



TECHNISCHE
UNIVERSITÄT
WIEN

Vienna University of Technology

DIPLOMARBEIT

Analyse der Steifigkeit in Abhängigkeit von der Verschraubung bei Implantaten von Radiusfrakturen

Ausgeführt am Institut für Hochbau und Technologie
Labor für Materialwissenschaften – E206/4
der Technischen Universität Wien

unter der Anleitung von
A.o.Univ.Prof. Dipl.-Ing. Dr.techn. Elmar Tschegg

durch
Tito Körner
Heiligenstädter Straße 4, 1090 Wien

Wien, im Juli 2013

Kurzfassung

Im Rahmen dieser Arbeit wird die Auswirkung der Verschraubung auf die Steifigkeit von Radiusimplantaten untersucht.

Zu diesem Zweck werden dem menschlichen Radius nachempfundene Kunstknochen mit einer idealisierten distalen transversalen und einer intraartikulären distalen longitudinalen Fraktur versehen und palmar mit Titanimplantaten des Typs HRS M3 der Firma Hofer[®] versorgt, wobei zwei unterschiedliche Verschraubungen zur Anwendung kommen. Bei beiden Verschraubungen sind sowohl die oberste distale Reihe sowie die untersten 3 Positionen des Implantats mit Schrauben versehen. Bei der Hälfte der Proben sind zusätzlich oberhalb der 3 proximalen Positionen 2 Schrauben von proximal, ventral nach distal, dorsal geführt.

Die Proben werden zyklischen Belastungstests unterzogen, wobei sowohl die elastische als auch die plastische Deformation der Frakturfragmente gemessen wird. Aus den erhaltenen Daten werden die Verkippung und die Steifigkeit berechnet. Anhand der gewonnenen Werte, kann abgeschätzt werden, ob es therapeutisch sinnvoll ist, zusätzliche Schrauben zur Fixierung der Frakturfragmente zu verwenden.

Abstract

In this study the effect of the screw fixation on the stiffness of radius plates is investigated.

For this purpose artificial bones inspired by the human radius are provided with an idealized distal transverse and intraarticular distal longitudinal fracture and palmar supplied with titanium plates of the type HRS M3 manufactured by the company Hofer[®]. Two different screw fixations are used. In both fixations, the upper distal row and the proximal three positions of the implant are provided with screws. In half of the samples also above the 3 proximal positions 2 screws are applied from proximal, ventral to distal, dorsal.

These samples are subjected to cyclic loading tests, in which both the elastic and plastic deformation of the fracture fragments are measured. From the obtained data the tilting and the stiffness are calculated. Based on the obtained values can be estimated if it is therapeutically useful to use additional screws for fixation of the fracture fragments.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
2	Medizinische Grundlagen	7
2.1	Medizinische Lage- und Richtungsangaben	7
2.2	Der Radius (Speiche)	9
2.2.1	Innerer Knochenaufbau	9
2.2.2	Bewegungsabläufe	9
2.2.3	Fraktur des Radius	9
2.2.3.1	Pathomechanismus	11
2.2.3.2	AO - Klassifikation	12
2.2.3.3	Therapie	13
2.2.3.4	Knochenheilung	14
3	Physikalische Grundlagen	16
3.1	Klassifikation von Festkörpern	16
3.2	Elastische Deformation	17
3.3	Plastische Deformation	17
3.4	Steifigkeit	17
4	Proben	19
4.1	Knochenmaterial	19
4.1.1	Typ 1018	19
4.1.2	Typ 1027	19
4.2	Implantat	19
4.3	Fraktur	20
4.4	Probenpräparation	20
4.5	Probentypen	21
4.5.1	P1S1 und P1S2	21
4.5.2	P3S1 und P3S2	22
5	Versuchsdurchführung	23
5.1	Versuchsprinzip	23
5.2	Prüfsystem	25
5.3	Messtechnik	26
5.3.1	Induktive Wegaufnehmer	26
5.3.2	Videoextensometrie	26
5.4	Vorbereitung der Proben	27
5.5	Experimentelle Versuchsdurchführung	30
5.6	Parameter	32
6	Datenauswertung	33
6.1	Auswerteverfahren	33
6.1.1	Aufbereitung der Rohdaten	33
6.1.2	Mathematische Datenauswertung	34

6.1.2.1	Deformationen	
	34	
6.1.2.2	Steifigkeit	
	35	
6.1.2.3	Verkipfung	
	35	
6.2	Ergebnisse	36
6.2.1	Erste Versuchsreihe	36
6.2.1.1	Axiale Steifigkeit	36
6.2.1.2	Axiale Deformationen	37
6.2.1.3	Verkipfung	38
6.2.2	Zweite Versuchsreihe	40
6.2.2.1	Axiale Steifigkeit	40
6.2.2.2	Axiale Deformationen	41
6.2.2.3	Radiale Steifigkeit	42
6.2.2.4	Radiale Deformationen	43
6.2.2.5	Quersteifigkeit	44
6.2.2.6	Querdeformationen	45
6.2.2.7	Verkipfung	46
6.2.3	Zusammenfassung	48
7	Diskussion	50
7.1	Wahl des geeigneten Knochenmaterials	50
7.2	Probenpräparation	51
7.3	Versuchsdurchführung und Ergebnisse	51
8	Danksagung	52

1 Einleitung

Frakturen des Radius (Speiche) sind die häufigsten Frakturen des menschlichen Körpers. [1, 31] Zumeist tritt die Fraktur distal (körperfern) wenige Zentimeter unterhalb des Handgelenks auf.

Verantwortlich für diese Frakturen ist zumeist die starke Belastung des Radius bei einem Sturz auf die extendierte (vorgestreckte) Hand. Das Auftreten einer derartigen Fraktur wird durch genetische Faktoren, die Ernährung, sportliche Aktivität sowie Erkrankungen und das Alter beeinflusst.[2]

Die gegenwärtige medizinische Standardtherapie bei Radiusfrakturen besteht in der Fixierung der Knochenfragmente mittels eines Implantats. Hierzu werden die einzelnen Bruchstücke unter Verwendung von Schrauben mit einer speziell für diese Aufgabe konzipierten Titanplatte (dem eigentlichen Implantat) verbunden. Während der etwa sechswöchigen Heilungsphase ist es die Aufgabe dieses Implantatsystems, die korrekte Position und Ausrichtung der einzelnen Fragmente aufrecht zu erhalten sowie Dislokationen der Fragmente zu unterbinden, um eine vollständige Genesung zu gewährleisten.

Bei bis zu 30 % aller Radiusfrakturen heilt diese anatomisch nicht korrekt. Mögliche Komplikationen sind unter anderem eine Verkürzung des Radius, Malunion der Fragmente (kein oder unvollständiges Zusammenwachsen der Bruchstücke) oder artikuläre Inkongruenz (Fehlstellung des Gelenks). Je nach Art, Lokalisation und Ausprägung der Komplikation kann diese zu einer Einschränkung der Beweglichkeit des Handgelenks führen. [30, 7] Allerdings ist auch anzumerken, dass Studien an anderen Knochen wie etwa der Tibiafraktur zeigen, dass eine geringfügige Beweglichkeit der Fragmente im Mikrometerbereich förderlich für die Heilung ist. [16]

Im Rahmen dieser Arbeit soll erörtert werden, inwiefern sich die Steifigkeit, sowie die plastische und elastische Deformation eines Implantats verändert, wenn zwei zusätzliche Schrauben in das Implantatsystem eingebracht werden. Dies ist insbesondere von Interesse, da zusätzliche Schrauben den operativen Aufwand erhöhen. Dadurch kann die durch den eigentlichen Knochenbruch aufgetretene Nekrose (lokaler Gewebetod) und somit die Gefahr einer Infektion, verzögerter Heilung sowie eines erneuten Bruchs vergrößert werden. Dementsprechend ist zu klären, ob der Vorteil einer eventuell höheren Steifigkeit des Implantatsystems, die potentiellen Risiken der Einbringung zusätzlicher Schrauben übersteigt.

Bei einer Vielzahl aktueller Studien auf diesem Gebiet werden lediglich die auftretenden Ermüdungserscheinung des jeweiligen Implantats erfasst. Die Auswirkungen der bei der Heilung auftretenden Belastungen auf das Gesamtsystem bestehend aus Implantat und Knochen erfolgt hingegen kaum. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit umfassen dagegen nicht nur die dreidimensionale plastische und elastische Verformung sowie die Steifigkeit, durch Anwendung der Methode der Videoextensometrie ist es vielmehr möglich, die Dynamik des gesamten Systems im unmittelbaren Bereich der Fraktur genau zu erfassen.

Ziel dieser Arbeit ist es, Ärzten in der klinischen Praxis Anhaltspunkte zu liefern, ob es sinnvoll ist, zur Fixierung der Knochenfragmente zusätzlich zur Standardverschraubung weitere Schrauben zu verwenden. Zu diesem Zweck wurden mehrere Kunstknochen mit zwei unterschiedlichen Verschraubungen versorgt und anschließend die durchschnittlichen Belastungen, die im Laufe einer sechswöchigen Heilungsphase auftreten, simuliert.

Die vorliegende Arbeit ist in 7 Abschnitte gegliedert. Der erste Abschnitt bietet eine kurze Einführung in die behandelte Problematik, gefolgt von einem Abschnitt, in welchem näher auf die medizinischen Grundlagen eingegangen wird. Anschließend wird ein Einblick in die auftretenden physikalischen Größen gegeben. Danach erfolgt eine detaillierte Erläuterung der getesteten Proben und im darauffolgenden Abschnitt eine Erklärung des angewendeten Versuchsprinzips inklusive der

dazu notwendigen Geräte. Im Anschluss wird auf die Auswertung der erhaltenen Messdaten eingegangen. Im letzten Abschnitt erfolgt eine genauere Betrachtung bezüglich der Eignung bestimmter Versuchsparameter.

2 Medizinische Grundlagen

Im Rahmen dieses Kapitels, werden jene medizinischen Begriffe erläutert, welche zum Verständnis der Arbeit notwendig sind. Darüber hinaus enthält dieses Kapitel Informationen über die Anatomie des Radiusknochens, sowie der untersuchten Fraktur.

2.1 Medizinische Lage- und Richtungsangaben

Die Lage- und Richtungsangaben des üblichen Sprachgebrauchs, wie 'vorne' oder 'hinten' sind subjektiv in Relation zu dem jeweiligen Betrachter. In Bezug auf die Lage anatomischer Strukturen sind diese Angaben dementsprechend problematisch. Aus diesem Grund wird im Rahmen medizinischer Beschreibungen eine eigene Terminologie verwendet. Die Lage- und Richtungsangaben erfolgen relativ zu charakteristischen, eindeutig identifizierbaren anatomischen Strukturen. Ausgangspunkt ist die anatomische Grundstellung, welche in Abbildung 1a zu sehen ist. [2, 1]

Die nachfolgende Auflistung gibt einen Überblick über die in dieser Arbeit verwendeten Termini:

- distal: rumpffern
- proximal: rumpfnah
- dorsal: rückenwärts
- ventral: bauchwärts
- medial: zur Mitte gerichtet (bezogen auf die Medianebene)
- lateral: seitlich gerichtet (bezogen auf die Medianebene)
- palmar (handflächenseitig)

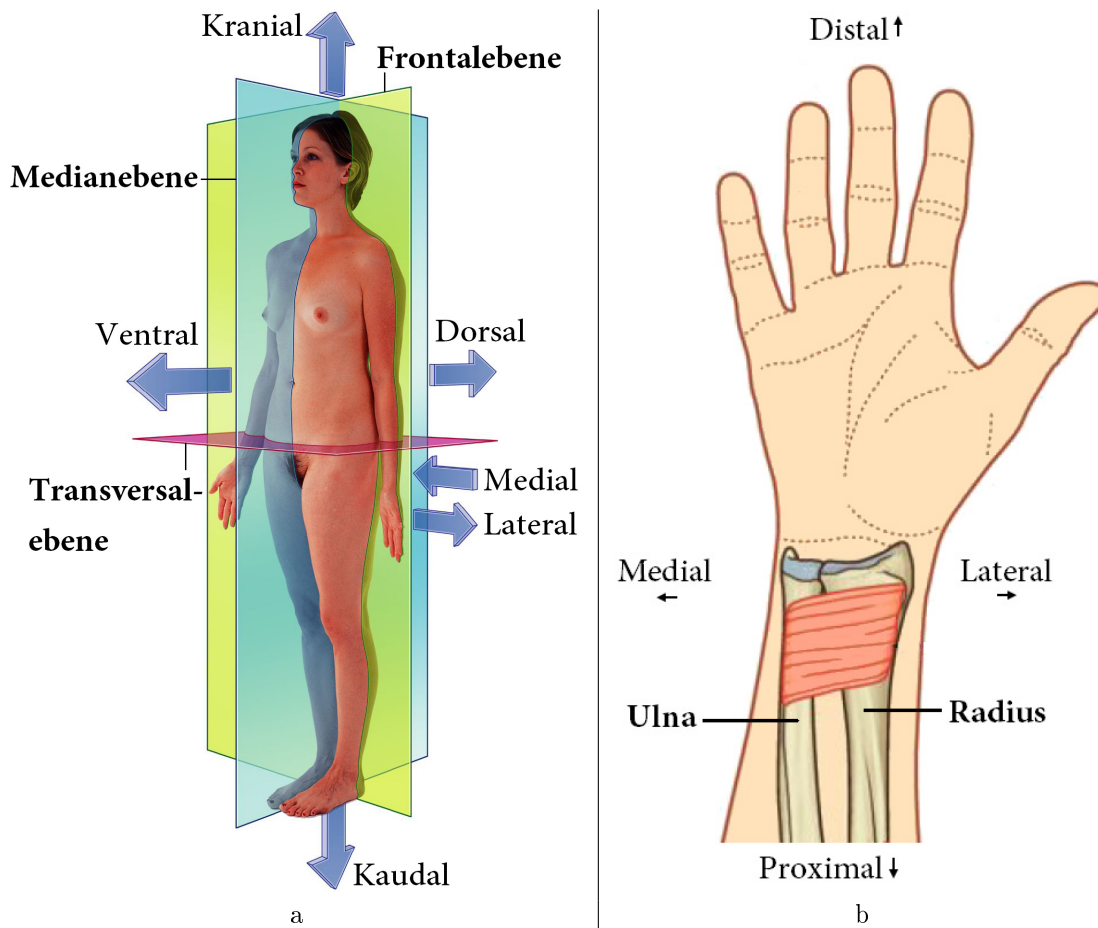


Abbildung 1: a) Anatomische Grundstellung, b) Lage des Radius im menschlichen Körper (Ansicht von ventral/ palmar)

Abbildung 1b zeigt die medizinischen Lage- und Richtungsangaben in Bezug auf den Radius in ventraler Ansicht, sowie dessen Lokalisation im menschlichen Körper.

2.2 Der Radius (Speiche)

Das menschliche Skelett besteht aus ca. 206 Knochen. Die durchschnittliche Dichte beträgt 2 bis 3 g/cm³. Auf Grund ihrer Form unterscheidet man:

- unregelmäßige Knochen
- platte Knochen
- kurze Knochen
- lange Knochen

Der bereits in der Einleitung erwähnte Radius (Speiche) zählt zu den langen Knochen, welche auch als Röhrenknochen bezeichnet werden. Typischerweise bestehen derartige Knochen aus zwei Epiphysen (Knochenenden) und einer dazwischenliegenden Diaphyse (Schaft), welche in diesem Fall als Radiuschaft bezeichnet wird. Gemeinsam mit der parallel liegenden Ulna (Elle) bildet der Radius den Knochenaufbau des Unterarms.

Die proximalen Epiphysen von Ulna und Radius (auch Radiuskopf genannt) bilden gemeinsam mit der distalen Epiphyse des Humerus (Oberarmknochen) das Ellenbogengelenk. Die distale Epiphyse des Radius (Processus styloideus radii) bildet gemeinsam mit der distalen Epiphyse der Ulna sowie den Carpalia (Handwurzelknochen) das Handgelenk.[2, 1]

2.2.1 Innerer Knochenaufbau

Menschliches Knochengewebe ist nach dem Prinzip der Leichtbauweise gestaltet. In Relation gesehen schwere Materialien wie etwa Kalzium werden nur in jenem Ausmaß eingesetzt, als sie eine dem Körpergewicht entsprechende Stabilität gewährleisten.

Die Corticalis (Rindenschicht), bestehend aus Lamellen mineralisierter Kollagenfasern, bildet die äußerste dichte Knochenschicht. An Stellen großer Belastung wie etwa dem Radiuschaft kann diese Schicht mehrere Millimeter dick werden und wird dann als Compacta bezeichnet. Die Epiphysen und Ansätze des Radiuschafts sind gefüllt mit einer schwammartigen porösen Struktur aus Lamellenbruchstücken, der Spongiosa (Bälkchensubstanz). Im Radiuschaft befindet sich die Markhöhle, welche ebenso wie der Zwischenraumbereich der Spongiosa mit Knochenmark gefüllt ist.

2.2.2 Bewegungsabläufe

Die entgegengesetzte Struktur der Epiphysen von Radius und Ulna ermöglicht verschiedene Bewegungsabläufe, welche in Abbildung 3 dargestellt sind.

Im Falle einer Radiusfraktur kann eine ungenügende Fixierung der Knochenfragmente während der Heilung zu einer Einschränkung der Beweglichkeit führen.

