

TECHNISCHE UNIVERSITÄT MÜNCHEN

Abteilung für Unfallchirurgie des
Klinikums rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. U. Stöckle)

Biomechanische Untersuchung der Steifigkeiten von veterinärer und humaner LCP-Osteosynthese im Rahmen einer Implantatneuentwicklung – der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube

Arne Reiner Buchholz

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines

Doktors der Medizin

genehmigten Dissertation.

Vorsitzender:	Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation:	1. Univ.-Prof. Dr. U. Stöckle 2. Univ.-Prof. Dr. T. C. Lüth

Die Dissertation wurde am 21.04.2010 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 20.10.2010 angenommen.

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	8
2	Stand des Wissens	11
2.1	Die Frakturheilung	11
2.1.1	<i>Die direkte (primäre) Knochenbruchheilung</i>	11
2.1.2	<i>Die spontane (sekundäre) Knochenbruchheilung</i>	12
2.1.3	<i>Mechanische Faktoren der Kallusbildung</i>	13
2.2	Historische Entwicklung der Plattenosteosynthese	16
2.3	Die elastische Plattenosteosynthese	23
2.4	Winkelstabilität, was dann? Eine Implantatneuentwicklung	24
2.5	Hintergrund und Zielsetzung	28
3	Material und Methoden	30
3.1	Material	30
3.1.1	<i>Implantate</i>	30
3.1.2	<i>Schrauben</i>	30
3.1.3	<i>POM-C-Zylinder</i>	31
3.1.4	<i>Prüfmaschine</i>	31
3.1.5	<i>Optisches Messsystem</i>	32
3.1.6	<i>Software</i>	32
3.2	Frakturmodelle	33
3.3	Vorversuch	36
3.4	Mechanische Eigenschaften einer Osteosynthese	36
3.5	Versuchsanordnung	38
3.6	Versuchsaufbau	39
3.7	Versuchsdurchführung	41
3.7.1	<i>Lastfall 1 (axiale Kompression)</i>	41
3.7.2	<i>Lastfall 3a (Medio-laterale Biegung schließend)</i>	42
3.7.3	<i>Lastfall 3b (Medio-laterale Biegung öffnend)</i>	42
3.8	Steifigkeitsanalyse	42
3.8.1	<i>Belastungs-Deformationskurve</i>	43
3.8.2	<i>Axiale Steifigkeit</i>	43

3.8.3	<i>Mediol-laterale Biegesteifigkeit schließend und öffnend</i>	44
3.9	Untersuchung der interfragmentären Bewegung.....	45
3.10	Statistische Auswertung	46
4	Ergebnisse	48
4.1	Vorversuch	48
4.2	Steifigkeitsvergleich zwischen veterinärem und humanem LCP-System ...	49
4.2.1	<i>Lastfall 1 (axiale Kompression)</i>	49
4.2.1.1	Belastungs-Deformationskurven	49
4.2.1.2	Axiale Steifigkeit.....	50
4.2.2	<i>Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)</i>	52
4.2.2.1	Belastungs-Deformationskurven	52
4.2.2.2	Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend	52
4.2.3	<i>Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)</i>	54
4.2.3.1	Belastungs-Deformationskurven	54
4.2.3.2	Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend	55
4.3	Einfluss der neuen Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die Steifigkeiten	57
4.3.1	<i>Lastfall 1 (axiale Kompression)</i>	57
4.3.1.1	Belastungs-Deformationskurven	57
4.3.1.2	Axiale Steifigkeit.....	58
4.3.2	<i>Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)</i>	61
4.3.2.1	Belastungs-Deformationskurven	61
4.3.2.2	Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend	62
4.3.3	<i>Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)</i>	64
4.3.3.1	Belastungs-Deformationskurven	64
4.3.3.2	Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend	64
4.4	Einfluss der DLS auf die interfragmentäre Bewegung.....	66
5	Diskussion	69
5.1	Material und Methode.....	69
5.1.1	<i>Frakturmodell</i>	69
5.1.2	<i>Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung</i>	69
5.1.3	<i>Steifigkeitsanalyse</i>	70

5.1.4	<i>Erfassung der interfragmentären Bewegung</i>	71
5.2	Ergebnisse und Literatur	71
5.2.1	<i>Steifigkeitsvergleich zwischen veterinärem und humanem LCP-System</i>	71
5.2.2	<i>Einfluss der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die Steifigkeit</i>	74
5.2.3	<i>Einfluss der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die interfragmentären Bewegung</i>	78
6	Zusammenfassung	80
7	Literaturverzeichnis	82
8	Abbildungsverzeichnis	89
9	Tabellenverzeichnis	92
10	Publikation	93
11	Danksagung	94

Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
al.	alia
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
bzw.	beziehungsweise
CAD	Computer Aided Design
CC	Kobalt Chrom
cm	Zentimeter
CNC	Computerized Numerical Control
DCP	Dynamic Compression Plate
DLS	Dynamic Locking Screw
etc.	et cetera
hum	human
kg	Kilogramm
L	Länge
LC-DCP	Low Contact Dynamic Compression Plate
LCP	Locking Compression Plate
LISS	Less Invasiv Stabilisation System
LS	Locking Screw
MIPO	Minimal Invasiv Plate Osteosynthesis
MRSU	Musculoskeletal Research Unit
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
N	Newton
kN	Kilonewton
Nm	Newtonmeter
Nmm	Newtonmillimeter
OP	Operation
p	p-Wert, Signifikanz
PC-Fix	Point Contact Fixateur
POM C	Polyoxymethylen Copolymer

s.o.	siehe oben
St	Stahl
Tab.	Tabelle
Ti	Titan
TU	Technische Universität
u.a.	unter anderem
v.a.	vor allem
vet	veterinär
vs	versus
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

Die intensiv betriebene Forschung auf dem Gebiet der Frakturheilung im letzten Jahrhundert schaffte mit neuen Erkenntnissen die Voraussetzung für bedeutende Innovationen in der Therapie von Knochenbrüchen. Ein damit verbundener Meilenstein war die Gründung der AO im Jahr 1958 im schweizerischen Biel. Sie bescherte der Unfallchirurgie das Novum einer systematisierten Frakturenlehre und eines standardisierten Managements von Verletzungen des Bewegungsapparates. Gleichzeitig gelang es erstmalig die unfallchirurgische Forschung koordiniert zu forcieren. Innerhalb kürzester Zeit entwickelte sich die AO zu einem globalen Netzwerk aus Chirurgen, Wissenschaftlern und OP-Personal, welches die Verbesserung von Operationstechniken und Implantaten, sowie deren Etablierung, als weltweiten Standard vorantrieb [46]. Die Biologische Osteosynthese und minimal-invasive Techniken sind heute grundlegende Bestandteile des traumatologischen Alltags. Auch die technologische Integration von Navigation und assistierenden Robotern in die Operationssäle, sowie modernste bildgebende Verfahren spiegeln das aktuelle hohe Niveau in der Unfallchirurgie wieder. Doch trotz dieser kursorischen Optimierungen, werden bei 10-20% aller Frakturen Heilungsstörungen beobachtet [32]. Angesichts dieser Tatsache, aber auch unter Berücksichtigung des wirtschaftlichen Aspektes, wird deutlich, dass ein weiteres intensives Engagement in der unfallchirurgischen Forschung zur Verbesserung der Frakturheilung notwendig ist.

Die Plattenosteosynthese hat ihren festen Platz in der operativen Therapie von Knochenbrüchen. Sie wurde 1886 das erste Mal von dem Chirurgen Carl Hansmann am Hamburger Krankenhaus St. Georg durchgeführt [48]. Seither gab es zahlreiche Neuerungen, welche die Implantate verbesserten und sie den wachsenden Erkenntnissen bezüglich der Knochenbiologie anpassten. Ein bedeutender Fortschritt in der Evolution der Plattenosteosynthese war die Einführung der Winkelstabilität in den 90er Jahren des 20. Jahrhunderts. Durch die Verwendung winkelstabiler Implantate als Fixateur interne ließ sich eine atraumatische Osteosynthesetechnik realisieren, die den Schutz der Weichteile und der ossären Durchblutung in den Vordergrund stellte. Diese biologischen Aspekte standen lange Zeit im Schatten einer stark mechanisch geprägten Betrachtungsweise der

Frakturheilung. Bis zur Mitte des vergangenen Jahrhunderts galten eine akribische Rekonstruktion und eine absolute Stabilisierung der Fraktur noch als Voraussetzung für eine erfolgreiche Knochenheilung. Ziel der osteosynthetischen Frakturversorgung war dabei die direkte Knochenheilung ohne Kallusbildung. Unter dem Aspekt der „biologischen Osteosynthese“, sehen winkelstabile Plattensysteme von einer genauen anatomischen Reposition ab und beabsichtigen eine relativ stabile Fragmentfixierung [23, 61]. Daher beruhen sie auf der spontanen Knochenheilung mit Kallusbildung [15, 59]. Die spontane Knochenheilung wird durch Frakturbewegungen im Mikrometerbereich induziert [30]. Ein gewisses Ausmaß der interfragmentären Bewegung gilt hierbei als essentiell, um einen optimalen Heilungsablauf zu gewährleisten.

