

Wähnert D, Mückley T, Gerber C, Beimel C, von Oldenburg G, Steinhauser E, Bühren V. 2007. Analyse der Kompressionskräfte eines Marknagelsystems an Humerus, Tibia und Femur. *BIOMaterialien* 8(4):299-304

Wähnert D, Hoffmeier KL, Lehmann G, Fröber R, Hofmann GO, Mückley T. 2009. Temperature influence on DXA measurements: bone mineral density acquisition in frozen and thawed human femora. *BMC Musculoskeletal Disorders* 10:25.

Wähnert D, Hoffmeier KL, von Oldenburg G, Fröber R, Hofmann GO, Mückley T. Internal Fixation of Type C Distal Femur Fractures in Osteoporotic Bone: A Biomechanical Comparison of Three Retrograde Intramedullary Nails and an Angle-Stable Plate, in Synthetic Bones and Human Cadaveric Femora. Eingereicht bei *JBJS (AM)* (April 2009 Methoden Review).