2.2.3 Fraktur des Radius

Im Rahmen dieser Arbeit wird die distale Radiusfraktur behandelt, welche umgangssprachlich auch als 'Handgelenksbruch' bezeichnet wird. Mit einem Anteil von bis zu 25% aller Knochenbrüche ist dies die häufigste Fraktur des menschlichen Skeletts. [3] Eine Häufung derartiger Frakturen ist statistisch bei zwei Bevölkerungsgruppen anzutreffen. [31]

Die eine Risikogruppe stellen jüngere Personen im Alter von etwa 9 bis 18 Jahren dar, wobei die distale Radiusfraktur oft im Rahmen eines Hochrasanztraumas auftritt. Typische Situationen sind etwa Stürze bei diversen Sportarten. Bei dem reflexartigen Versuch den Sturz mit gestreckten Armen abzufangen, kann die Belastungsgrenze des Knochenmaterials überschritten werden und die beschriebene Fraktur entstehen.[21, 20]

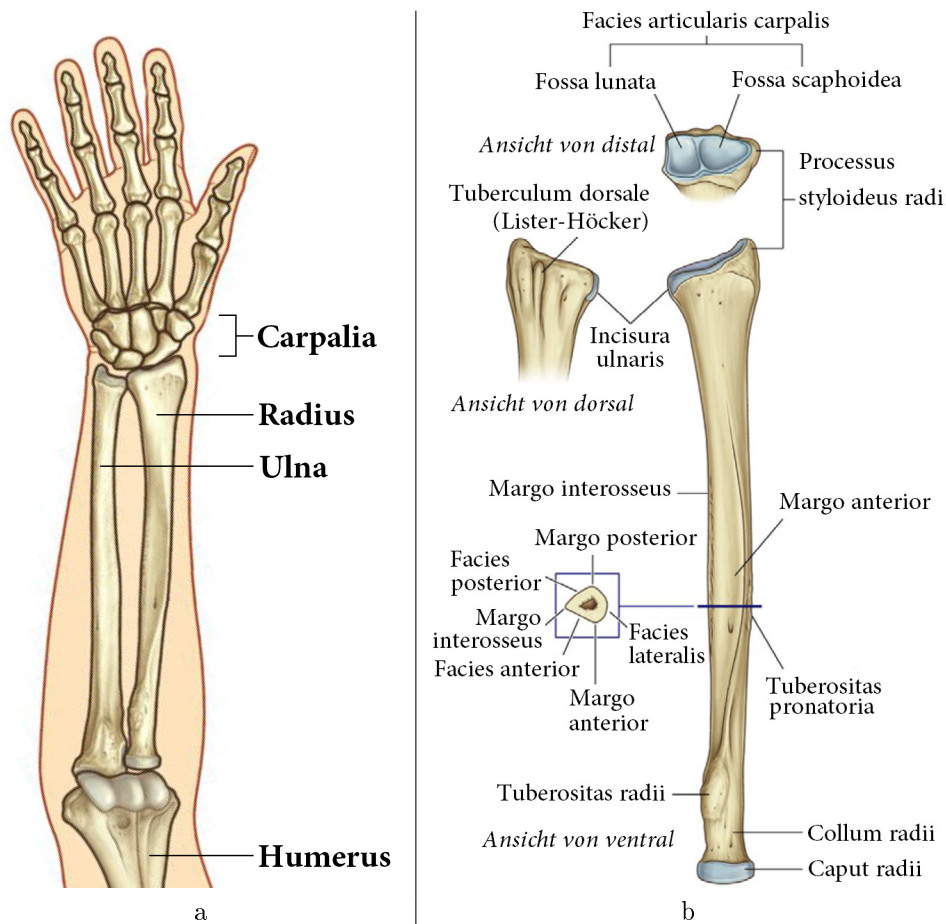


Abbildung 2: a) Anatomie des Unterarms, b) Überblick über die Struktur des Radius und insbesondere der distalen Radiusepiphysee

Ältere, insbesondere menopausale Frauen ab ca. 50 Jahren stellen die zweite Risikogruppe dar. Neben Hochrasanztraumata sind bei dieser Gruppe auch Traumata mit geringer Krafteinwirkung, wie beispielsweise der Sturz aus dem Stand kausal für die distale Radiusfraktur.[23, 24, 22]

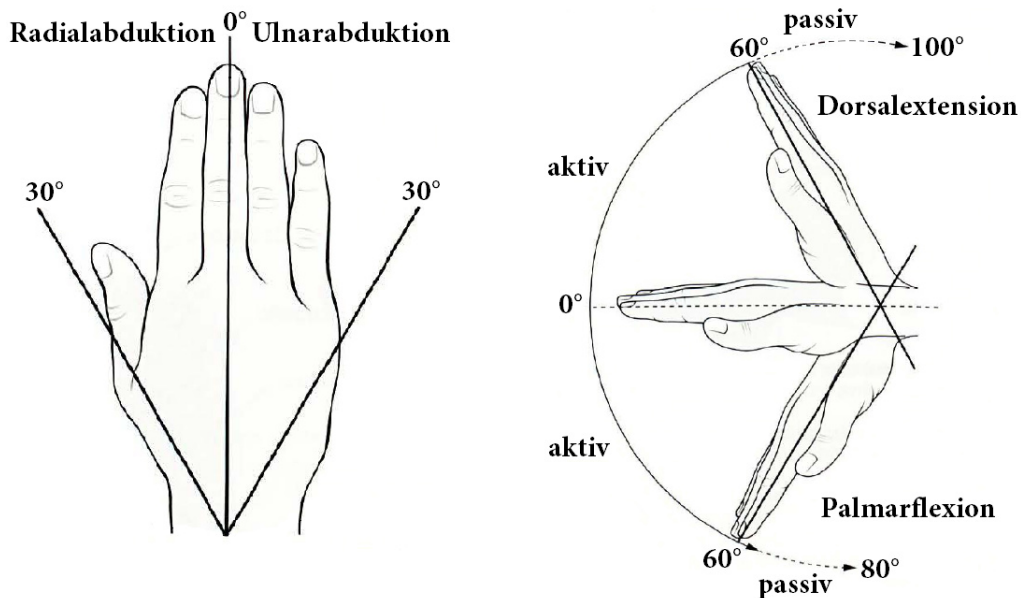


Abbildung 3: Bewegungsabläufe mit Beteiligung des Radius

2.2.3.1 Pathomechanismus

Allgemein wird zwischen zwei typischen Sturzformen unterschieden, welche eine distale Radiusfraktur zur Folge haben können:

- Colles-Fraktur (Radiusextensionsfraktur)
- Smith-Fraktur (Radiusflexionsfraktur)

1814 beschrieb Abraham Colles erstmals eine charakteristische Form der Radiusfraktur, welche als *Fractura radii loco typico*, Colles-Fraktur oder auch klassische Radiusfraktur bezeichnet wird und bei 90% aller distalen Radiusfrakturen vorliegt. [1, 4, 31, 32] Diese Fraktur entsteht bei einem Sturz auf die extendierte (vorgestreckte) Hand, wobei der ventrale Unterarm ausgehend von den Carpalia einen Winkel von ca. 40° - 90° mit der Horizontalen einschließt. Bei höheren Winkeln treten zumeist Frakturen der Carpalia, bei niedrigeren Winkeln Frakturen im Bereich des Ellenbogengelenks auf.

Robert Smith beschrieb 1854 eine weitere, seltenere Form der distalen Radiusfraktur, welche in 10% aller Fälle auftritt. [19] Die sogenannte Smith-Fraktur entsteht bei einem Sturz auf die flektierte (gebeugte) Hand.

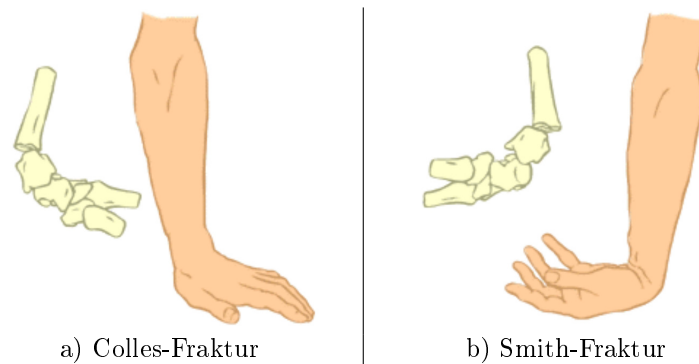


Abbildung 4:

2.2.3.2 AO - Klassifikation

Die in Kapitel 2.2.3.1 getroffene Einteilung bezüglich der Sturzform ist zwar als Klassifikation verwendbar, aus therapeutischer Sicht allerdings nicht zweckmäßig, da keinerlei Informationen über die Beschaffenheit des Bruches enthalten sind.

Bedingt durch die Häufigkeit distaler Radiusfrakturen existieren diverse Klassifikationen. Um eine Einordnung der in dieser Arbeit behandelten Fraktur zu ermöglichen, wird auf Grund ihrer großen Verbreitung exemplarisch auf die so genannte AO - Klassifikation eingegangen.

Die 1958 von 13 Ärzten, darunter Maurice E. Müller, gegründete Arbeitsgemeinschaft Osteosynthese (AO) veröffentlichte 1990 eine Klassifikation für Frakturen von Röhrenknochen. Diese sogenannte Müller - oder AO - Klassifikation besteht aus einem fünfstelligen alphanumerischen Code der Form XX-AX.X (X = Zahl, A = Buchstabe), wodurch sowohl die Lokalisation als auch der Schweregrad der Fraktur beschrieben werden können. In Abbildung 5 ist das grundlegende Schema der Klassifikation dargestellt. [25, 26, 17, 14]

Die erste Zahl gibt Auskunft darüber, welcher Knochen betroffen ist, wobei folgende Nummerierung Verwendung findet: 1 - Humerus, 2 - Radius/ Ulna, 3 - Femur (Oberschenkelknochen) und 4 - Tibia (Schienbein)/ Fibula (Wadenbein).

Die zweite Zahl spezifiziert das entsprechende Segment des jeweiligen Knochens. Es wird zwischen den Bereichen 1 - proximal, 2 - diaphysär (Knochenschaft ist betroffen) und 3 - distal unterschieden. Im Falle einer Fraktur von Femur, Tibia oder Fibula wird zusätzlich der Bereich 4 unterschieden, welcher im Fall des Femur die Patella (Kniescheibe) beziehungsweise bei Tibia oder Fibula den Malleolus (Knöchel) kennzeichnet. Abbildung 6 illustriert die Lokalisation der Fraktur anhand der ersten beiden Ziffern der AO - Klassifikation.

Der Buchstabe an dritter Stelle des alphanumerischen Codes, gibt Aufschluss über den Typ sowie die Komplexität der Fraktur. Bei einer Fraktur im Bereich einer Epiphyse wird folgende Nomenklatur verwendet: A - extraartikulär (ohne Beteiligung der Gelenksoberfläche), B - partiell intraartikulär (teilweise Beteiligung der Gelenksoberfläche), C - vollständig intraartikulär (massive Fragmentierung der Gelenksoberfläche).

An vorletzter Stelle der AO - Klassifikation gibt eine Zahl die sogenannte 'Gruppe' der Fraktur an. Diese Zahl spezifiziert die Schwere der Komplexität des Bruches genauer: 1 - leicht, 2 - mittel, 3 - schwer. Abbildung 7 zeigt verschiedene Typen der distalen Radiusfraktur sowie deren unterschiedliche Gruppen.

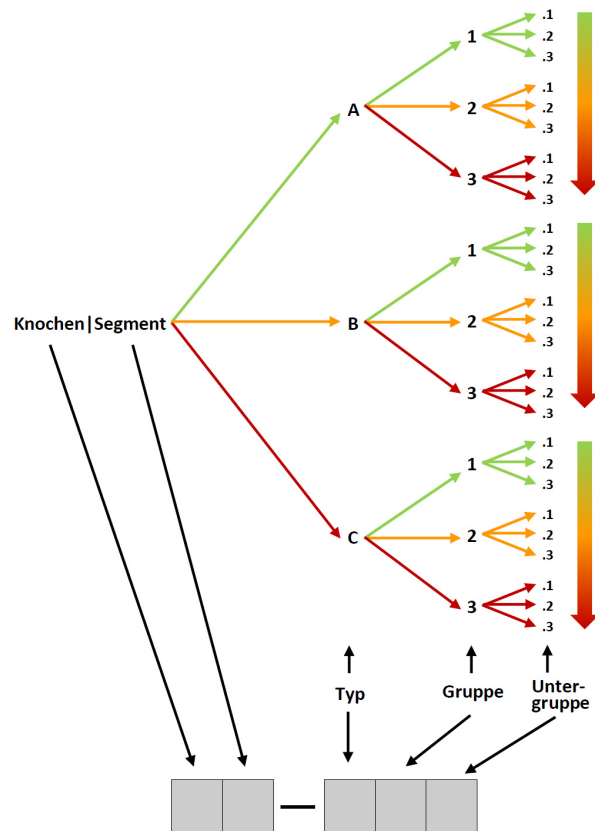


Abbildung 5: Schema der AO - Klassifikation

Die letzte Ziffer, welche die 'Untergruppe' der Fraktur definiert und eine noch genauere Abstufung des Schweregrads ermöglicht, ist häufig nur von akademischen Interesse und findet in der klinischen Praxis kaum Anwendung. Aus diesem Grund wird auch im Rahmen dieser Arbeit die letzte Stelle nicht angegeben.

Die in dieser Arbeit untersuchte Fraktur wird als 23-C1 klassifiziert.

2.2.3.3 Therapie

Die passende klinische Versorgung einer Fraktur wird anhand deren Klassifikation bestimmt. Ziel ist die möglichst exakte Reposition der Frakturfragmente um die anatomische Funktion des Handgelenks zu erhalten. Ausschlaggebend für eine erfolgreiche Heilung sind zwei Parameter. Zum einen muss die korrekte Länge des Radius erhalten bleiben. Weiters muss das Auftreten einer artikulären Inkongruenz (Fehlstellung des distalen Radiusgelenks) verhindert werden. [30] Im Falle einer Fraktur des Typs 23-C1 ist die Plattenosteosynthese die anerkannte Standardtherapie. [28, 29]

Zu diesem Zweck werden Implantate (speziell für diesen Zweck angefertigte aus Titan bestehende Platten) mittels Schrauben mit den zuvor repositionierten Knochenfragmenten verbunden. Während der etwa 6-wöchigen Heilungsphase erhält das System aus Schrauben und Implantat ide-

alerweise die korrekte Position der Bruchstücke aufrecht.

2.2.3.4 Knochenheilung

Eine entsprechende Fixierung und Repositionierung der Fragmente vorausgesetzt, setzt ein als 'primäre Knochenheilung' bekannter Prozess ein.

An der Oberfläche der Frakturfragmente bilden sich Osteone, welche aus zentral gelegenen Blutgefäßen, umgeben von Knochenlamellen bestehen. Bei einer Entfernung benachbarter Fragmentoberflächen von weniger als ca. 300 µm und einer ausreichenden Fixierung, können sich die Osteone der Fragmente miteinander verbinden. Diese Verbindung ist nicht sehr stabil gegenüber mechanischen Belastungen, weshalb der Fixierung durch Implantate in diesem Heilungsstadium große Bedeutung zukommt. Im Laufe einiger Wochen wird die von den Osteonen gebildete Knochensubstanz durch Osteoklasten abgebaut und anschließend von Osteoblasten durch stabileres Knochengewebe ersetzt. Dieser Vorgang, in dessen Rahmen laufend Knochengewebe vom Körper neu gebildet beziehungsweise ersetzt wird, wird als Knochengeweberemodellierung bezeichnet und dient neben der Knochenheilung sowohl der Anpassung an Belastungsveränderungen als auch der Vorbeugung von Materialermüdung.

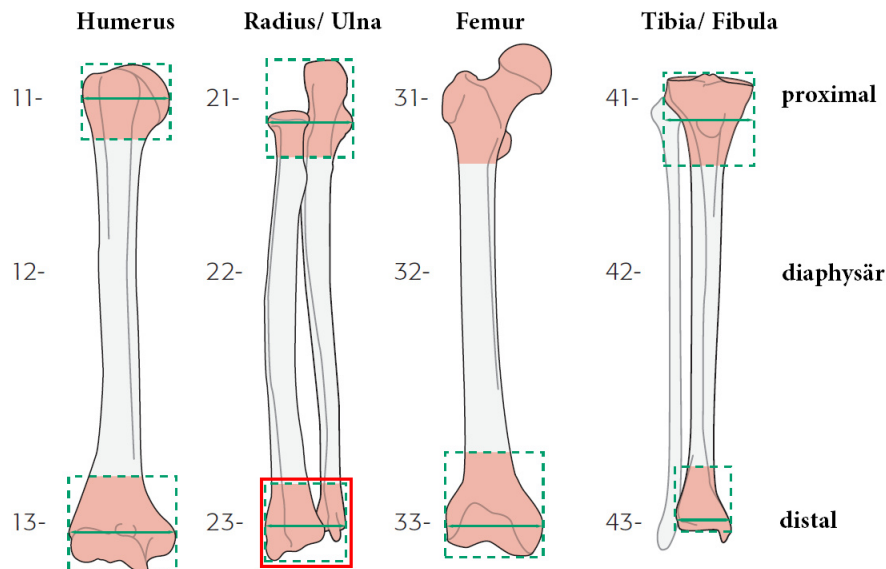


Abbildung 6: Lokalisation der Fraktur anhand der ersten beiden Ziffern der AO - Klassifikation. Im rot umrandeten Bereich tritt die in dieser Arbeit behandelte Fraktur auf.

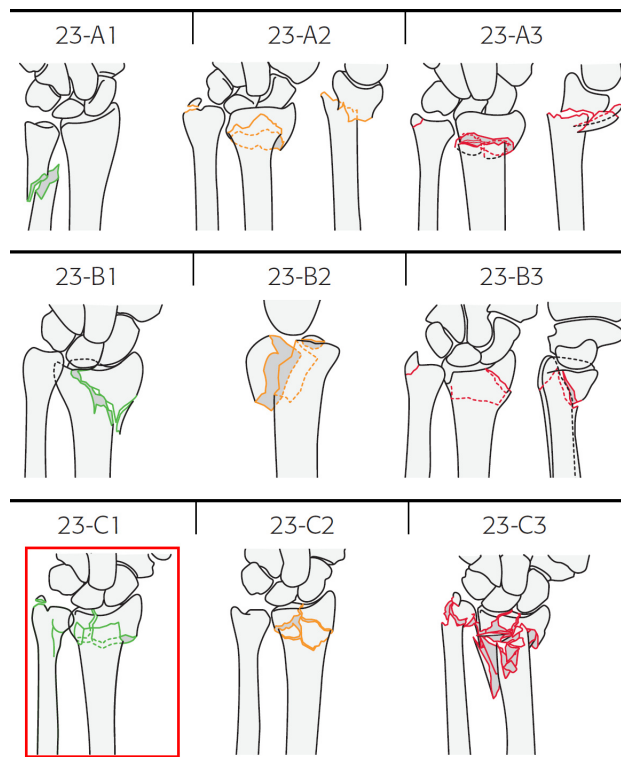


Abbildung 7: Typen und Gruppe der distalen Radiusfraktur - die in dieser Arbeit behandelte Fraktur ist rot umrandet.