Die Steifigkeit einer Osteosynthese ist ein entscheidender Faktor, der die interfragmentäre Bewegung limitiert und darüber direkt Auswirkungen auf den Prozess der Frakturheilung hat [7]. Winkelstabile Plattensysteme weisen eine relativ hohe strukturelle Steifigkeit auf. Durch die feste Verbindung zwischen Schrauben und Platte, ist die Biegung des Implantates der alleinige Garant für eine gewisse Dynamisierung der Frakturzone. Hieraus ergibt sich die Überlegung, dass winkelstabilen Plattenosteosynthesen zu steif sein könnten, um die notwendige interfragmentäre Bewegung zu ermöglichen [15, 45]. Diese Überlegung wird durch Fallstudien unterstützt, die bei winkelstabilen Platten wie dem LISS oder der Locking Compression Plate (LCP) eine verzögerte Knochenheilung oder gar das Auftreten einer Pseudoarthrose beschreiben [5, 75, 83].

Eine genaue Analyse der Knochenheilung ist durch tierexperimentelle Studien möglich. Derzeit erfolgen an der Musculoskeletal Research Unit (MSRU) der Vetsuisse Fakultät in Zürich in vivo Untersuchungen an der Schafstibia zur Knochenheilung von Osteosynthesen mit der LCP. Der erste Teil der vorliegenden Arbeit basiert auf dieser Studie. Die Schafstibia hat sich im Zusammenhang mit der Evaluierung von Implantaten als ein bewährtes Modell in der traumatologischen und orthopädischen Forschung etabliert. Allerdings unterscheidet sich die Applikation der LCP in den Tierversuchen von dem humanen Anwendungsprinzip der LCP. Da sich bei Tieren die Möglichkeit einer Teilbelastung nicht ohne größeren Aufwand arrangieren lässt, ist die Plattenosteosynthese beim Schaf aus Stabilitätsgründen um ein Vielfaches steifer. Diese Diskrepanz bringt das Problem mit sich, dass sich die Erkenntnisse aus den

Tierexperimenten nicht direkt auf die Klinik übertragen lassen. Ein Vergleich ist erst dann möglich, wenn man die unterschiedlichen Steifigkeiten genau bestimmt und so die Ergebnisse in Relation zu den Steifigkeiten interpretieren kann. Im ersten Teil der Arbeit erfolgten daher zunächst eine Quantifizierung und ein Vergleich der Steifigkeiten von humaner und veterinärer LCP-Osteosynthese. Die Bezeichnung „veterinäre LCP-Osteosynthese“ bezieht sich dabei speziell auf die Anwendung der LCP in den Tierversuchen aus Zürich.

Ausgehend von der Hypothese, dass winkelstabile Plattensysteme zu steif sein könnten, um die spontane Knochenheilung optimal zu fördern, wurde dann im zweiten Teil der Studie ein neues Implantat – die Dynamische Kopfverriegelungsschraube (DLS) – biomechanisch getestet. Dieses neue Schraubenkonzept stellt eine Strategie dar, die Steifigkeit von winkelstabilen Plattensystemen zu reduzieren, um darüber die interfragmentäre Bewegung zu erhöhen. Der Effekt der DLS konnte in Verbindung mit den zuvor getesteten LCP-Osteosynthesen analysiert werden.

2 Stand des Wissens

2.1 Die Frakturheilung

Eine Fraktur tritt auf, wenn durch Einwirken einer direkten oder indirekten Gewalt die mechanische Festigkeit des Knochens überschritten wird. Als Konsequenz bricht der Knochen. Der daraufhin einsetzende Regenerationsprozess ist von multiplen Faktoren abhängig [60, 72]. Vitalität, Fragmentkontakt und Stabilität sind dabei Grundvoraussetzungen für einen komplikationslosen Heilungsverlauf [79]. Behandlungsmaßnahmen dienen dazu, diese Bedingungen für eine Knochenreparation im Sinne einer Restitutio ad integrum zu gewährleisten. Dabei werden, abhängig von den mechanischen Konditionen am Frakturspalt zwei Prinzipien der Knochenbruchheilung unterschieden: die primäre und die sekundäre Knochenbruchheilung. Da die sekundäre Bruchheilung gegenüber der primären keinesfalls minderwertig ist, schlägt Perren die objektiveren Bezeichnungen der direkten und der spontanen Frakturheilung vor [79].