3 Physikalische Grundlagen

In diesem Kapitel werden jene physikalischen Größen angeführt, welche im Rahmen der Versuche und Auswertungen von Bedeutung sind.

3.1 Klassifikation von Festkörpern

Eine Möglichkeit, Stoffe festkörperphysikalisch einzuteilen, ist die Klassifikation gemäß deren Verhalten bei Krafteinwirkung. Es wird zwischen Elastomeren sowie spröden und duktilen Festkörpern unterschieden. Die Einteilung der unterschiedlichen Festkörperarten erfolgt anhand der Dehnung bei Auftreten einer mechanischen Spannung. [18]

Spröde Materialien wie beispielsweise Glas zeigen ein lineares elastisches Verhalten, wobei selbst bei hohen Spannungen nur eine geringfügige Dehnung, typischer Weise im Bereich von weit unter 1% der ursprünglichen Größe, auftritt bevor es zum Bruch kommt.

Elastomere weisen eine hohe ausschließlich elastische nicht-lineare Verformung von bis zu 100% der ursprünglichen Größe auf. Die Verformbarkeit nimmt kurz vor dem Bruch sprunghaft ab.

Duktile Festkörper, denen die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Proben bezüglich ihrer mechanischen Eigenschaften zugeordnet werden können, sind durch das in Abbildung 8 gezeigte Spannungs-Dehnungs Diagramm charakterisiert. Bis zu einer bestimmten Belastung (Proportionalitätsgrenze) treten rein elastische Verformungen auf. Wird ein duktiler Festkörper darüber hinaus belastet, kommt es zu einer plastischen Deformation. Wird die maximale Belastung (Streckgrenze) überschritten, verursacht bereits eine geringere Spannung eine weitere Verformung im sogenannten Fließbereich. Wird die Spannung aufrecht erhalten, kommt es zum Bruch.

Diese Klassifikation ist streng genommen nur für kristalline Festkörper zutreffend. Die bei den Versuchen verwendeten Proben erfüllen diese Bedingung allerdings nicht, da sie ein System aus verschiedenen mechanisch verbundenen Festkörpern bilden. Doch trotz der Zusammensetzung der Proben zeigen diese ähnliche mechanische Eigenschaften.

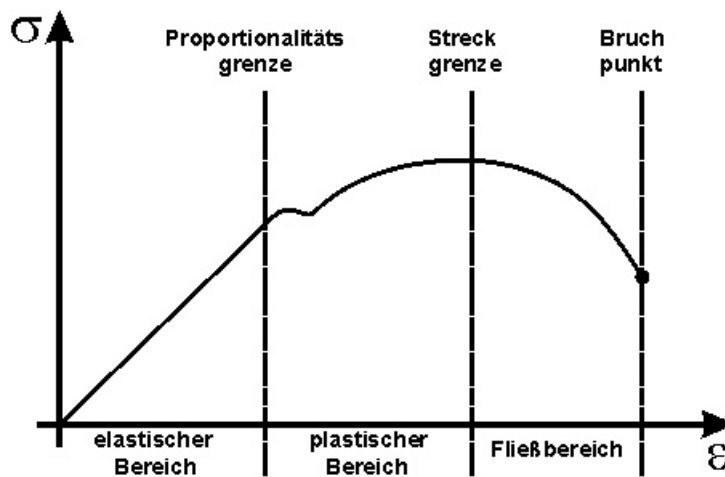


Abbildung 8: Spannungs-Dehnungs Diagramm eines duktilen Körpers

3.2 Elastische Deformation

Bei Einwirkung einer physikalischen Kraft tritt bei Festkörpern eine Deformation auf. Verschwindet diese nach der Entlastung wieder, so liegt eine elastische Deformation vor. Bei einem duktilen Festkörper ist diese Verformung in einer Geometrieänderung der interatomaren Bindungen begründet. Die durch die Krafteinwirkung verursachte Deformation führt zu einer Erhöhung der Bindungsenergie. Wird der Festkörper entlastet, wird die ursprüngliche Bindungsgeometrie wiederhergestellt, wobei die zusätzliche Bindungsenergie freigegeben wird. [18]

3.3 Plastische Deformation

Eine Belastung über den Proportionalitätsbereich hinaus, führt zu einer plastischen Deformation von Festkörpern. Auch nach erfolgter Entlastung bleibt eine Deformation erhalten. Die Kraft, ab welcher plastische Deformationen auftreten, ist von diversen Materialeigenschaften wie etwa der Verformungsgeschwindigkeit, der Temperatur oder dem Materialgefüge abhängig. Ursächlich sind Wanderungen von Versetzungen, der Einbau von Defekten und weitere Änderungen der Mikrostruktur des Festkörpers. Ab einer bestimmten Deformation sind diese Materialänderungen energetisch günstiger als die elastische Deformation.

Bei dem untersuchten System aus Knochen und Implantat treten weitere Effekte auf, die zu einer plastischen Deformation führen. So angulieren (Bewegung bei Belastung) beispielsweise die Schrauben durch die zyklische Belastung. Dies führt zu einer Komprimierung des gesamten Systems.

3.4 Steifigkeit

Die Steifigkeit wird verwendet, um die Fähigkeit der Implantate, die Frakturfragmente an der korrekten Position und in der richtigen Lage während der Heilungsdauer zu fixieren, qualitativ zu erfassen. So ist beispielsweise die alleinige Angabe der entstehenden Deformation ohne die dabei auf die Probe einwirkende Kraft ungenügend, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten. Die Steifigkeit verknüpft die einwirkende Kraft mit der dabei auftretenden Deformation zu einer Kenngröße. Diese ermöglicht beispielsweise einen einfacheren Vergleich mehrerer Messungen mit unterschiedlichen Parametern (Material, Kraft).

Per Definition ist die Steifigkeit das Produkt eines Werkstoffterms (beispielsweise Schub- oder Elastizitätsmodul) und eines Geometrieterms. Je nach Form der Belastung unterscheidet man unter anderem zwischen Dehn-, Biege-, und Torsionssteifigkeit. Zu beachten ist, dass die Steifigkeit eine Eigenschaft des Querschnitts ist.

In der vorliegenden Arbeit ist die gemäß Formel 1 definierte Dehnsteifigkeit sowie der in Formel 3 dargestellte Zusammenhang mit der Dehnung von Interesse.

$$D = E \cdot A \tag{1}$$

$$\epsilon = \frac{F}{D} \tag{2}$$

D (Dehnsteifigkeit) [N], E (Elastizitätsmodul in Richtung der Krafteinwirkung) [$\frac{N}{m^2}$], A (Querschnittsfläche normal zur Krafteinwirkung ohne Berücksichtigung der Form) [m^2],
 ϵ (Dehnung) [1], F (Kraft) [N]

Es zeigt sich, dass eine Anwendung dieser Definition auf die Geometrie des distalen Radius auf Grund deren Variabilität problematisch ist. Ein ermittelter Wert wäre nur an genau einer Stelle gültig und könnte nicht durch Multiplikation mit der Probenlänge als Kenngröße für das gesamte Knochen-Implantat-System verwendet werden. Weiters würde die Einbeziehung der Probenlänge die Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten beeinträchtigen. Es ist daher sinnvoll, von der bestehenden Definition abzuweichen und eine Kenngröße zu wählen, die ausschließlich die Verformung in Bezug zur einwirkenden Kraft setzt. In Übereinstimmung mit anderen Publikationen wird der in Formel 3 angeführte Term im weiteren Verlauf dieser Arbeit als Steifigkeit bezeichnet. [15, 7]

$$S = \frac{F}{\Delta L} \quad (3)$$

S (Steifigkeit) [$\frac{N}{m}$], ΔL (absolute Längenänderung unter Krafteinwirkung) [m]

Diese Definition erweist sich bezüglich der Einheit äquivalent zur Federkonstante. Da die Federkonstante allerdings nur bei gleichbleibendem Querschnitt Gültigkeit besitzt, darf die dergestalt definierte Steifigkeit nicht damit verglichen werden. Sie muss als rein zweckmäßig gewählte Größe betrachtet werden, welche nur herangezogen wird, um qualitative Aussagen über das Knochen-Implantat-System zu ermöglichen.

4 Proben

Sämtliche Proben wurden von der Firma Hofer[®] zur Verfügung gestellt. In diesem Kapitel werden die Bestandteile dieser Proben erläutert. Weiters erfolgt eine Vorstellung der verwendeten Probentypen.

4.1 Knochenmaterial

Bei sämtlichen Proben kommen Kunstknochen der Firma Sawbones[®] zum Einsatz. Die Kunstknochen entsprechen in ihrer Form dem linken Radius des Menschen.

4.1.1 Typ 1018

Die erste Versuchsreihe ist mit dem Knochentyp '1018 - Large Left Radius' ausgestattet. Dieser Typ ist 26 cm lang und besteht gänzlich aus kompaktem Schaum. Im Inneren simuliert ein hohler Kanal mit einem Querschnitt von 5,5 mm die Markhöhle. [8]

4.1.2 Typ 1027

Bei der zweiten Versuchsreihe kommt der Typ '1027 - Large Left Radius' zur Anwendung. Dieser Typ weist eine Länge von 26 cm auf. Eine Hülle aus kompaktem Schaum umgibt eine Füllung aus Schaum mit poröser Struktur. Weiters befindet sich ein Kanal mit einem Durchmesser von 5,5 mm im Inneren. Dieser Aufbau ist dem menschlichen Knochen bestehend aus Corticalis, Spongiosa und Markhöhle nachempfunden. [8]

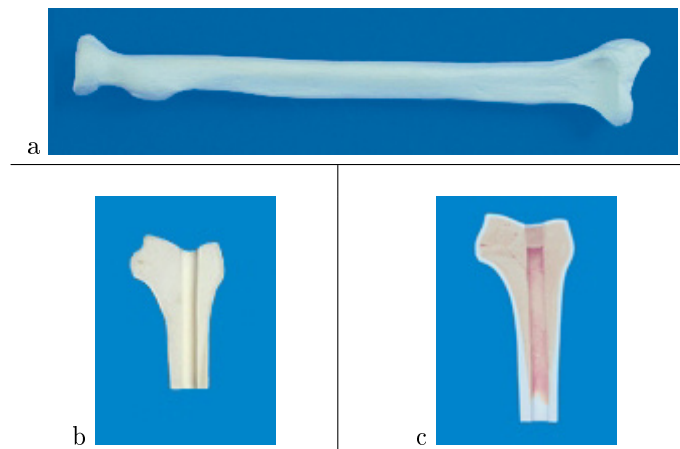


Abbildung 9: a) Sawbones[®] - Large Left Radius, b) Typ 1018 - kompakter Schaum mit Kanal, c) Typ 1027 - Schaum mit kortikaler Hülle und Kanal

4.2 Implantat

Bei beiden Versuchsreihen werden Implantate der Firma Hofer[®] mit der Bezeichnung 'HRS M3 - Radiusplatte palmar ws vv' eingesetzt. [9] Diese bestehen wie auch sämtliche verwendeten Schrauben

aus Titan und weisen eine Plattenstärke von 2 mm auf. Zur Fixierung des Implantats stehen 9 Löcher im Kopf- sowie 3 Löcher im Schaftbereich zur Verfügung. Bei allen Implantaten sind die drei Löcher im Schaft sowie die oberste, 4 Löcher umfassende, Reihe im Kopfbereich mit Kortikalschrauben versehen. Die unterste Reihe im Schaftbereich mit 2 Löchern ist nur bei der Hälfte der Implantate jeder Versuchsreihe bestückt. Genauerem Aufschluss über die Verschraubung gibt Abbildung 10.

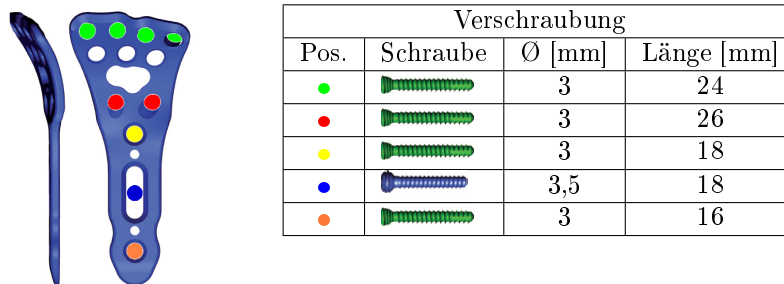


Abbildung 10: Hofer[®] HRS M3 - Radiusplatte palmar ws vv und die zur Anwendung kommende Verschraubung

4.3 Fraktur

Abbildung 11 zeigt die idealisierte distale transversale Fraktur sowie die intraartikuläre distale longitudinale Fraktur, welche im Rahmen dieser Arbeit untersucht werden. Die transversale Fraktur ist keilförmig ausgeführt. Würde die Fraktur realitätsnäher, beispielsweise in Form eines glatten Schnittes, ausgeführt, würde eine distale Krafteinwirkung zumindest teilweise auch über den Kunstknochen abgeleitet werden. Da aber der Knochen während der Heilungsphase keine Stützfunktion übernimmt, muss die Krafteinwirkung ausschließlich vom Implantat getragen werden. Die gewählte Form der transversalen Fraktur stellt sicher, dass bei den Versuchen die Krafteinwirkung nur auf das Implantat erfolgt und keine störenden Effekte durch den Kunstknochen in die Messungen einfließen.

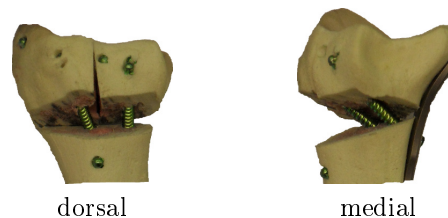


Abbildung 11: Distale transversale und intraartikuläre distale longitudinale Fraktur

4.4 Probenpräparation

Die für die Versuche benötigten Proben bestehen aus mehreren Einzelkomponenten, welche unter Berücksichtigung der Versuchsdurchführung und der zu messenden Parameter zu einem funktionellen System zusammengefügt werden.

Die verwendeten Kunstknochen stellen ein idealisiertes 1:1 Modell des menschlichen Radius dar. Um die Handhabung und Einspannung der Proben bei den Versuchen zu optimieren, werden die Knochen je nach Versuchsreihe an geeigneter Stelle mittels eines horizontalen Schnittes gekürzt. Das Implantat wird palmar am distalen Radiusende platziert und mit Schrauben in vorgebohrten Löchern fixiert. Nach der Applikation des Implantats werden die idealisierte distale transversale sowie die intraartikuläre distale longitudinale Fraktur erzeugt. Der präparierte Knochen wird unter Verwendung eines 4 cm durchmessenden Kunststoffrohrs mittels eines schnell härtenden Zwei-Komponenten-Injektionsmörtels ca. 6 cm hoch einzementiert. Ein Dorn, fixiert auf einer kreisförmigen Metallplatte mit dem Innendurchmesser des Rohrs, bildet den unteren Abschluss. Der mittige Dorn ragt in den Kanal des Kunstknochens hinein wodurch dessen vertikale Ausrichtung während der Aushärtung erhalten bleibt.

4.5 Probentypen

Insgesamt wurden 4 verschiedene Probentypen zusammengefasst in zwei Versuchsreihen getestet. Die Benennung der Proben erfolgt nach dem Schema PxSy-z.

Der Buchstabe x bezeichnet die Versuchsreihe, wobei 1 für die erste und 3 für die zweite Versuchsreihe steht. y gibt Auskunft über die Verschraubung. Mit der Nummer 1 versehene Proben weisen keine zusätzlichen Stützschrauben in den distalen Segmenten auf, wohingegen Proben mit der Nummer 2 über diese verfügen. z ist eine fortlaufende Nummerierung und dient zur Unterscheidung individueller Proben.

4.5.1 P1S1 und P1S2

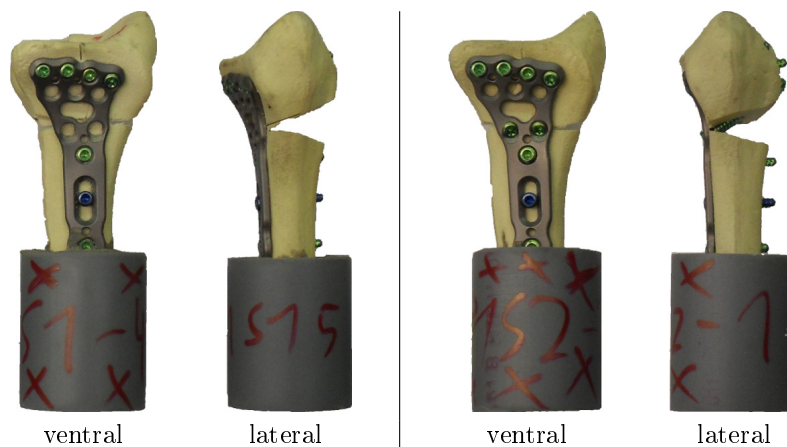


Figure 12: P1S1 (links) und P1S2 (rechts)

Abbildung 12 zeigt die beiden Probentypen, die bei der ersten Versuchsreihe Verwendung finden. Als Knochenmaterial kommt der Typ Sawbones[®] 1018 zur Anwendung. Da sich bei ersten Tests herausstellte, dass diese Proben eine sehr geringe Steifigkeit aufweisen, sind sie im Bereich des proximalen Implantatendes einzementiert.