2.1.1 Die direkte (primäre) Knochenbruchheilung

Die direkte Knochenbruchheilung ist eine iatrogen induzierte Form der Frakturheilung. Sie wird durch eine exakte anatomische Reposition und insbesondere durch eine rigide Fixation der Frakturfragmente bewirkt z.B. bei Zugschrauben oder der konventionellen Plattenosteosynthese. Durch die absolute Versteifung in der Frakturzone wird das Auftreten von interfragmentären Bewegungen unterbunden. Damit fehlt der Reiz für die Kallusbildung und es kommt zur sog. Kontaktheilung, d.h. die Fragmente werden durch longitudinal einwachsende Osteone direkt miteinander verbunden. Eine zweite Variante der primären Knochenbruchheilung ist die Spalthheilung. Sie tritt auf, wenn zwischen den fixierten Fragmenten ein Spalt von wenigen Millimetern verbleibt. Dieser wird mit Geflechtknochen aufgefüllt, welcher dann sekundär in lamellären Knochen umgewandelt wird [54, 79, 86].

2.1.2 Die spontane (sekundäre) Knochenbruchheilung

Die häufigere Form der Frakturheilung ist die spontane Knochenbruchheilung bei weniger rigider Fixation der Frakturfragmente. Sie beschreibt die natürliche Form der Knochenkonsolidierung durch periostale und endostale Kallusbildung. Ausschlaggebender Triggermechanismus für die Kallusformation sind interfragmentäre Bewegungen, die durch eine relative Flexibilität der Fragmente zueinander ermöglicht werden [7, 30, 52, 79]. In der Klinik beobachtet man die spontane Knochenbruchheilung bei der funktionellen sowie der konservativen Frakturbehandlung und bei bestimmten Osteosyntheseverfahren wie der Marknagelung, dem Fixateur externe und der elastischen Überbrückungsosteosynthese. Um in der Versorgung von Brüchen ein optimales „Outcome“ zu erzielen, ist die Berücksichtigung von sowohl biologischen (z.B. die ossäre Blutversorgung) als auch mechanischen (z.B. die Steifigkeit einer Osteosynthese) Faktoren unerlässlich.

Die physiologischen Vorgänge bei der spontanen Frakturheilung lassen sich in vier Stadien unterteilen, die sich zeitlich überschneiden [4, 16, 52]. Bei einer Fraktur brechen Kortikalis und Spongiosa, das Periost zerreißt und auch die nutritiven Gefäße im Knochengewebe werden verletzt. Unmittelbar nach dem Frakturereignis beginnt das (1) Stadium der Entzündung (Dauer: 1 bis 7 Tage). Es kommt zur Ausbildung eines Frakturhämatoms. Die Hypämie an den Frakturfragmenten führt zu einer Knochennekrose von wenigen Millimetern. Die einsetzende Resorption des avitalen Knochengewebes zeigt sich klinisch anhand einer Verbreiterung des Frakturspalt im Röntgenbild. Zellproliferation, Kapillaraussprossung und Chemotaxis von Entzündungszellen sind weitere wesentliche Vorgänge der inflammatorischen Phase. In dem darauf folgenden (2) Granulationsstadium (Dauer: etwa 3 Wochen) wird das primäre Hämatom umorganisiert und zunehmend durch fibrocartilaginäres Gewebe („weicher Kallus“) ersetzt. Eine intensiviertere Angiogenese verbessert die Sauerstoffversorgung des Defektmilieus und fördert den Regenerationsprozess. Die Knorpelzellen proliferieren und überbrücken den Frakturspalt. Im weiteren Verlauf kalzifiziert das neue Knorpelgewebe und ausgehend von aktivierten periostalen Osteoblasten kommt es unter dem Periost zur Formation von Geflechtknochen. Dieses führt zu einer kontinuierlichen Stabilisation der Frakturzone. Im Stadium der (3) Kallushärtung (Dauer: 3 bis 4 Monate) wird

durch die enchondrale Ossifikation und die periostale Knochenformation der Kallus komplett in Geflechtknochen umgewandelt. Der Geflechtknochen ist aufgrund seiner nichtausgerichteten Faserstruktur belastungsinstabil. Durch funktionelle Adaption an die mechanische Beanspruchung entsteht sekundär aus dem Geflechtknochen der Lamellenknochen. Dieses Stadium wird als (4) Remodeling bezeichnet (Dauer: Monate bis Jahre). Der ausdifferenzierte Lamellenknochen weist eine geordnete Struktur auf und ist wieder voll belastungsfähig. Mit der Rekonvaleszenz der ursprünglichen Knochenkontur ist der Prozess der Frakturheilung vollendet.

Die Regulation der Frakturheilung unterliegt zahlreichen Einflüssen. Endokrine, neurale und vaskuläre Faktoren spielen hier eine Rolle. Entscheidend aber für die spontane Knochenbruchheilung sind insbesondere mechanische Aspekte.