4.5.2 P3S1 und P3S2

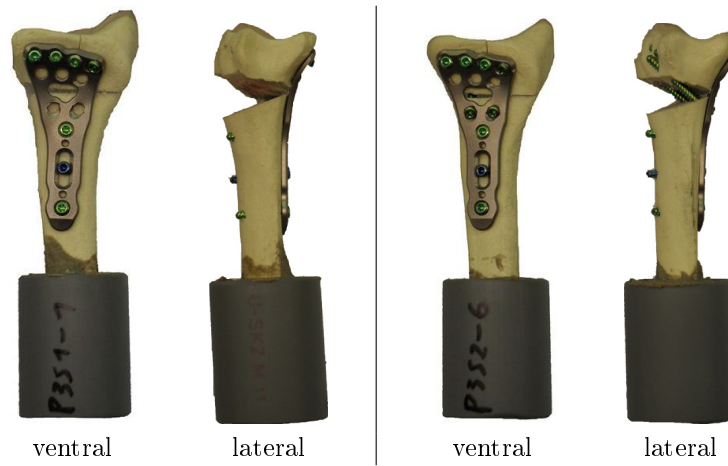


Abbildung 13: P3S1 (links) und P3S2 (rechts)

Bei den in Abbildung 13 dargestellten Proben kommt ein anderes Knochenmaterial - Sawbones[®] Typ 1027 - zum Einsatz. Im Vergleich zu den Proben der ersten Versuchsreihe ist der Knochenschaft länger. Dadurch liegt der einzementierte Probenbereich nicht mehr unmittelbar unterhalb des proximalen Implantatendes. Die Fraktur ist weiter in Richtung des distalen Knochenendes verschoben und soll eine noch realistischere Situation darstellen als dies bei der ersten Versuchsreihe der Fall ist.

5 Versuchsdurchführung

Dieses Kapitel beinhaltet neben einer Erläuterung des Versuchsprinzips die Beschreibung jener Geräte, welche bei der experimentellen Versuchsdurchführung verwendet werden. Darüber hinaus wird der Ablauf der Versuche beschrieben.

5.1 Versuchsprinzip

Im Rahmen der Experimente, die im Verlauf der vorliegenden Arbeit durchgeführt werden, werden die physikalischen Eigenschaften der Proben bei mechanischer Krafteinwirkung getestet. Ziel der Versuche ist es, die Belastungen zu simulieren, welche während einer sechswöchigen Heilungsphase bei distalen Radiusfrakturen auftreten, und die dabei entstehenden Deformationen der Frakturfragmente zu messen.

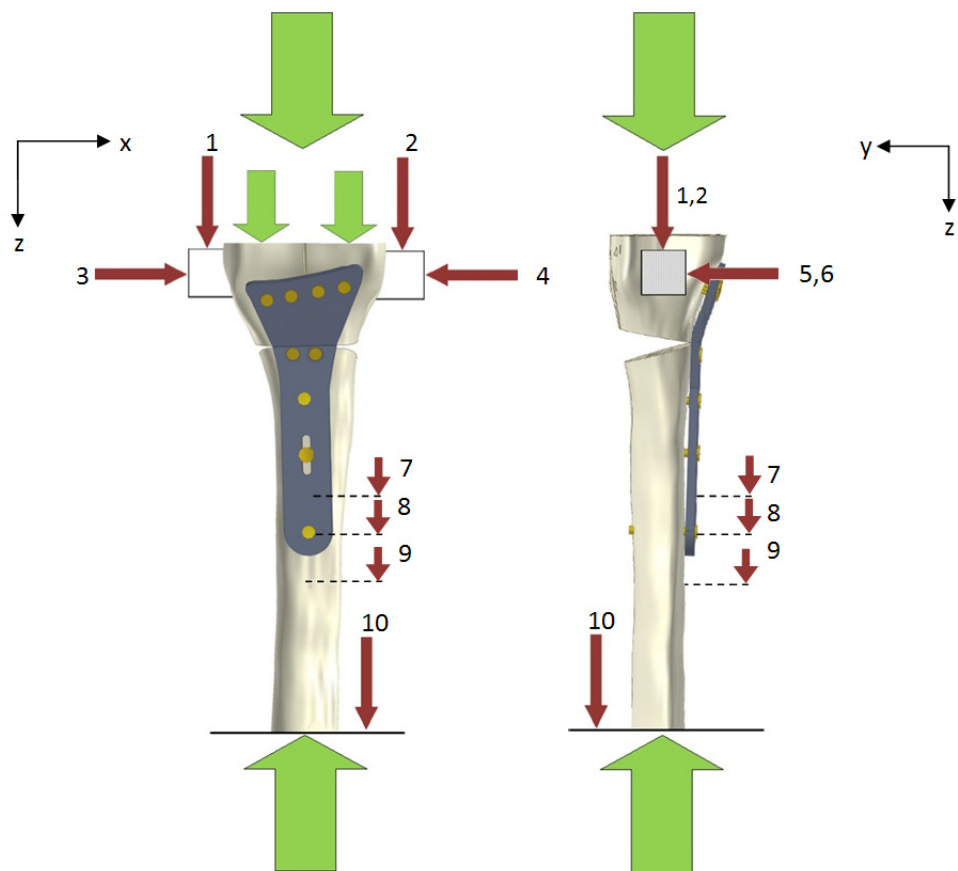


Abbildung 14: Schematische Darstellung der Versuchsanordnung [7]

Um die Belastungen während der Heilungsphase aus medizinischer Sicht möglichst realistisch zu gestalten, wird ein sinusförmiger Verlauf der Krafteinwirkung gewählt. [7] Die Kräfte, welche

bei den 2 Versuchsreihen zur Anwendung kommen, sind in Kapitel 5.5 angegeben. Die gewählten Kräfte müssen nicht nur groß genug sein, um die bereits erwähnten in der Heilungsphase auftretenden Kräfte in einem kürzeren Intervall zu simulieren, sondern auch so gewählt werden, dass signifikante Messungen erfolgen können. Hierbei muss unter anderem der physikalischen Struktur der Proben Rechenschaft getragen werden. Zu geringe Werte würden keine aussagekräftigen Resultate liefern. Eine zu große Krafteinwirkung hätte die vorzeitige Zerstörung der Proben zur Folge. Um die Vergleichbarkeit mit parallel laufenden und vorangegangenen Studien zu gewährleisten, wird eine Belastung mit 2000 Zyklen gewählt. Von den Idealwerten mit einer Mittellast sowie einer Amplitude von 400N musste je nach Versuchsreihe in Abhängigkeit der Widerstandsfähigkeit des Knochenmaterials abgewichen werden. In Bezug auf die Aussagekraft der Resultate ist dies allerdings unproblematisch, da im vorliegenden Fall lediglich die Unterschiede der physikalischen Parameter bedingt durch die Verschraubungen ausschlaggebend sind.

Abbildung 14 zeigt schematisch die Versuchsanordnung. Als Koordinatensystem wird ein Rechtssystem verwendet. Die Orientierung der positiven Achsenrichtungen ist jeweils neben den entsprechenden Abbildungen der Proben zu sehen. Alle Größen, welche in z - Richtung liegen, werden nachfolgend als axial bezeichnet, Größen in x-Richtung sind mit dem Präfix Quer- versehen und Größen in y-Richtung werden als radial bezeichnet.

Grüne Pfeile symbolisieren die Krafteinwirkung. Mittels der in Kapitel 5.2 verwendeten Prüfmaschine wird von distal eine zyklische sinusförmige Kraft eingeleitet. Diese wirkt zunächst unmittelbar auf die beiden distalen Frakturfragmente. Über die Schrauben wird die Kraft auf das Implantat übertragen. Von dort erfolgt eine Weiterleitung auf den proximalen Frakturteil und dessen Einspannung. Die dadurch entstehende Kraft, welche den Knochen fixiert, ist unterhalb des proximalen Frakturteils dargestellt.

Von Interesse ist nun das Verhalten der Proben bei einer zyklischen Belastung. Um Aussagen über die entstehenden Deformationen treffen zu können, werden an charakteristischen Stellen Sensoren angebracht, die in Abbildung 14 durch nummerierte rote Pfeile dargestellt werden. In der ventralen Ansicht ist nicht nur die longitudinale Fraktur, sondern auch die Aufteilung der einwirkenden Kraft auf die beiden distalen Fragmente ersichtlich. Die Belastung führt hier zu einer Vergrößerung des longitudinalen Frakturspaltes, welche von den Sensoren 3 und 4 erfasst wird. Die einwirkende Kraft führt weiters zu einer Komprimierung der gesamten Probe und damit einhergehend zu einer Verschiebung der distalen Fragmente nach proximal. Dieses Verhalten wird mittels der Sensoren 1 und 2 erfasst. Außerdem erfolgt unabhängig von diesen Sensoren die vertikale Positionsbestimmung des Prüfzylinders, symbolisiert durch den roten Pfeil mit der Nummer 10. Diese Daten können zur Kontrolle und als Ersatz der Daten der Sensoren 1 und 2 eingesetzt werden. Die Sensoren 5 und 6 erfassen radiale Bewegungen und ermöglichen gemeinsam mit den Messwerten der Sensoren 1 und 2 die Berechnung der Verkipfung. Bei den Proben der zweiten Versuchsreihe kommt zusätzlich die Methode der Videoextensometrie zur Anwendung. Hierbei erfasst eine Videokamera die Bewegungen von Markierungen, welche auf der Probe angebracht sind. Die Markierung 7 und 8 sind direkt auf dem Implantat angebracht, die Markierung 9 unterhalb des Implantats. Die Bewegungen der Markierungen geben Aufschluss über die Dynamik des Knochenmaterials.

Die im Folgenden als Rohdaten bezeichneten Messwerte, die durch sämtliche Sensoren aufgezeichnet werden, werden mittels einer für diesen Zweck erstellten Software aufbereitet. Die Vorgehensweise bei der Berechnung der einzelnen Kenngrößen wird in Kapitel 6 erläutert.

5.2 Prüfsystem

Bei den zyklischen Belastungstests kommt eine servopneumatische 2-Säulen-Tischprüfmaschine der Firma Dyna-Mess[®] zum Einsatz. [13] Der vertikal entlang der Säulen variabel positionierbare Prüfzylinder verfügt über einen Hub von insgesamt 100 mm und kann eine maximale Prüfkraft von 2,5 kN erzeugen.

Die Druckluftversorgung erfolgt mittels eines Kolbenkompressors des Herstellers AGRE[®] vom Typ Twister 4800. [33] Dieser Kompressor ist mit einem 200 l fassenden Behälter ausgestattet und verfügt über ein Hubvolumen von 655 l/min und einen zulässigen Höchstdruck von 10 bar.

Die Bedienung der Prüfmaschine erfolgt unter Verwendung eines auf Windows[®] basierenden PCs mittels der von Dyna-Mess[®] entwickelten Software Dyna-TCC[®]. Über eine Schnittstellenkarte ist der PC mit einer Steuereinheit verbunden. Zusätzlich ist auch eine Handsteuerung mit der Steuereinheit verbunden, um den manuell bewegen zu Prüfzylinder können. Abbildung 15 zeigt das gesamte Prüfsystem.

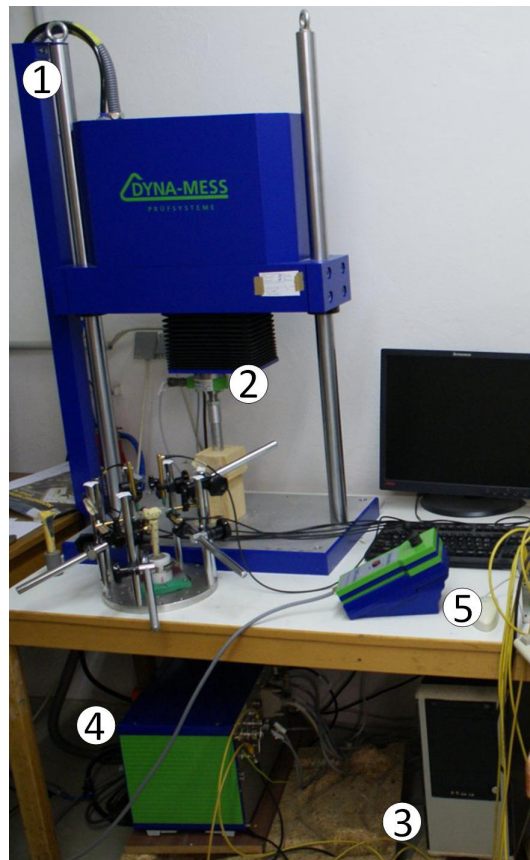


Abbildung 15: Prüfsystem: Prüfrahen (1), Prüfzylinder (2), PC mit Dyna-TCC[®] Software (3), Steuereinheit (4), Handsteuerung (5)

5.3 Messtechnik

Die quantitative Erfassung der Deformationen der untersuchten Proben bei Belastung erfolgt durch zwei Systeme.

5.3.1 Induktive Wegaufnehmer

Bei allen Proben werden die Deformationen der distalen Frakturfragmente mittels induktiver Wegaufnehmer aufgezeichnet. Pro Raumrichtung kommt bei beiden distalen Fragmenten je ein derartiger Sensor zum Einsatz.

Die Messspitzen der Wegaufnehmer sind gegen das restliche Gehäuse beweglich. Eine Veränderung deren Position resultiert in einer Spannungsänderung des Sensors, welche über ein BNC-Kabel zu einem Verstärker geleitet wird. Das verstärkte Signal wird einer Computerschnittstelle übermittelt und von einer Anwendung, welche unter Verwendung des Programms DasyLab[®] von National Instruments[®] erstellt wurde, weiterverarbeitet. Die verstärkte Spannung wird mit einer Abtastrate von 100Hz gemessen und die entsprechenden Werte aller angeschlossenen Sensoren mit einer fortlaufenden Zeitmarkierung in einer vorgegebenen Datei gespeichert. Vor dem eigentlichen Einsatz als Messsensor müssen die Wegaufnehmer kalibriert werden. Hierzu wird jeder Sensor in einer dafür vorgesehenen Einspannung fixiert. Anschließend wird die Lage der Messspitze um eine bestimmte Strecke verändert, wobei die Spannungsänderung aufgezeichnet wird. Da die Spannungsänderung linear mit der Wegänderung skaliert, kann auf einfache Weise ein Korrekturfaktor ermittelt werden. Sobald dieser Faktor für jeden Sensor bekannt und in der Anwendung gespeichert ist, wird die entsprechende Reskalierung automatisch durchgeführt und die aufgezeichneten Daten entsprechen ohne Umrechnung den tatsächlichen Wegänderungen der Wegaufnehmer.



Abbildung 16: Induktiver Wegaufnehmer

Zusätzlich wird auch die von der Prüfmaschine aufgewendete Kraft gemeinsam mit den Daten der induktiven Sensoren gespeichert. Dies ist problemlos möglich, da die Steuereinheit der Prüfmaschine eine der Kraft proportionale Spannung über einen BNC-Ausgang zur Verfügung stellt. Dieses Signal wird mittels der selben Schnittstelle, die auch zur Aufzeichnung der Daten der Wegaufnehmer verwendet wird, verarbeitet und kann auch nach dem gleichen Schema kalibriert werden. Der Vorteil dieser Methode besteht darin, dass somit die Daten der Wegaufnehmer und der Kraft direkt korreliert gespeichert werden und nicht erst bei der Datenaufbereitung synchronisiert werden müssen.

5.3.2 Videoextensometrie

Bei den Proben der zweiten Versuchsreihe verursacht die zyklische Belastung proximal insbesondere unterhalb des Implantats eine elastischen sowie eine plastischen Deformation des verwendeten Knochenmaterials. Bedingt durch die Anordnung der induktiven Sensoren können diese nicht zwischen der Deformation der distalen Frakturfragmente und des proximalen Probenteils unterscheiden.

Aus diesem Grund wird bei den Proben der zweiten Versuchsreihe zusätzliche die Methode der Videoextensometrie angewendet. Anhand dieser Daten ist es möglich im Rahmen der mathematischen Auswertung die gewünschte Deformation des distalen Probenbereiches zu isolieren.

Diese Vorgehensweise bietet gegenüber konventionellen Wegaufnehmern den Vorteil, dass kein direkter physischer Kontakt mit der Probe hergestellt werden muss. Dadurch ist es möglich, die Dynamik auch an Orten zu erfassen, die unter Verwendung herkömmlicher Sensoren nicht zugänglich wären. Anhand von Kontrollmarkierungen wird die vertikale Bewegung des Knochenmaterials im proximalen Probenenteil durch eine Kamera erfasst, welche über ein LabJack U6 Datenerfassungsmodul mit dem PC verbunden ist. Mittels einer Aufzeichnungssoftware, wird die Bewegung der Markierungen aufgezeichnet. Hierbei ist anzumerken, dass nur zweidimensionale Bewegungen in der Fokusebene der Kamera detektiert werden können. Aus diesem Grund muss die Kalibrierung des Videoextensometers bei jeder Probe erneut durchgeführt werden. Hierbei ist neben der korrekten manuellen Fokussierung der Kamera auch auf eine ausreichende Beleuchtung zu achten. Sind diese Parameter korrekt gewählt, erfolgt die eigentliche Kalibrierung mittels der Aufzeichnungssoftware. Außer den gewünschten Messpunkten sind zwei zusätzliche Kontrollpunkte mit einem definierten Abstand von einem Zentimeter auf jeder Probe befestigt. Diese Kontrollpunkte dienen dem System als Referenz, anhand der die absoluten Bewegungen der anderen Punkte berechnet werden.

Es muss angemerkt werden, dass dem Einsatz dieser Methode Grenzen gesetzt sind. Die gleichzeitige Erfassung, Auswertung und Speicherung der Kameradaten ist äußerst rechenintensiv. Aus diesem Grund kommt die Software auf einem zusätzlichen Rechner zum Einsatz. Weiters darf sich die Probe nicht aus der Fokusebene der Kamera und auch innerhalb dieser nur mit einer bestimmten Maximalgeschwindigkeit bewegen, da ansonsten die Erfassung der Markierungen verloren geht. Diesen Einschränkungen wird zum einen mit einer Halbierung der Frequenz der Belastungszyklen sowie einer geringeren Aufzeichnungsrate von 40 Datenpunkten pro 3 Sekunden Rechnung getragen. Die unterschiedliche Anzahl an Datenpunkten der Messwarterfassung der Wegaufnehmer und der Videoextensometrie kann im Rahmen der mathematischen Auswertung kompensiert werden, wie in Kapitel 6.1.1 erläutert wird.