2.1.3 Mechanische Faktoren der Kallusbildung

Die klinische Erfahrung und zahlreiche experimentelle Studien der vergangenen Jahre haben gezeigt, dass die mechanischen Rahmenbedingungen einen großen Einfluss auf Ausbildung und Differenzierung des Kallusgewebes und somit auf die spontane Knochenheilung haben [30, 34, 38-40]. Die interfragmentäre Bewegung stellt den wichtigsten Triggermechanismus der Kallusbildung dar. Dabei liegt die optimale therapeutische Dimension der interfragmentären Bewegung in einem sehr kleinen Bereich; sowohl zuviel als auch zu wenig „Dynamik“ in der Frakturregion kann eine „delayed-“ oder gar eine „non-union“ zur Folge haben. Große Frakturbewegungen können zwar eine erhebliche Kallusmenge produzieren, allerdings geschieht dies auf Kosten der strukturellen Qualität des Kallus. Der gebildete Kallus ist minderwertig und weniger belastbar, so dass trotz erheblichem Kallusvolumen eine Überbrückung der Fraktur ausbleiben kann [7, 8]. Die ideale Amplitude der interfragmentären Bewegung, bezogen auf einen Vektor aus axialer und querer Fragmentbewegung, sollte nach Stürmer in einem Bereich von 500-1000µm liegen [78]. Wolf et al. kommen in einer tierexperimentellen Studie von 1998 zu einem ähnlichen Ergebnis. Er sieht den optimalen Bereich für die interfragmentäre Bewegung zwischen 200-1000µm, wobei er nur die axiale Bewegung der Fragmente bewertet [87, 89].

Die Mikrobewegungen treten in vivo an der Frakturzone in allen Raumachsen auf. Sie stellen ein komplexes Bewegungsmuster dar und ergeben sich aus der Wechselwirkung von drei Hauptbelastungskomponenten (axiale Kompression,

Rotation und Biegung). Hierbei wird der Mikrobewegung in axialer Richtung eher ein positiver und den Scherbewegungen eher ein negativer Effekt zugeschrieben [1, 7]. In der Literatur finden sich aber auch Autoren, die die Wirkung der Scherbewegung als vorteilhaft bewerten [57].

Das Ausmaß und die Richtung der interfragmentären Bewegung werden im Wesentlichen von der Belastung der operierten Extremität, von der Stabilität der Osteosynthese und von der Steifigkeit der momentanen Kallusbildung beeinflusst [7]. Die Frakturbewegung ist umso größer, je höher die Belastung, je flexibler die Osteosynthese und je weicher der Kallus. Mit zunehmendem Durchmesser und Mineralisation des Kallus kommt es zur progressiven Stabilisierung der Fraktur. Dabei nimmt die Steifigkeit des Knochens mit der 4. Potenz des Querschnitts der Kallusmanschette zu [60]. Dieses zieht eine Reduktion der interfragmentären Bewegung nach sich und ermöglicht die knöcherne Fusion der Fragmente.

Durch die biomechanische Prüfung von konsolidierten Knochenbrüchen konnte in experimentellen Tierstudien gezeigt werden dass die Kallusbildung eng mit der Stabilität der Osteosynthese zusammenhängt [9, 17, 30, 64]. Der Begriff der Stabilität ist physikalisch nicht definiert, dennoch ist er im medizinischen Sprachgebrauch fest etabliert. Hierbei werden mit der Stabilität als Oberbegriff die biomechanischen Eigenschaften eines Knochen-Platten-Konstrukts beschrieben. Diese setzen sich aus der Steifigkeit, der Festigkeit und dem Verhalten des Knochen-Implantat-Konstrukts bei zyklischer Dauerbelastung zusammen [61]. Entscheidend für den biologischen Prozess der Knochenheilung ist die Steifigkeit. Diese darf nicht mit der Festigkeit verwechselt werden, die ein Maß für die ertragbare Belastung einer Osteosynthese bis zu deren Versagen (Schraubenausriss, Bruch des Implantates oder des Knochens, etc.) darstellt. Die Steifigkeit beschreibt den Widerstand der Osteosynthese gegen eine elastische Verformung unter Belastung. Sie hängt von dem Osteosynthesematerial, der Geometrie des Implantates und der Qualität der Implantat-Knochenverbindung ab [7]. Um die Steifigkeit zu ermitteln werden in der Regel die zwei Parameter „Belastung“ (F) und „Deformation“ (X) zueinander in Beziehung gesetzt. Auf diese Weise erhält man eine Belastungs-Deformationskurve mit der Belastung (F) auf der Ordinate und der Deformation (X) auf der Abszisse. Ist die Verformung reversibel und nimmt die Osteosynthese nach Belastungsende wieder ihre ursprüngliche Form an, so spricht man von einer elastischen Verformung

(elastische Region). Liegt eine irreversible Deformation vor wurde die Elastizitätsgrenze überschritten und im plastischen Bereich belastet (plastische Region). Bei weiterer Belastung wird letztendlich der Punkt der absoluten Festigkeit (Maximale Belastbarkeit) erreicht und das Implantat bricht.