5.4 Vorbereitung der Proben

Die dem menschlichen Radius entsprechende Form der verwendeten Kunstknochen ist zwar im Hinblick auf die Übertragbarkeit der Resultate in die klinische Praxis sinnvoll, stellt allerdings ein Herausforderung in Bezug auf die Applikation der Messsensoren sowie die Einleitung der gewünschten Kraft dar. Aus diesem Grund müssen gewisse Vorarbeiten an den Proben geleistet werden, um deren Prüfung und die Messwarterfassung überhaupt erst zu ermöglichen.

Die auf die Proben wirkende Kraft muss gleichmäßig auf die beiden distalen Frakturfragmente übertragen werden. Ausgehend von der Prüfmaschine erfolgt die Krafteinwirkung über einen Aluminiumzylinder mit einer glatten, horizontal ausgerichteten Kontaktfläche. Das der menschlichen Anatomie nachempfundene distale Radiusende der Proben stellt augenscheinlich ein suboptimales Gegenstück dar. Um eine optimale Kraftübertragung sicherzustellen, wird gemäß einer von Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Schüller entwickelten Methode ein Negativabdruck des distalen Probenendes erstellt. [7] Zur Erzeugung dieses Abdrucks wird eine Probe an einem Dreibein befestigt und anschließend in einem mit noch flexiblem Injektionsmörtel gefüllten Plastikzylindermantel versenkt. Nachdem der Mörtel ausgehärtet ist, erhält man einen Stempel wie er in Abbildung 18 zu sehen ist.



Abbildung 17: Erzeugung eines Stempels

Bei der ersten Versuchsreihe kommt ein größerer Stempel zum Einsatz, welcher das distale Probenende vollständig umschließt. Bei der zweiten Versuchsreihe wird ein deutlich kleinerer Stempel verwendet, welcher kaum größer als die Kontaktfläche des Prüfzylinders ist.

Bei der ersten Versuchsreihe kommt zusätzlich noch ein zweiteiliges Gelenk zum Einsatz. Dieses wird auf dem Stempel befestigt und ermöglicht eine bessere Kraftübertragung insbesondere bei einer Verkipfung der distalen Segmente. Bei der zweiten Versuchsreihe kommt stattdessen ein auf dem Stempel fixierter 'Teller' aus Aluminium zur Anwendung. Dieser Teller umschließt das Endstück des Prüfzylinders und verhindert dessen Abwandern bei einer Verkipfung, gleichzeitig ist aber die Beweglichkeit der Kontaktfläche eingeschränkt. Diese Konfiguration entspricht jener in vergleichbaren Arbeiten und wird daher dem Einsatz des Gelenks vorgezogen. [7]

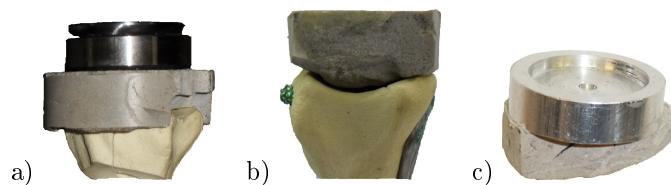


Abbildung 18: a) Stempel der ersten Versuchsreihe mit Gelenk, b) Stempel der zweiten Versuchsreihe, c) Stempel der zweiten Versuchsreihe mit Aluminiumteller

Um sinnvolle Messwerte zu erhalten, ist es unerlässlich, dass die Messspitzen der induktiven Wegaufnehmer auf glatten, ebenen Flächen aufliegen, welche normal zur Raumrichtung der jeweiligen zu messenden Deformation orientiert sind. Ansonsten könnte bereits eine Bewegung in eine andere Raumrichtung zu einer Änderung der Messgröße führen. Aus diesem Grund erfolgt die Detektion

der Deformationen nicht direkt an der Probenoberfläche. Stattdessen kommen Quader aus Plexiglas zum Einsatz. Diese werden an einer Seite an die jeweilige Probenoberfläche angepasst und anschließend mittels eines Zwei-Komponenten-Epoxidklebers befestigt.

Bei der ersten Versuchsreihe erfolgt die Positionierung der Quader direkt auf dem Stempel. Dadurch geht zwar die Information über die Deformationen in x-Richtung verloren, doch das Risiko einer Ablösung der Quader auf Grund einer unpassenden Mischung der Kleberkomponenten kann auf diese Weise vermieden werden. Weiters hat sich das verwendete Knochenmaterial der ersten Versuchsreihe bei im Vorfeld durchgeführten Tests als ungünstig erwiesen, wodurch das Augenmerk bei dieser Versuchsreihe auf einer zügigen und verlässlichen Prüfung liegt. Außerdem legen andere Veröffentlichungen nahe, dass insbesondere die Quersteifigkeit bei derartigen Implantatsystemen mehr als ausreichend und zumeist nur von peripherem Interesse ist. [7]

Da der Stempel der zweiten Versuchsreihe deutlich kleiner ist und die distalen Frakturfragmente nicht umschließt, werden die Plexiglasquader direkt auf die Probenoberfläche aufgebracht. Es erfolgt somit auch eine Erfassung der Querdeformation. Die Positionierung der Quader muss bei jeder Probe erneut durchgeführt werden. Um die Reproduzierbarkeit der Positionierung zu gewährleisten, kommt eine aus Aluminium gefertigte Hilfskonstruktion zum Einsatz, welche in Abbildung 19 dargestellt ist.



Abbildung 19: Applikation der Plexiglasquader

5.5 Experimentelle Versuchsdurchführung

Um die aufbereiteten Proben einer Belastungsprüfung unterziehen zu können, müssen diese in einer für diesen Zweck erstellten Vorrichtung platziert werden. Weiters wird durch den Aufbau auch eine stabile Positionierung der Sensoren ermöglicht, welche für korrekte Messwerte unerlässlich ist.

Die Proben werden in einem als 'POM' bezeichneten, aus Kunststoff bestehenden Hohlzylinder befestigt. Der Innendurchmesser des Zylinders entspricht hierbei exakt dem Außendurchmesser des Plastikrohrs, welches den unteren Abschluss der Proben bildet.

Mittels eines Metallbandes wird der obere Rand des POMs zusätzlich während der Versuche fixiert, um horizontale Bewegungen der Proben zu minimieren.

Der Zylinder ist auf einer Haltekonstruktion aus Metall befestigt, welche wiederum mit einer größeren Aluminiumscheibe fest verschraubt ist. Am äußeren Rand dieser Scheibe befinden sich die Positionierhilfen, mittels welcher sowohl die Wegaufnehmer als auch bei der zweiten Versuchsreihe die Digitalkamera der Videoextensometrie in den Versuchsaufbau eingebracht werden.

Die Positionierhilfen bestehen aus senkrechten mit der großen Aluminiumplatte verschraubten Stäben. Auf diesen können über ein Gelenk weitere Stäbe ausgerichtet werden. An einem Ende befinden sich Vorrichtungen zur Aufnahme der induktiven Wegaufnehmer, welche zusätzlich über eine Feinjustierung verfügen.

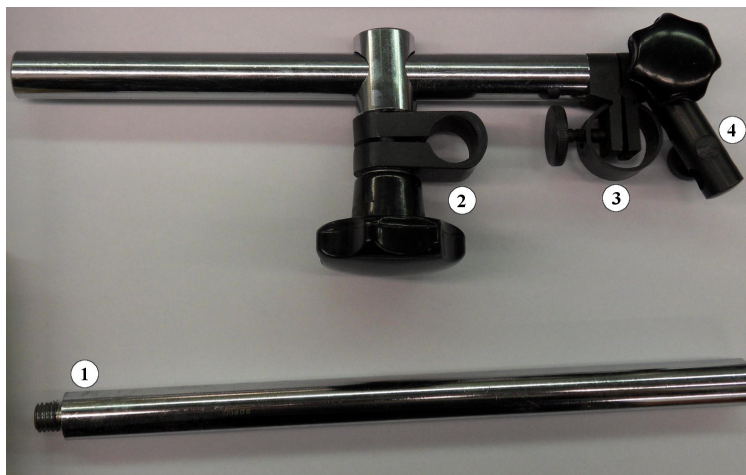


Abbildung 20: Befestigungsstange mit Gewinde (1), gelenkige Verbindung (2), Feinjustierung (3), Befestigung des Sensors (4)

Sobald alle Sensoren ausgerichtet und justiert sind, wird die Haltekonstruktion unterhalb des Prüfzylinders positioniert. Nach Einstellung der gewünschten Parameter der Belastungsprüfung unter Verwendung der Dyna-TCC[®] Software kann mit der Messung begonnen werden. Abbildung 21 zeigt eine fertig präparierte Probe kurz vor Beginn der Messung.

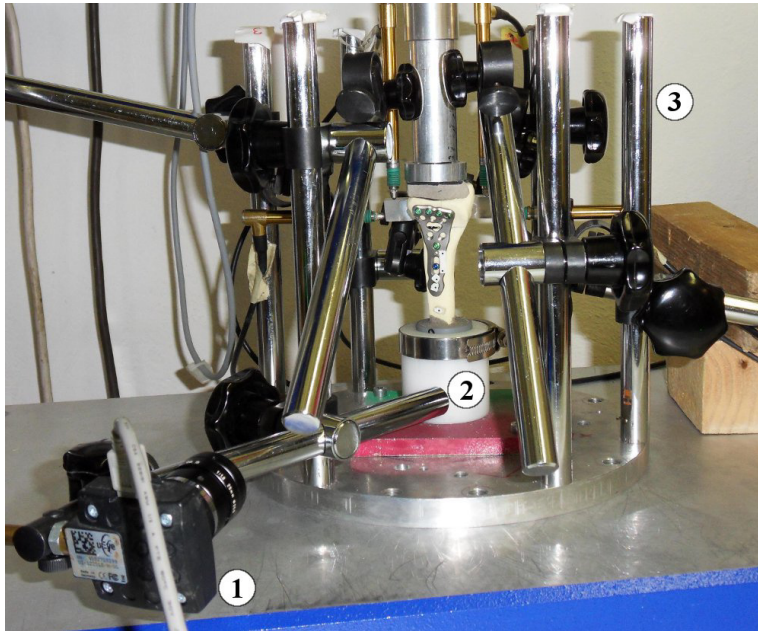


Abbildung 21: Probe mit justierten Sensoren und Kamera kurz vor Messbeginn: Kamera (1), POM mit Probe (2), Positionierhilfe (3)

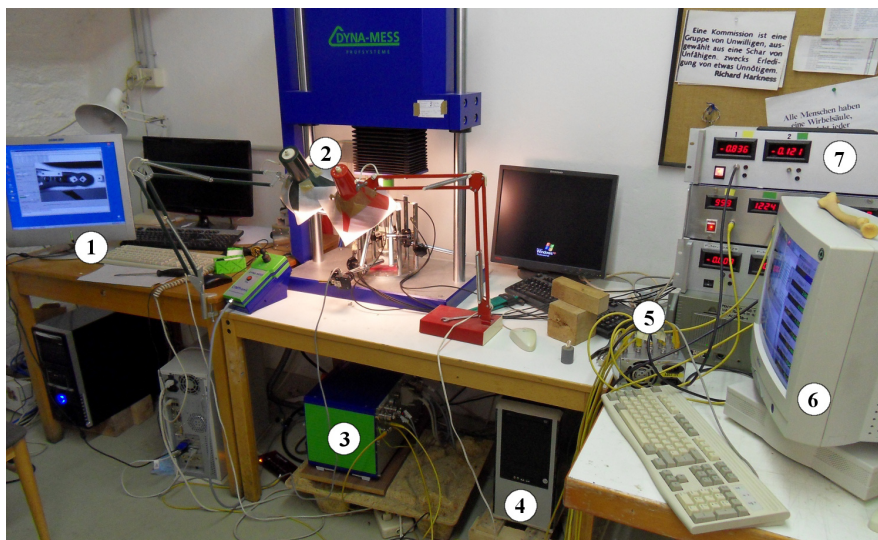


Abbildung 22: Vollständiger Versuchsaufbau mit einer Probe der zweiten Versuchsreihe: PC System der Videoextensometrie (1), zusätzliche Beleuchtung (2), Steuerung der Prüfmaschine (3), PC System der Prüfmaschine (4), PC Schnittstelle der induktiven Wegaufnehmer (5), PC System zur Datenerfassung der Wegaufnehmer (6), Vorverstärker (7)

Da sowohl die Steuerung der Prüfmaschine als auch die Messwernerfassung der Wegaufnehmer sowie bei der zweiten Versuchsreihe die Detektion der Videoextensometrie auf nicht miteinander synchronisierten Computersystemen erfolgt, werden die einzelnen Messsysteme manuell einzeln gestartet.

Zu Beginn jeder Prüfung erfolgt eine Einschwingphase. Dies bedeutet, dass die eingespannte Probe nicht bereits bei der ersten Schwingung mit der gewünschten Amplitude und Mittellast belastet wird. Anstattdessen erfolgt eine graduelle Erhöhung der beiden Parameter bis zu den gewünschten Zielwerten innerhalb von 10 Belastungszyklen.

Ist die gewünschte Belastung erreicht, erfolgt die eigentliche Probenprüfung mit den gewählten Parametern.

5.6 Parameter

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Deformationen der Fragmente der beschriebenen Fraktur zu detektieren und aus den dabei erhaltenen Daten Unterschiede auf Grund der verschiedenen Verschraubungen der verwendeten Implantate festzustellen. In diesem Sinne gilt es, geeignete Versuchsparameter zu finden.

Zum einen sollten diese Parameter einen ausreichenden Bezug zu realen Situationen aufweisen. Ansonsten sind die Ergebnisse nicht in die klinische Praxis übertragbar. Zum anderen muss auch den physikalischen Gegebenheiten der Proben Rechnung getragen werden.

Gemäß der medizinischen Statistik entspricht eine zyklische Belastung von 400 N Amplitude bei einer Mittellast von ebenfalls 400 N mit insgesamt 2000 Zyklen bei einer Frequenz von 1 Hz jenen Belastungen, welche durchschnittlich bei einer sechswöchigen Knochenheilungsphase auftreten. [7]

Bedingt durch die geringe Steifigkeit der Proben musste von diesen Idealwerten abgewichen werden. Insbesondere bei der ersten Versuchsreihe stellt sich die Wahl geeigneter Parameter als große Herausforderung dar. Das gewählte Probenmaterial weist eine derart geringe Steifigkeit auf, dass die maximale Belastung sehr gering ausfällt. Aus diesem Grund wurde bei den beiden Probenarten der ersten Versuchsreihe keine übereinstimmende Absolutbelastung gewählt. Stattdessen wurde eine einheitliche in Relation zu der im Vorfeld bestimmten Maximalbelastung der jeweiligen Probenart prozentuale Belastung gewählt. Die Verwendung der maximal möglichen Werte jener Proben mit geringerer Steifigkeit hätte dazu geführt, dass bei den Proben mit höherer Steifigkeit kaum Deformationen aufgetreten wären.

Auch bei der zweiten Versuchsreihe muss von den Idealwerten abgewichen werden. Neben einer Anpassung an die Steifigkeit des Probenmaterials, ist auch der Einsatz der Videoextensometrie ein limitierender Faktor. Da die Dynamik der Proben das Detektionsvermögen des verwendeten Systems bei einer Frequenz von 1 Hz übersteigt, muss die Frequenz der zyklischen Belastung bei der zweiten Versuchsreihe halbiert werden. [12, 11, 10]

Es wurden folgende Parameter für die experimentelle Versuchsdurchführung festgelegt:

Probentyp	Mittellast [N]	Amplitude [N]	Frequenz [Hz]	Belastungszyklen
P1S1	250	230	1	2000
P1S2	390	360	1	2000
P3S1/ P3S2	300	280	0,5	2000

6 Datenauswertung

Dieses Kapitel umfasst die Beschreibung der mathematischen Auswertung der gemessenen Daten sowie die daraus gewonnen Erkenntnisse.

6.1 Auswerteverfahren

Nach Abschluss der Belastungstests, liegen die gemessenen Daten aller Sensoren in Form von je einer digitalen Datei pro Probe vor. Diese weisen einen tabellarisch formatierten Inhalt auf. Jede Zeile enthält die jeweils simultan ermittelten Werte aller Sensoren, jede Spalte enthält die Messdaten eines Sensors in chronologischer Reihenfolge.

Diese Rohdaten umfassen neben den Werten der insgesamt 6 Wegaufnehmer auch die aufgewendete Kraft und die verstrichene Messzeit. Um daraus die gewünschten physikalischen Parameter zu berechnen, wird eine modifizierte Version eines von Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Schüller erstellten, auf VisualBasic basierenden Makros für Microsoft Excel verwendet, welches freundlicherweise für die Auswertung der vorliegenden Proben zur Verfügung gestellt wurde.

Nachfolgend wird die Funktionsweise des verwendeten Makros erläutert.

6.1.1 Aufbereitung der Rohdaten

Da es technisch nicht möglich ist, die Messdatenerfassung mit der Steuerung der Prüfmaschine zu synchronisieren, enthalten die aufgezeichneten Daten auch Informationen, welche im Rahmen der Auswertung nicht benötigt werden. Diese nicht nutzbaren Daten werden in einem ersten Schritt von jenen Daten getrennt, welche eigentlich von Interesse sind. Zu diesem Zweck wird die gemessene Kraft in Bezug auf die gewählten Parameter untersucht. Werden Schwingungen mit passender Amplitude und Mittellast gefunden, werden alle dazugehörigen Daten für die weitere Auswertung gespeichert.

Im Anschluss daran werden die extrahierten Messdaten normiert. Als Bezugspunkt wird die Messgröße jedes Sensors verwendet, welche im entlasteten Zustand am Beginn des ersten Belastungszyklus detektiert wurde.

Bei den Proben der zweiten Versuchsreihe werden zusätzlich die Daten der Videoextensometrie berücksichtigt. Dies ist notwendig da der idealerweise statische proximale Probenanteil während der Versuche, bedingt durch das Probenmaterial, unterhalb des Implantats ebenfalls elastische und plastische Deformationen erleidet. Auf Grund der technischen Eigenschaften des verwendeten Videoextensometers musste die Frequenz der zyklischen Belastungsdauer auf 0,5 Hz halbiert werden. Weiters ist die Datenerfassungsrate des Videoextensometers geringer als diejenige der induktiven Wegaufnehmer. Dadurch ist es nicht möglich, jedem Messwert der Wegaufnehmer einen Messwert der Videoextensometrie zuzuweisen. Um die unerwünschte Bewegung dennoch für jeden Messpunkt herausfiltern zu können, erfolgt ein Abgleich der Daten mittels der Kraft, welche ebenfalls bei der Videoextensometrie aufgezeichnet wird. Wie bei den Daten der Wegaufnehmer erfolgt eine Unterscheidung gewünschter und unerwünschter Daten über die bei der Datenerfassung gemessenen Werte für die Mittellast und Amplitude der Kraft. Es ergeben sich nun jeweils zusammengehörige Schwingungen der gemessenen Kraft bei den Daten der induktiven Wegaufnehmer und des Videoextensometers. Bei jeder detektierten Schwingung in den Daten der Videoextensometrie wird der Unterschied zwischen der maximalen und minimalen Position der auf der Probe befindlichen Marker und daraus die Positions Differenz bestimmt. Unter der Annahme, dass die Bewegung

des proximalen Probenteils linear mit steigender Kraft verläuft, wird die ermittelte Differenz anteilig von jedem axialen Messpunkt der korrespondierenden Schwingung der Wegaufnahme abgezogen.

Den Abschluss der Rohdatenaufbereitung bildet die Mittelung der Werte der jeweiligen Sensorpaare.

6.1.2 Mathematische Datenauswertung

Die verarbeiteten Rohdaten beinhalten nun ausschließlich die Dynamik der distalen Frakturfragmente. Es gilt nun, daraus die gewünschten physikalischen Parameter zu berechnen.

6.1.2.1 Deformationen

Die elastische und insbesondere die plastische Deformation der Frakturfragmente sind entscheidende Kenngrößen in Bezug auf die Qualität der verwendeten Kombination aus Implantat und Verschraubung. Ist die plastische Verformung der Proben nach Abschluss der Belastungsprüfung zu groß, ist die gewählte Form der Frakturfixierung als ungeeignet zu bezeichnen. Die Folge wäre eine Fehlstellung des distalen Radiusendes und somit eine Funktionseinschränkung des Handgelenks. Eine hohe elastische Deformation hat einen verlängerten oder im schlimmsten Fall unvollständigen Heilungsprozess zur Folge. [7, 30, 27]

Um Klarheit über die Deformationen der Proben zu erhalten, wird jeder Belastungszyklus einzeln untersucht. Abbildung 23 veranschaulicht die Auswertung.

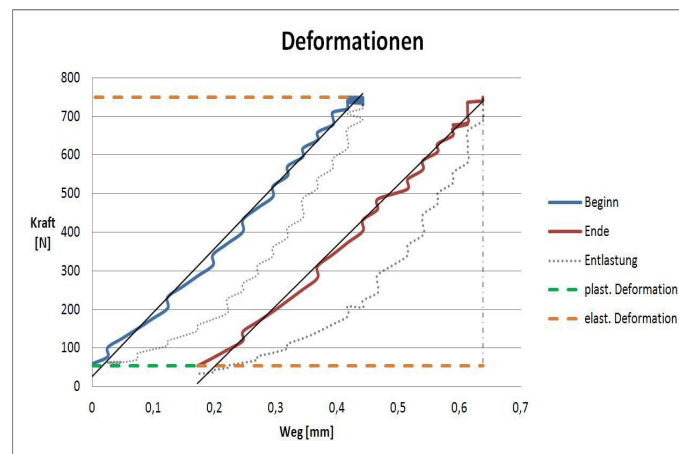


Abbildung 23: Grafische Darstellung der elastischen und plastischen Deformationen

Wird ein Belastungszyklus visualisiert, stellt sich die plastische Deformation auf der x-Achse als Abstand vom Koordinatenursprung dar. Der erste Belastungszyklus wird als Offset für die plastische Deformation herangezogen. Im Verlauf der Belastungsprüfung wird diese permanente Verformung größer.

Die elastische Deformation ist die Differenz zwischen dem minimalen (Entlastung) und maximalen x-Wert (größte Belastung) des Graphen. Bedingt durch physikalische Änderungen der Probengeometrie nimmt die elastische Deformation mit fortschreitender Versuchsdauer geringfügig ab.

Mittels geeigneter Auswertefunktionen können die Messdaten auf diese Weise ausgewertet werden.

Stellt man nun die einzelnen ermittelten Werte für verschiedene Belastungszyklen wie in Abbildung 23 dar, erhält man einen Überblick über den Verlauf der auftretenden Deformationen.

6.1.2.2 Steifigkeit

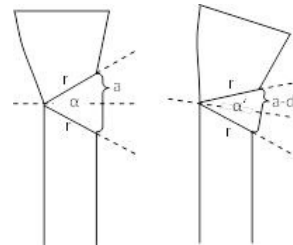
Die Steifigkeit verknüpft gemäß Formel 3 die auftretenden Deformationen mit der einwirkenden Kraft. Diese Kenngröße ermöglicht somit Aussagen über die Qualität der verwendeten Kombination aus Implantat und Verschraubung.

Die Evaluierung dieses Parameters erfolgt ebenfalls über die Betrachtung der einzelnen Belastungszyklen. Betrachtet man Abbildung 23, so zeigt sich ein charakteristisches Verhalten der Probenbewegungen. Graphisch dargestellt formen Be- und Entlastung eine Hysterese. Getrennt betrachtet können beide in guter Näherung als linear angesehen werden. Zur Auswertung wird das Verhalten bei Belastung herangezogen. Die Steifigkeit entspricht der Steigung der linearen Regressionsgeraden.

6.1.2.3 Verkipfung

Im Verlauf der Belastungsprüfung zeigt sich neben der 'klassischen' Deformation auch eine Verkipfung der distalen Fragmente. Mit fortschreitender zyklischer Belastung entsteht ein zunehmender Winkel zwischen der Ausrichtung der distalen Probenoberfläche und der Horizontalen. Abbildung 24 zeigt jene Größen, die zur Berechnung dieser Verkipfung notwendig sind.

Vor der Belastung beträgt der Winkel zwischen proximalem und distalem Probensegment α und danach α' . Die Differenz entspricht der Verkipfung. Die benötigten Größen r und a können direkt von den Proben abgemessen werden. Die Größe d wird aus der plastischen Deformation ermittelt. Unter Verwendung von Formel 6 kann nun die Verkipfung $\Delta\alpha$ berechnet werden.



$$\alpha = \arcsin\left(\frac{a}{r}\right) \cdot 2 \quad (4) \quad \text{Abbildung 24: Berechnung der Verkipfung [7]}$$

$$\alpha' = \arcsin\left(\frac{a-d}{r}\right) \cdot 2 \quad (5)$$

$$\Delta\alpha = 2 \cdot \left(\arcsin\left(\frac{a}{r}\right) - \arcsin\left(\frac{a-d}{r}\right) \right) \quad (6)$$

Ab einer plastischen Verkipfung von 5° ist mit einer anatomischen Beeinträchtigung zu rechnen. [7] Wird dieser Wert überschritten, kann vom Versagen des Implantats gesprochen werden.

6.2 Ergebnisse

Insgesamt wurden jeweils 3 Proben eines jeden Typs mit den festgelegten Werten getestet. Die dabei erhaltenen Daten werden für jeden Parameter einzeln gemittelt. Im Folgenden werden die resultierenden Daten dargestellt und die daraus gewonnenen Erkenntnisse erläutert. Neben einer grafischen Darstellung erfolgt zusätzlich eine Gegenüberstellung der Kenngrößen zu Beginn und am Ende der Belastungsversuche, um Aussagen über belastungsbedingte Veränderungen zu erleichtern. Die Angaben der Tabellen stellen Mittelungen der jeweils 10 ersten und letzten Belastungszyklen dar.

6.2.1 Erste Versuchsreihe

Bei der ersten Versuchsreihe erwies sich das Probenmaterial als Schwachstelle. Bedingt durch die geringe Belastbarkeit der Proben und die Form des verwendeten Stempels, können nur eingeschränkte Aussagen über die Eigenschaften dieser Proben gemacht werden. Aus diesem Grund wird nur auf jene physikalischen Größen eingegangen, deren Messbarkeit keinen Einschränkungen unterworfen war.

6.2.1.1 Axiale Steifigkeit

Die axiale Steifigkeit der Proben mit Stützschrauben ist deutlich höher als jene bei den Proben ohne Schrauben. Hierbei muss zusätzlich berücksichtigt werden, dass die Proben mit Stützschrauben höheren Kräften ausgesetzt waren. Dass diese Proben dennoch eine höhere Steifigkeit aufweisen ist ein klarer Hinweis auf den Nutzen der zusätzlichen Schrauben.

Ebenfalls erkennbar ist, dass die Steifigkeit beider Proben annähernd konstant ist und im Laufe der Belastungstests langsam ansteigt. Dieses Verhalten ist bedingt durch physikalische Veränderungen, wie etwa Setzungsvorgängen der distalen Frakturfragmente der Proben.

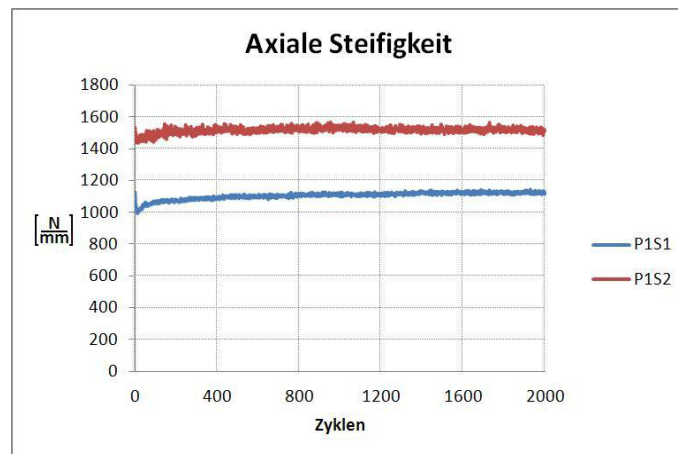


Abbildung 25: Verlauf der axialen Steifigkeiten bei der ersten Versuchsreihe

	P1S1	P1S2
Beginn	1010	1451
Ende	1129	1509

Tabelle 1: Axiale Steifigkeit $\left[\frac{N}{mm}\right]$

6.2.1.2 Axiale Deformationen

Die axiale plastische Deformation zeigt bei beiden Probentypen ein ähnliches Verhalten. Zu Beginn steigt die Deformation schnell an. Nach etwa 200 Zyklen wird das Anstiegsverhalten näherungsweise linear.

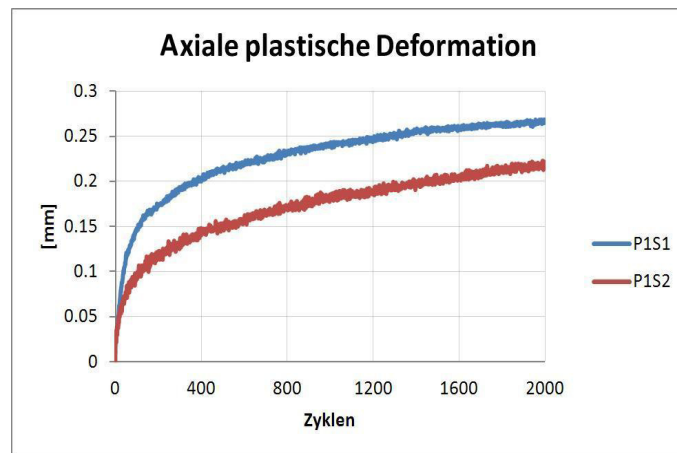


Abbildung 26: Verlauf der axialen plastischen Deformationen

	P1S1	P1S2
Beginn	0,05	0,04
Ende	0,27	0,22

Tabelle 2: Axiale plastische Deformation[mm]

Wie aus Abbildung 26 ersichtlich ist, ist die Deformation bei Verwendung der Stützschrauben geringer. Es sollte dabei aber beachtet werden, dass die ohnehin nicht sehr stark ausgeprägte plastische Deformation bei den Proben des Typs P1S2 nur um einen Absolutwert von ca. 0.05 mm geringer ist als bei den Proben des Typs P1S1. Aus therapeutischer Sicht ist diese Differenz zu vernachlässigen.

In Anbetracht der bisherigen Ergebnisse ist der Verlauf der elastischen Deformation auf den ersten Blick durchwegs unerwartet. Wie in Abbildung 27 zu erkennen ist, ist die elastische Deformation größer, wenn Stützschrauben zur Anwendung kommen. Unter Berücksichtigung des verwendeten Knochenmaterials ist dieses Verhalten allerdings verständlich. Die zusätzlichen Schrauben

versteifen die Probe. Dadurch bewegt sich die gesamte Probe, bedingt durch das schwache Knochenmaterial. Ebenfalls auffallend ist die leichte Abnahme der elastischen Deformation im Verlauf der Belastungstests.

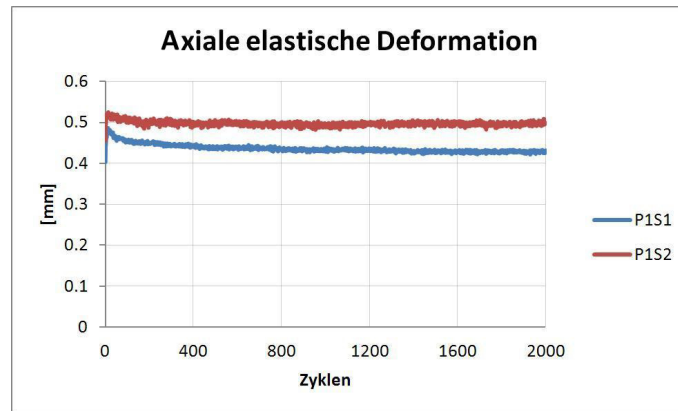


Abbildung 27: Verlauf der axialen elastischen Deformation

	P1S1	P1S2
Beginn	0,48	0,52
Ende	0,43	0,5

Tabelle 3: Axiale elastische Deformationen [mm]

6.2.1.3 Verkippung

Wie auch die axiale Deformation gliedert sich die Verkippung in einen plastischen und einen elastischen Anteil.

Der plastische Anteil ist wie auch bei den Deformationen von großer Bedeutung bei der Knochenheilung. Wie anhand von Abbildung 28 zu erkennen ist, vermindern die zusätzlichen Schrauben bei den Proben des Typs P1S2 die Verkippung. Zu Beginn des Prüfvorgangs steigt die plastische Verkippung relativ stark an und nimmt anschließend einen linearen Verlauf. Wie bereits bei der axialen plastischen Deformation ist der letztendliche Vorteil bei Anwendung der Schrauben mit etwa $0,2^\circ$ nicht von therapeutischer Relevanz.

Die elastische Verkippung ist unter Berücksichtigung der bisherigen Ergebnisse durchwegs nachvollziehbar. Neben einer geringfügigen Abnahme ist die Linearität dieser Kenngröße in Abbildung 29 klar erkennbar. Die Tatsache, dass bei Verwendung von Stützschauben auch die elastische Verkippung höher ausfällt, ist durch die Kombination des schwachen Knochenmaterials und stärkeren Verbindung zwischen proximalem und distalem Probenteil erklärbar.

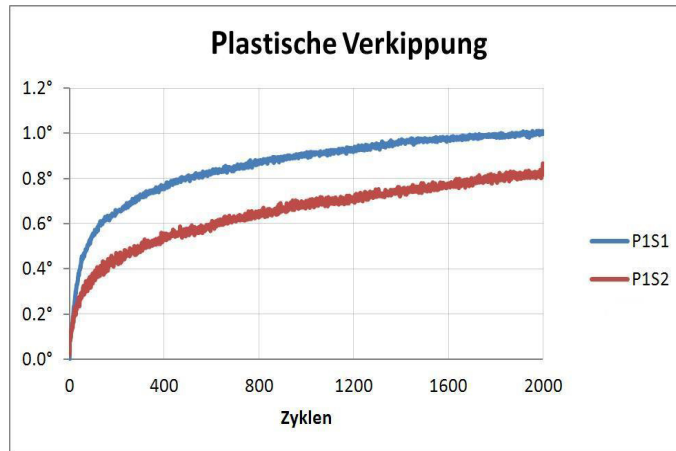


Abbildung 28: Verlauf der plastischen Verkipfung

	P1S1	P1S2
Beginn	0,05	0,04
Ende	0,27	0,22

Tabelle 4: Plastische Verkipfung [°]

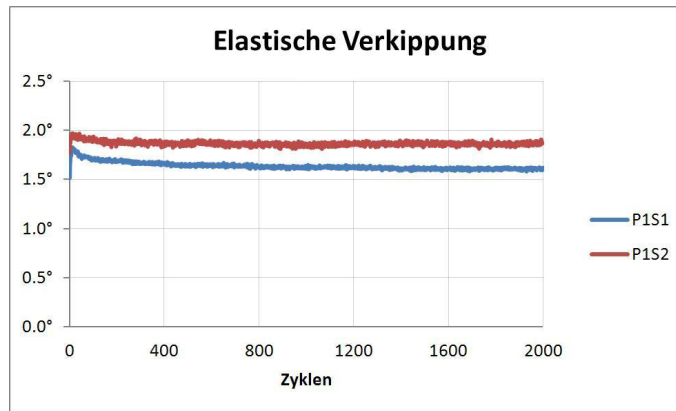


Abbildung 29: Verlauf der elastischen Verkipfung

	P1S1	P1S2
Beginn	0,48	0,52
Ende	0,43	0,5

Tabelle 5: Elastische Verkipfung [°]

6.2.2 Zweite Versuchsreihe

Bei der zweiten Versuchsreihe sind auf Grund der Form des verwendeten Stempels und geeigneten Knochenmaterials die Daten aller Sensoren für die Auswertung verwendbar.

Bedingt durch die höhere Steifigkeit des Knochenmaterials und Einsatz des Videoextensometers bei dieser Versuchsreihe treten die Eigenschaften der verwendeten Implantate hervor. Weiters lassen die einheitlichen und vergleichsweise hohen einwirkenden Kräfte auf beide Proben typen der zweiten Versuchsreihe nicht nur den unmittelbaren Vergleich sondern auch Rückschlüsse auf die klinische Praxis zu.