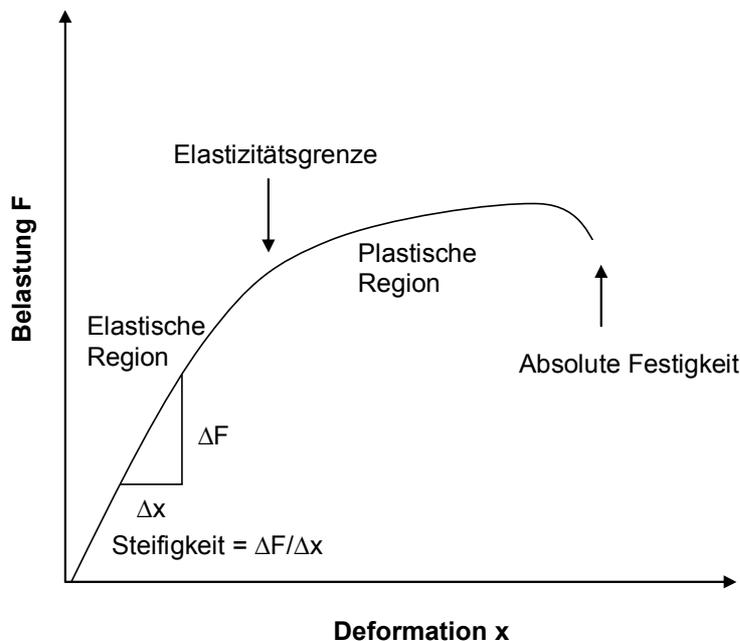


Abbildung 2.1: Belastungs-Deformations-Kurve zur Untersuchung der Struktureigenschaften einer Osteosynthese.

Die Steigung der Kurve im elastischen Bereich entspricht der Steifigkeit. Die Steifigkeit kann demnach folgendermaßen definiert werden:

$$\text{Steifigkeit} = \text{Belastung } \Delta F / \text{Deformation } \Delta X$$

Allerdings ist die Steifigkeit kein festes Maß für eine Osteosynthese, sondern hängt von der Art der Belastung und von der Art der Deformation ab. So ergeben sich mehrere Definitionen der Steifigkeit, z.B. axiale Steifigkeit, Biegesteifigkeit oder Torsionssteifigkeit [2, 11].

Ausgehend von der Kenntnis, dass vor allem Mikrobewegungen in axialer Richtung die Kallusbildung fördern, ist die axiale Steifigkeit einer Osteosynthese von besonderer Relevanz für ein erfolgreiches „Outcome“. Uthhoff et al. sind der Ansicht,

dass eine Osteosynthese, die axiale interfragmentäre Bewegungen gezielt zulässt und dabei gleichzeitig eine ausreichende Biege- und Torsionssteifigkeit aufweist, zu einer Verbesserung der Kallusformation führt [82]. Epari et. al kommen in einer experimentellen Studie zu derselben Auffassung. Sie konnten nachweisen, dass die axiale Steifigkeit die Frakturheilung direkt beeinflusst. Dabei führten moderate Werte der axialen Steifigkeit zu den besten Ergebnissen bezüglich der Kallusmenge und -qualität [17].

Neben der interfragmentären Bewegung, nimmt auch die Frakturspaltweite Einfluss auf die Kallusbildung. In experimentellen Arbeiten konnte gezeigt werden, dass eine Zunahme der Spaltbreite zu einer Verzögerung der Frakturheilung führt. Die Wirkung der Mikrobewegung auf die Knochenheilung steht ebenfalls in Beziehung zu der Spaltweite. So führen große interfragmentäre Bewegungen, kombiniert mit einer großen Spaltbreite (6mm), zu einer verminderten Kallusbildung, während sie bei kleinerem Spalt (2mm) eine erhebliche Kallusbildung induzieren [6].

Der Zusammenhang zwischen interfragmentärer Bewegung und Frakturspaltweite wird für die Kallusbildung auf histomorphologischer Ebene deutlich. Die Mikrofrakturbewegungen führen zu einer Verformung des Gewebes zwischen den Fragmenten. Auf die Gewebszellen wirkt diese Verformung als Dehnung. Die Dehnung hat dabei entscheidenden Einfluss auf die Differenzierung und Proliferation des Kallusgewebes. Sie ist definiert durch die relative Änderung der Frakturspaltweite (ΔL) dividiert durch die Frakturspaltweite (L) ($\text{Dehnung} = \Delta L/L$) und wird als prozentualer Wert angegeben. Dehnungswerte zwischen 2% und 10% fördern die Kallusbildung. Wird die Dehnungstoleranz des Kallusgewebes überschritten ($\text{Dehnung} > 10\%$) kommt es zur Gewebszerrheilung und zur Störung der spontanen Knochenheilung. Bei Werten $< 2\%$ bleibt die Kallusbildung aus [15, 53, 61].