6.2.2.1 Axiale Steifigkeit

Wie bereits bei der ersten Versuchsreihe ist die Steifigkeit bei den Proben mit Stützschrauben größer. Die Absolutwerte sowie die Steifigkeitsdifferenz der beiden Proben typen fallen allerdings bedingt durch die größere Krafteinwirkung geringer aus.

Gut erkennbar ist wiederum der leichte lineare Anstieg der Steifigkeit im Verlauf der Belastungstests. Der in Tabelle 6 ersichtliche Abfall der Steifigkeit gegen Ende der Messungen ist der Ermüdung des Knochenmaterials geschuldet. Um einen besseren Eindruck der Probeneigenschaften zu erlangen, spiegeln die in Tabelle 6 angegebenen Werte am Ende der Tests die Steifigkeiten unmittelbar vor dem Einbruch wider.

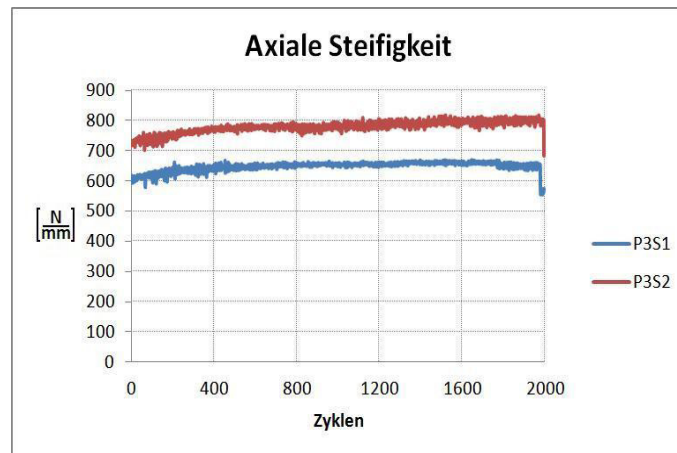


Abbildung 30: Verlauf der axialen Steifigkeit

	P3S1	P3S2
Beginn	606	730
Ende	654	801

Tabelle 6: Axiale Steifigkeit $\left[\frac{N}{mm}\right]$

6.2.2.2 Axiale Deformationen

Die axiale plastische Dehnung zeigt einen zur ersten Versuchsreihe ähnlichen Verlauf. Zu Beginn erfolgt ein starker Anstieg, welcher sich anschließend linear fortsetzt. Im Vergleich zeigt sich, dass der lineare Verlauf bei der zweiten Versuchsreihe früher, etwa nach 100 Zyklen, einsetzt. Dies ist ein Zeichen für die allgemein höhere Widerstandsfähigkeit der Proben der zweiten Versuchsreihe. Bedingt durch die größeren Kräfte, fallen die Absolutwerte höher aus.

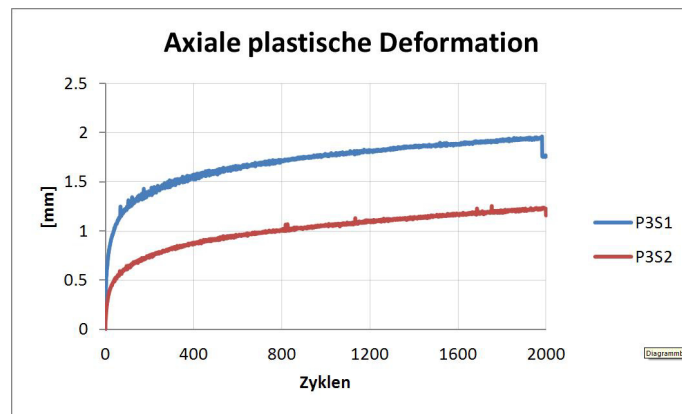


Abbildung 31: Verlauf der axialen plastischen Deformation

	P3S1	P3S2
Beginn	0,74	0,03
Ende	1,95	1,21

Tabelle 7: Axiale plastische Deformation[mm]

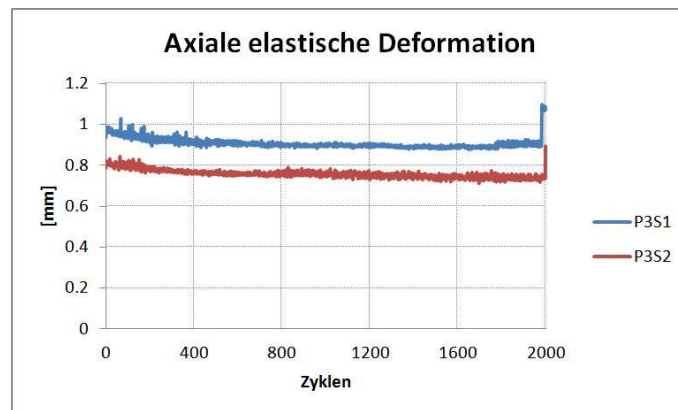


Abbildung 32: Verlauf der axialen elastischen Deformation

	P3S1	P3S2
Beginn	0,98	0,81
Ende	0,9	0,74

Tabelle 8: Axiale elastische Deformation[mm]

Die axiale elastische Deformation weist zwar im direkten Vergleich zu den Werten der ersten Versuchsreihe ebenfalls höhere Werte auf, es ergibt sich aber das 'gewohnte' Bild mit niedrigeren Werten bei Einsatz der Stützschrauben.

Diese Tatsache ist wiederum ein Zeugnis der verbesserten Probeneigenschaften bedingt durch die Verwendung des geeigneteren Knochenmaterials.

Auffällig ist die geringfügige Abnahme der elastischen Deformation mit fortschreitender Belastung. Dieser Umstand ist auf die verminderte Beweglichkeit bedingt durch die allmähliche Schließung des transversalen Frakturspalts erklärbar.

6.2.2.3 Radiale Steifigkeit

Die radiale Steifigkeit ist insbesondere bei den Proben des Typs P3S1 vergleichsweise gering und relativ konstant. Bei Verwendung der Stützschrauben liegt die radiale Steifigkeit zwar klar höher, nimmt aber mit steigender Zyklenzahl ab.

Dieses Ergebnis zeigt eine hohe Beweglichkeit der Proben in radialer Richtung an. Weiters ist aus den Daten abzulesen, dass die Stützfunktion der Schrauben in radialer Richtung im Lauf der Zeit abnimmt.

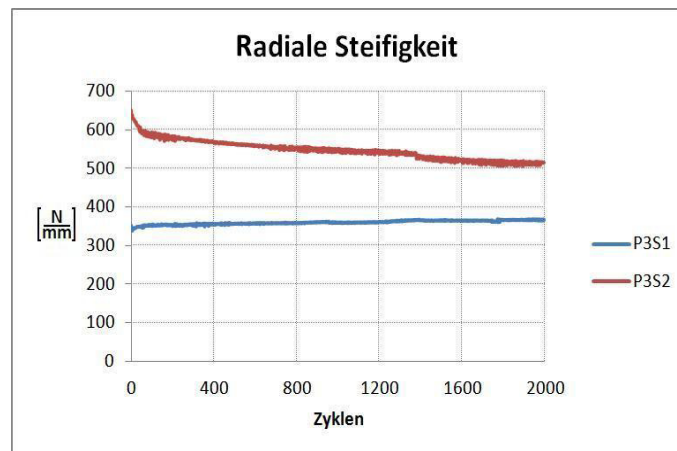


Abbildung 33: Verlauf der radialen Steifigkeit

	P3S1	P3S2
Beginn	344	627
Ende	366	515

Tabelle 9: Radiale Steifigkeit $[\frac{N}{mm}]$

6.2.2.4 Radiale Deformationen

Die radiale plastische Deformation nimmt insbesondere bei den Proben des Typs P3S1 den 'typischen' Verlauf mit einem starken Anstieg zu Beginn, gefolgt von einem linearen Anstieg ab circa 200 Zyklen. Kommen Stützschauben zum Einsatz, verläuft der Anstieg der Deformation von Beginn an linear. Dies ist ein klares Zeichen für die Verbesserung der Fixierungseigenschaften des Implantats durch Verwendung der Schrauben. Die Absolutwerte der radialen plastischen Deformation sind allerdings bei beiden Probentypen aus therapeutischer Sicht unproblematisch.

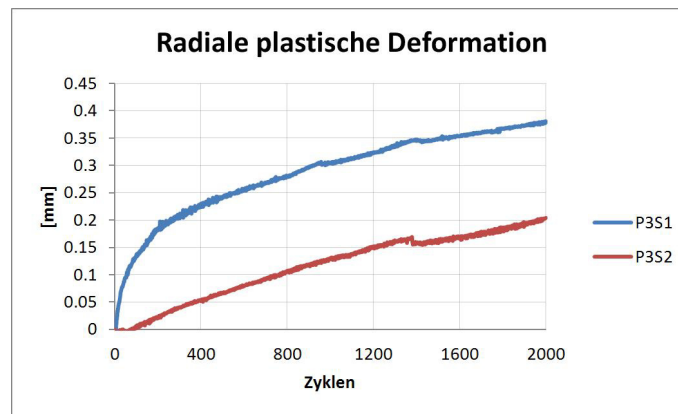


Abbildung 34: Verlauf der radialen plastischen Deformation

	P3S1	P3S2
Beginn	0,03	0,00
Ende	0,38	0,19

Tabelle 10: Radiale plastische Deformation[mm]

Die radialen elastischen Deformationen sind zwar von Beginn an relativ groß, ändern sich allerdings im Verlauf der Belastungstests kaum.

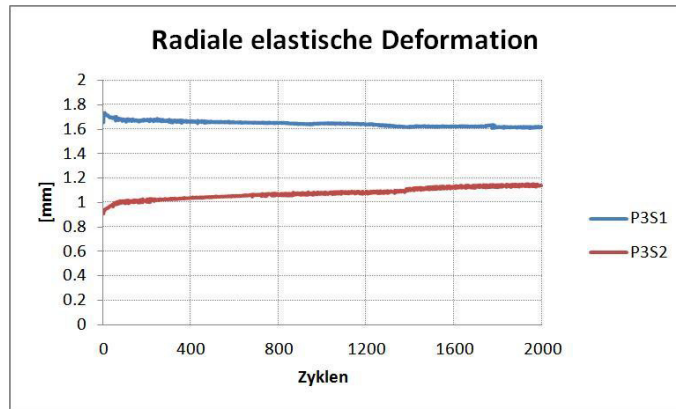


Abbildung 35: Verlauf der radialen elastischen Deformation

	P3S1	P3S2
Beginn	1,72	0,95
Ende	1,61	1,14

Tabelle 11: Radiale elastische Deformation[mm]

6.2.2.5 Quersteifigkeit

Die Quersteifigkeit zeigt einen sehr einheitlichen Verlauf.

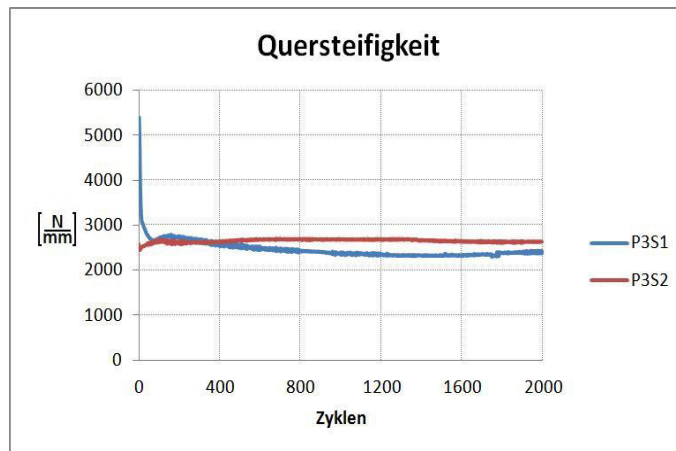


Abbildung 36: Verlauf der Quersteifigkeit

	P3S1	P3S2
Beginn	2866	2498
Ende	3280	2631

Tabelle 12: Quersteifigkeit $[\frac{N}{mm}]$

Lediglich zu Beginn der Messungen ist dieser Parameter signifikant größer. Diesem Umstand ist allerdings keine große Bedeutung beizumessen. Speziell zu Beginn der Messungen kann es vorkommen, dass sich die einzelne Frakturfragmente geringfügig verkeilen und im Verlauf der Belastungsprüfung wieder lösen. Die anfängliche hohe Steifigkeit der Proben des Typs P3S1 basiert auf diesem Phänomen.

Weiters lässt sich anhand dieser Ergebnisse ablesen, dass die zusätzlichen Schrauben kaum Einfluss auf den longitudinalen Frakturspalt haben.

6.2.2.6 Querdeformationen

Ungewöhnlicher Weise fällt die plastische Querdeformation bei Einsatz der Stützschrauben höher aus. Dieses Ergebnis steht im klaren Kontrast zu den Steifigkeiten der anderen Raumrichtungen. Es gilt allerdings die ermittelten Absolutwerte zu berücksichtigen. Die Unterschiede bewegen sich am Ende der Belastungsprüfungen im Bereich weniger hundertstel Millimeter und haben dementsprechend kaum Auswirkungen in der klinischen Praxis.

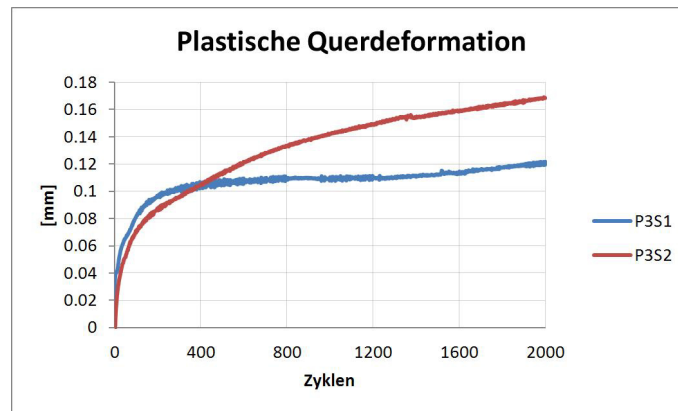


Abbildung 37: Verlauf der plastischen Querdeformation

	P3S1	P3S2
Beginn	0,04	0,02
Ende	0,12	0,17

Tabelle 13: Plastische Querdeformation[mm]

Die elastischen Querdeformationen der beiden Probentypen zeigen nur minimale Unterschiede.

Auch dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass die zusätzlichen Schrauben kaum Einfluss auf den longitudinalen Frakturspalt haben.

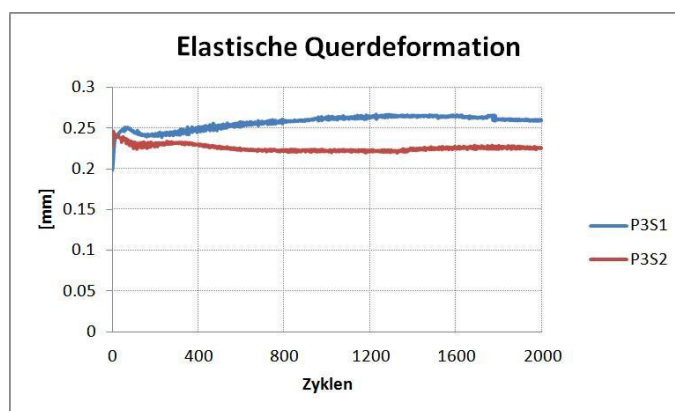


Abbildung 38: Verlauf der elastischen Querdeformation

	P3S1	P3S2
Beginn	0,25	0,24
Ende	0,21	0,23

Tabelle 14: Elastische Querdeformation[mm]

6.2.2.7 Verkippung

Die plastische Verkippung zeigt den bei einigen anderen Parametern ebenfalls vorzufindenden Verlauf eines starken Anstiegs zu Beginn, gefolgt von einem geringfügigeren linearen Anstieg, welcher in diesem Fall bei etwa 100 Zyklen einsetzt.

Es zeigt sich, dass bei den Proben des Typs P3S2 die Verkippung am Ende der Messungen um mehr als 1° geringer ausfällt. Bei beiden Probentypen bleibt die plastische Verkippung allerdings unter dem kritischen Wert von 5° .

Die elastische Verkippung ist nahezu konstant. Mit fortschreitender Belastung nimmt sie minimal linear ab. Wie auch bei anderen Messgrößen ist dieses Verhalten in der eingeschränkten Beweglichkeit durch die zunehmende Schließung des transversalen Frakturspalts begründet.

Da die Absolutwerte der Verkippung bei der zweiten Versuchsreihe unter realistischen Bedingungen ermittelt wurden, wird abschließend noch ein gewichteter Kippwinkel angeführt. Hierfür wird in Anlehnung an die Arbeit von Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Schüller [7] der plastische Anteil der Verkippung multipliziert mit dem Gewichtungsfaktor $\frac{1}{3}$ zur plastischen Verkippung addiert. Die Gewichtung berücksichtigt, dass die elastische Verkippung zwar Einfluss auf die Knochenheilung hat, die plastische Verkippung allerdings die dominante Ursache bei Fehlstellungen ist.

In Anbetracht der bisherigen Ergebnisse ist es kaum überraschend, dass die mit zusätzlichen Schrauben versorgten Implantate P3S2 eine deutlich geringere gewichtete Verkippung aufweisen.