2.2 Historische Entwicklung der Plattenosteosynthese

Lange Zeit war die Behandlung von Frakturen konservativen Methoden vorbehalten. Erst die Einführung der Asepsis in den Operationssaal und die Entwicklung der Narkose schufen um die Mitte des 19. Jahrhunderts die notwendigen Voraussetzungen für ein operatives Vorgehen bei Knochenbrüchen.

Als Pionier und Wegbegründer der Plattenosteosynthese gilt der Hamburger Chirurg Carl Hansmann. Er publizierte 1889 „Eine neue Methode der Fixierung der Fragmente bei komplizierten Frakturen“. Die Plattenosteosynthese von Hansmann wurde mit monokortikalen Stiftschrauben, die aus den Weichteilen herausragten, direkt am Knochen fixiert. Eine Besonderheit ist die flächenhafte Kontaktstelle zwischen Schraubenkopf und Platte, die den Ansatz einer Winkelstabilität vermuten lässt [88].

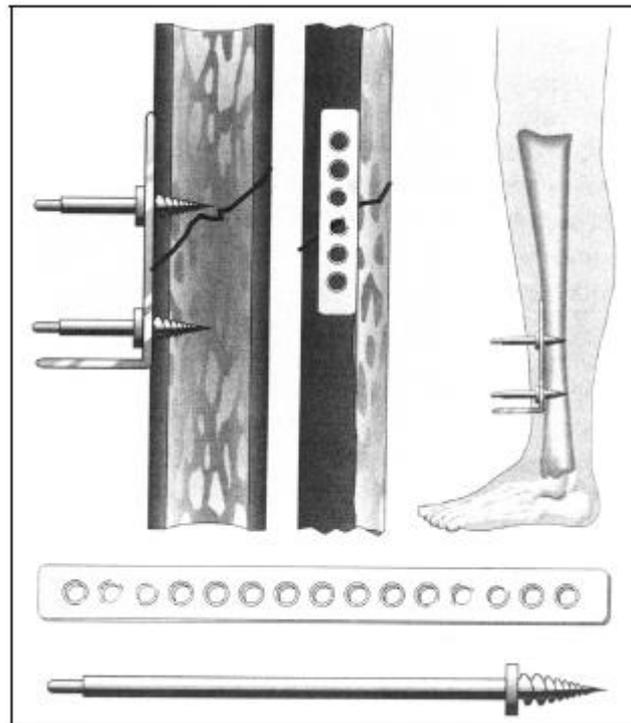


Abbildung 2.2: Die Plattenosteosynthese von Carl Hansmann 1889 [88].

In den folgenden Jahrzehnten befassten sich weitere Kliniker mit der Entwicklung von Schrauben-Platten-Systemen zur Fixierung einer Fraktur. In diesem Rahmen ist auch der Belgische Chirurg Albine Lambotte zu nennen. Er führte 1907 erstmals die Bezeichnung der „Osteosynthese“ ein und konzipierte ein Plattensystem, bei dem die Schrauben unter der Haut versenkt wurden.

Dennoch stieß die operative Frakturversorgung erst Mitte des 20. Jahrhunderts auf eine wirklich breite Akzeptanz. Einen großen Beitrag lieferte hierzu die Einführung eines standardisierten chirurgischen Therapiekonzepts von Frakturen durch die AO. In der 1. Ausgabe des „Manuals der Osteosynthese“ 1969 wurden die Grundsätze dieses Therapiekonzepts durch M. E. Müller, M. Allgöwer und H. Willenegger

festgehalten. Oberste Doktrin in der Frakturbehandlung war das Erstreben einer absoluten Stabilität durch interfragmentäre Kompression sowie eine exakte anatomische Reposition der Frakturfragmente [51, 78]. Hinter diesen Prinzipien verbarg sich die Absicht, eine direkte Knochenheilung ohne Kallusbildung herbeizuführen. Die Kallusbildung galt als ein Zeichen für Instabilität und wurde negativ bewertet. Ausschlaggebend für diese Auffassung war die Arbeit von Danis. Er war von der Notwendigkeit einer absolut stabilen Frakturfixierung überzeugt und konzipierte 1949 eine Platte, die sog. „coapteur“, welche durch interfragmentäre Kompression die erwünschte Stabilität erreichte.