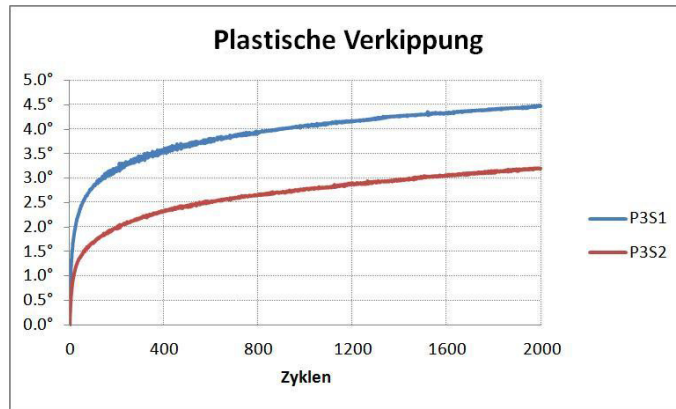


Abbildung 39: Verlauf der plastischen Verkipfung

	P3S1	P3S2
Beginn	1,66	0,91
Ende	4,46	3,16

Tabelle 15: Plastische Verkipfung [°]

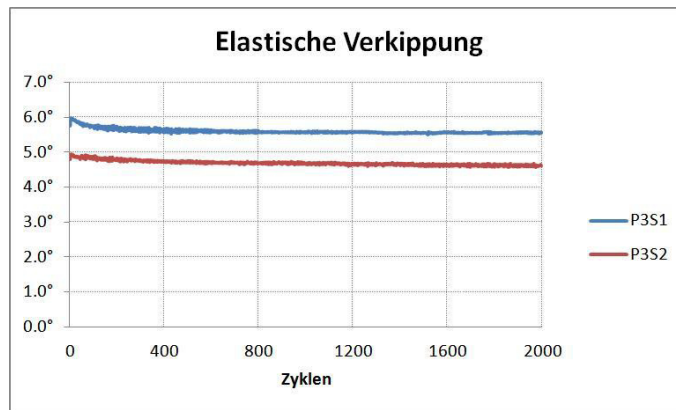


Abbildung 40: Verlauf der elastischen Verkipfung

	P3S1	P3S2
Beginn	5,93	4,9
Ende	5,59	4,61

Tabelle 16: Elastische Verkipfung [°]

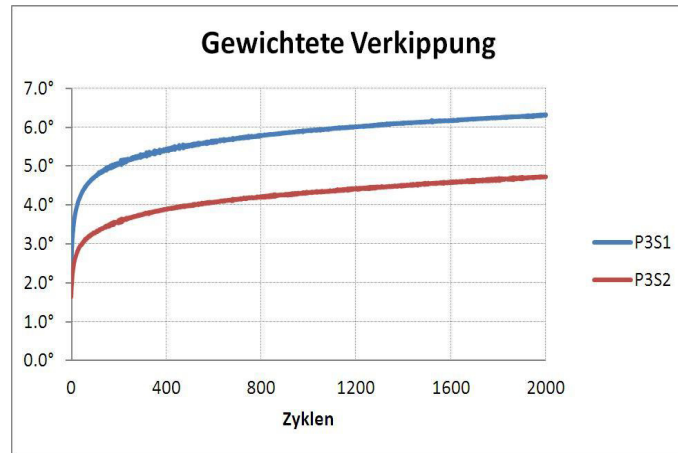


Abbildung 41: Verlauf der gewichteten Verkippung

	P3S1	P3S2
Beginn	3,48	2,54
Ende	6,08	4,7

Tabelle 17: Gewichtete Verkippung [°]

6.2.3 Zusammenfassung

Auch wenn auf Grund der geringen Belastungen die Ergebnisse der ersten Versuchsreihe im Hinblick auf die erhaltenen Absolutwerte keine Aussagekraft besitzen, so lassen sich bereits gewisse Tendenzen erkennen. Der Einsatz zusätzlicher Stützschauben erhöht insbesondere die ausschlaggebende axiale Steifigkeit und vermindert die plastische Deformation sowie die plastische Verkippung.

Bei Betrachtung der Auswertungen der zweiten Versuchsreihe zeigt sich weiters, dass die zusätzlichen Schrauben insbesondere die plastische axiale Verformung senken. Bei der elastischen axialen Deformation ist dieser Effekt zwar auch messbar, aber nicht so stark ausgeprägt. Auch in radialer Richtung ist dieses Verhalten beobachtbar. Allerdings wirken sich bei diesem Parameter die zusätzlichen Schrauben stärker auf die elastische, als auf die ohnehin nicht sehr große plastische Deformation aus. Auf die Quersteifigkeit und die dazugehörigen Deformationen hat die Art der Verschraubung hingegen keine nennenswerten Auswirkungen. Ganz im Gegensatz zur Verkippung: Sowohl plastisch als auch elastisch ist eine signifikante Verminderung der Verkippung um über 1° messbar. Dennoch bleibt auch ohne zusätzliche Schrauben die plastische Verkippung unter dem kritischen Wert von 5°.

Abschließend kann gesagt werden, dass die Verwendung zusätzlicher Schrauben eine klare Verbesserung insbesondere bei den ausschlaggebenden Parametern der axialen plastischen Deformation und der plastischen Verkippung zur Folge hat. Dennoch sollte nicht unerwähnt bleiben, dass auch ohne diese Schrauben, wenn auch nur knapp, eine ausreichende Fixierung der Frakturfragmente erreicht werden kann.

Letztendlich muss die Entscheidung, ob zusätzliche Stützschauben zur Anwendung kommen in-

dividuell getroffen werden. Kann eine entsprechende Ruhigstellung und Entlastung der Fraktur über den gesamten Heilungsprozess gewährleistet werden, ist der Verzicht auf zusätzliche Stützschrauben durchwegs möglich. Besteht allerdings die Gefahr einer Belastung während der Frakturheilung, so ist aus technischer Sicht der Einsatz der zusätzlichen Stützschrauben ratsam, um Fehlstellungen des distalen Radiusgelenks zu vermeiden.

7 Diskussion

In diesem Kapitel wird eine Relation zwischen der verwendeten Versuchsmethode und den erhaltenen Ergebnissen im Hinblick auf deren Übertragbarkeit in die klinische Praxis gegeben.

7.1 Wahl des geeigneten Knochenmaterials

Grundsätzlich steht man bei der Durchführung biomechanischer Experimente vor der Wahl, Human- oder Kunstknochen zu verwenden.

Humanknochen bieten den augenscheinlichen Vorteil, dass die physikalischen Eigenschaften des Versuchsmaterials mit jenen von Knochen lebender Menschen ident sind. Dementsprechend können gewonnene Erkenntnisse leichter in die klinische Praxis übernommen werden. Nachteilig sind hingegen die größeren Schwankungen der Eigenschaften von Kadaverknochen. Genetische Faktoren, die Ernährung, sowie Erkrankungen und das Alter haben Einfluss auf den Aufbau der Knochen. Durch penible Auswahl passender Proben können diese Effekte zwar deutlich gemindert, aber nicht völlig unterbunden werden. Weiters gilt es, die eventuell eingeschränkte Verfügbarkeit passender Humanknochen zu beachten. Auch der vermehrte Aufwand bedingt durch die erforderliche tiefgekühlte Lagerung, die aufwändigere Präparation und die korrekte Entsorgung, müssen in Relation zu den eventuellen Vorteilen bei Messungen gesetzt werden.

Kunstknochen sind sowohl bezüglich der Form als auch der physikalischen Eigenschaften dem menschlichen Radius nachempfunden. Die Tatsache, dass diese Knochen künstlich hergestellt werden können, bieten Vor- aber auch Nachteile gegenüber Kadaverknochen. Von Vorteil ist die bedarfsgerechte Produktion. So können gezielt Materialien hergestellt werden, die den jeweiligen Anforderungen, wie etwa krankhaften Veränderungen oder Anpassungen an ein bestimmtes Alter, entsprechen. Die standardisierte Herstellung garantiert nicht nur eine adäquate Verfügbarkeit, auch die Streuung der physikalischen Eigenschaften ist kaum vorhanden. Die Präparation derartiger Proben ist ebenfalls wesentlich einfacher. Müssen beispielsweise wie im vorliegenden Fall Hilfsmittel am Knochen angebracht werden um Messungen zu ermöglichen, so ist sichergestellt, dass diese Objekte bei jeder Probe angewendet werden können. Humanknochen hingegen sind Unikate. Dementsprechend müssten besagte Hilfsmittel individuell an jede Probe angepasst oder eventuell sogar neu hergestellt werden. Je nach Anzahl der Proben und dem Aufwand bei der Beschaffung und gegebenenfalls der Herstellung dieser Hilfsmittel, kann dies zu einem erheblichen zeitlichen und finanziellen Mehraufwand führen. Die Entsorgung gestaltet sich ebenso deutlich einfacher.

Nicht zu unterschätzen ist die Möglichkeit einer Verfälschung der Messergebnisse durch etwaige Abweichungen der Eigenschaften einzelner Proben. So besteht die Gefahr, dass beim Einsatz von Humanknochen die bereits erwähnte Streuung der Eigenschaften bei der Auswertung andere Messergebnisse überlagert und nicht als solche erkannt wird.

Im direkten Vergleich bieten Kunstknochen offenkundig viele Vorteile in Bezug auf Beschaffung und Handhabung.

Im Vergleich zu menschlichen Knochen bieten sie eine bessere Vergleichbarkeit der einzelnen Proben auf Grund der standardisierten Herstellung sowie einen unkomplizierteren Umgang in Bezug auf Verarbeitung und Lagerung. Nachteilig ist hingegen, dass es sich eben um Nachbildungen des eigentlichen Knochens handelt und somit nicht vollständig gewährleistet werden kann, dass die erhaltenen Ergebnisse auf reale Situationen angewendet werden können.

7.2 Probenpräparation

Selbst bei Verwendung von standardisierten Kunstknochen ist bedingt durch die Fertigung der zu untersuchenden Proben eine gewisse Streuung deren Eigenschaften möglich. So zeigt etwa Abbildung 42 kleine, kaum auffallende Unterschiede in der Präparation.

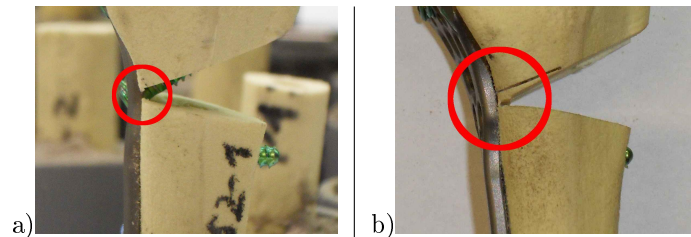


Abbildung 42: Präparationsunterschiede: a) klare Trennung zwischen distalem und proximalem Probenteil; b) distaler Probenteil sitzt minimal auf proximalem Probenteil auf

Im Laufe der Belastungstests führt dieser kleine Unterschied allerdings zu unterschiedlichen Ergebnissen. Da die distalen Frakturfragmente auf Grund des nicht ganz sauber freigeschnittenen Frakturspaltes bei den zyklischen Belastungstests früher auf dem proximalen Fragment aufsitzt, wird eine höhere Steifigkeit gemessen.

Weiters wird vor allem die Steifigkeit davon beeinflusst, unter welchem Winkel die zusätzlichen Stützschrauben angebracht werden. Je nach Winkel durchdringen die Schrauben den proximalen Frakturteil unterschiedlich. Je höher die Durchdringung, desto größer wird die gemessene Steifigkeit. Bei einer minimalen Durchdringung können sich diese Schrauben auch aus dem Knochenmaterial lösen und beginnen sich im Schraubkanal schabend zu bewegen. Dieses Verhalten ist bei der Prüfung akustisch wahrnehmbar und resultiert in verstärkten Schwankungen der Messgrößen.

Derartige Präparationsunterschiede sind insbesondere bei einer individuellen manuellen Probenfertigung nur schwer vermeidbar. Neben der obligatorischen Sorgfalt bei der Probenherstellung ist für die Minimierung dieser Streuung eine statistische Auswertung mehrerer Proben am besten geeignet.

7.3 Versuchsdurchführung und Ergebnisse

Um die gewünschten Belastungsversuche überhaupt erst durchführen zu können, mussten die jeweiligen Eigenschaften (insbesondere die des Knochenmaterials) der Proben berücksichtigt werden. Nur auf diese Weise war es möglich, Parameter zu finden, welche sowohl dem Anspruch aussagekräftige Ergebnisse zu liefern, als auch den physikalischen Gegebenheiten der Proben Rechnung tragen. Hierfür musste von den gewünschten Idealwerten abgewichen und die Videoextensometrie als Hilfsmittel eingesetzt werden.

Trotz all dieser Zugeständnisse an die reale Situation wurde das eigentliche Ziel der Untersuchungen erreicht. Auch wenn die bei diesen Versuchen ermittelten Absolutwerte möglicherweise nicht in der Praxis auftreten werden, zeichnen die erhaltenen Ergebnisse ein klares Bild. Sämtliche Ergebnisse legen nahe, dass der Einsatz zusätzlicher Schrauben zur Frakturfixierung vor allem bei den ausschlaggebenden Größen (axiale plastische Dehnung und plastische Verkipfung) positive Effekte hat und dementsprechend sinnvoll ist.

8 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all jenen Personen bedanken, die in jeder nur erdenklichen Form einen Teil zur Entstehung dieser Diplomarbeit beigetragen haben.

Insbesondere gilt mein Dank Herrn Univ.-Prof. Dr. techn. Elmar Tschegg für die Betreuung dieser Diplomarbeit, sowie die stets tatkräftige Unterstützung durch Fachwissen und handwerkliche Hilfestellung, wann immer diese notwendig war.

Weiters gilt mein Dank Herrn Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Jamek für die geleistete Hilfe bei der Inbetriebnahme und die umfangreichen Erklärungen zu diversen Messinstrumenten und Programmen. Außerdem möchte ich mich bei Frau Dipl.-Ing. Anna Celarek für die Erläuterung der Prüfmaschine sowie die Ermöglichung des Einsatzes der Videoextensometrie bedanken.

Ebenfalls bedanken möchte ich mich bei Herrn DI(FH) MSc Wolfgang Rubin von Hofer-medical, Univ.-Prof. Dr. Annelie Weinberg, Univ.-Doz. Dr. Christoph Castellani und Dr. Hans Gunther Clement für die Präparation der Proben, die aufschlussreichen Diskussionen und ihren fachlichen Rat.

Zu großem Dank verpflichtet bin ich Herrn Dipl.-Ing. Dr.techn. Michael Schüller, welcher mir nicht nur mit Rat und Tat zur Seite gestanden ist, um die Anfangsschwierigkeiten zu überwinden, sondern mir in seiner Großzügigkeit auch jenes Programm überlassen hat, mit welchem die Auswertung der Messdaten erfolgt ist.

Bedanken möchte ich mich auch bei all jenen, die die Mühe auf sich genommen haben, diese Arbeit Korrektur zu lesen.

Zuletzt gilt mein Dank meinen Eltern. Ihre unermüdliche Unterstützung hat mein Studium überhaupt erst ermöglicht und es lässt sich wohl kaum in Worte fassen, wie tief ich dafür in ihrer Schuld stehe.

Literatur

- [1] Lippert: Lehrbuch Anatomie, 2006
- [2] Drake u.a.: Gray's Anatomie für Studenten, 2007
- [3] Wiemer, Köster, Felderhoff, Weber: Frakturen am distalen Radius, Wandel der therapeutischen Strategien, 1999
- [4] Colles : On the fractures of the carpal extremity of the radius. Edinburgh Med and Surg J, 1814
- [5] Frykman: Fracture of the distal Radius including Sequelae-Shoulder-Hand-Finger Syndrome, Disturbance in the Distal Radio-Ulnar Joint and Impairment of Nerve Function. Acta orthop scand, 1967
- [6] M. Zemane et al: Spezielle Chirurgie, Galen, Charles University, Prague, 2001
- [7] Schüller: Steifigkeitsanalyse des Systems Radius (Speiche) und Implantat, 2007
- [8] Internetpräsenz der Firma Sawbones: <http://www.sawbones.com>
- [9] Internetpräsenz der Firma Hofer-medical: <http://www.osteosynthese.at>
- [10] Persönliches Gespräch mit Dipl.-Ing. Christian Maier, DI(FH) MSc Wolfgang Rubin am 26.05.2011
- [11] Telefonische Diskussion mit DI(FH) MSc Wolfgang Rubin am 14.06.2011
- [12] Telefonische Diskussion mit DI(FH) MSc Wolfgang Rubin am 08.08.2011
- [13] Dyna-Mess Handbuch
- [14] Internetpräsenz der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen: <http://www.aofoundation.org>
- [15] Patent 506364
- [16] Perren: Evolution of the internal fixation of long bone fractures, 2002
- [17] M. F. Müller et al: Manual der Osteosynthese. AO-Technik 1992
- [18] Bauer, Eisenmenger-Sittner, Fidler: Materialwissenschaften für technische Physiker, 2006
- [19] Smith: On Fractures of the Bones of the Fore-Arm, in the Vicinity of the Wrist-Joint. In: A Treatise on Fractures in the Vicinity of Joints and on Other Accidental and Congenital Dislocations, 1854
- [20] Siebert , Klonz: Distale Radiusfraktur. Chirurg 77, 2006
- [21] Rikli , Regazzoni: Distale Radiusfrakturen. Schweizerische Medizinische Wochenschrift 129, 1999

- [22] Handoll , Huntley , Madhok: External fixation versus conservative treatment for distal radial fractures in adults (Review). Cochrane Database of Systematic Reviews, 2007
- [23] Clayton , Gaston , Ralston , Court-Brown , McQueen: Association Between Decreased Bone Mineral Density and Severity of Distal Radial Fractures. The Journal of Bone & Joint Surgery (Am) 91-A, 2009
- [24] Chen , Jupiter: Management of Distal Radial Fractures. The Journal of Bone & Joint Surgery (Am) 89 A, 2007
- [25] Müller: AO Classification of Fractures. Long Bones. AO Publishing, 2006
- [26] Müller , Nazarian , Koch , Schatzker , Heim: The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones. 1 ed., 1990
- [27] Spier: Konservative und operative Behandlung des handgelenknahen Speichenbruchs- Komplikationen und deren Therapie. Unfallmed Tagungen der Landesverbände der gewerbl. Berufsgenossenschaften, 1987
- [28] Schmidt-Neuerburg, Weiss, Oestern: Die Bohrdrahtosteosynthese. Unfallheilkunde, 1979
- [29] Böhler: Knochenbruchbehandlung, 1932
- [30] Kienle, Bindl, Holz: Die differenzierte Therapie der distalen Radiusfraktur. Aktuelle Traumatologie, 1989
- [31] Petravic, Petravic: Die Kombination von offener Osteosynthese und Fixateur externe bei distalen mehrfragmentären Gelenksfrakturen des Radius. Unfallchirurg, 1992
- [32] Krimmer, Tränkle, Schober, van Schoonhoven: Ulna-impaction-syndrom-Therapie: Druckentlastende Verfahren am Ulnakopf. Handchir. Mikrochir.Plast Chir, 1998
- [33] Internetpräsenz der Firma AGRE <http://www.agre.at>