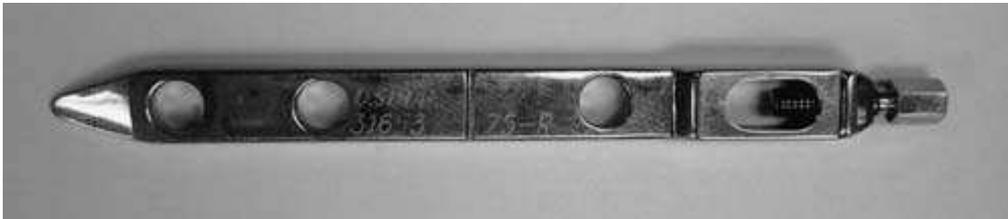


Abbildung 2.3: Die von Danis entwickelte Platte „coapteur“. Durch das Festziehen der seitlichen Schraube wird eine interfragmentäre Kompression erreicht [82].

Unter der Anwendung dieser Platte, beobachtete Danis eine Form der Knochenheilung, die er als „soudure autogene“ bezeichnete. Im Deutschen setzte sich für diesen Heilungsprozess der Begriff der primären bzw. direkten Knochenheilung durch [82]. Das revolutionäre Konzept von Danis prägte die weitere Entwicklung der Plattenimplantate und wurde von der AO in ihrer Lehrmeinung zur Frakturbehandlung aufgegriffen.

Der Grundsatz der stabilen inneren Fixierung konnte nach Ansicht der AO am besten durch die Plattenosteosynthese realisiert werden. Die Entwicklung der Dynamic Compression Plate (DCP) durch Perren, Allgöwer, Russenberger et al. 1964 war diesbezüglich eine bedeutende Innovation.

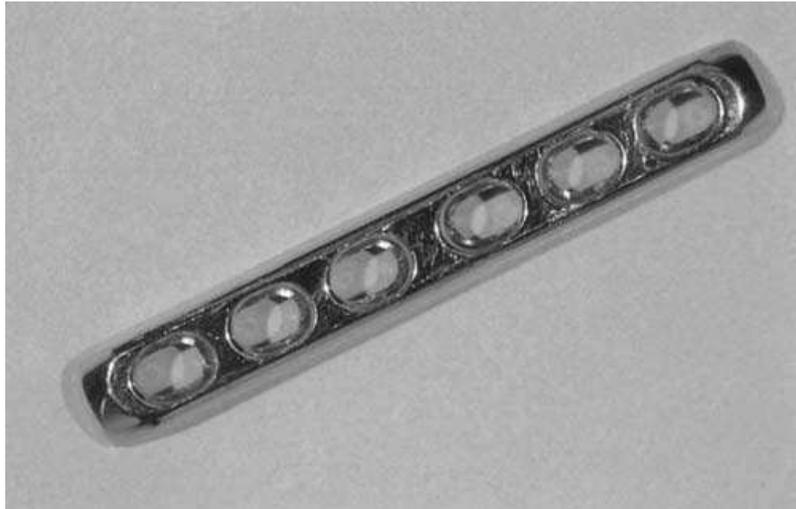


Abbildung 2.4: Die Dynamic Compression Plate (DCP) [82].

Das spezielle Design der DCP zeichnete sich vor allem durch ein ovales, konisches Plattenloch aus (**Abb. 2.4**). Beim Eindrehen des Schraubenhalses führte die konische Form des Loches zu einer Seitenverschiebung der Platte und bewirkte auf diese Weise eine axiale Kompression im Frakturspalt [51, 69].

Mit der zunehmenden Verbreitung dieser Operationstechnik kamen jedoch die Nachteile einer absolut stabilen Fixierung und einer aufwendigen anatomischen Rekonstruktion immer deutlicher zu Tage. Jede direkte Knochenheilung unter rigider Plattenosteosynthese stellte einen Wettlauf zwischen Mechanik und Biologie dar [78]. Die starren Osteosynthesen konnten die absolute Stabilität nur für Wochen bis Monate aufrechterhalten. War bis dahin die biologische Knochenkonsolidierung noch nicht abgeschlossen, führte die plötzliche Instabilität zu einer verzögerten Frakturheilung mit den möglichen Komplikationen Infektion, Sequestrierung der nekrotischen Knochenareale und Pseudoarthrose. Eine fortwährende Instabilität hatte auch die Ermüdung des Osteosynthesematerials zur Folge und nicht selten kam es zum Implantatbruch.

Um eine stabile Knochen-Platten-Verbindung zu erzielen, wurde bei der konventionellen Plattenosteosynthese mit einer adäquaten Anzahl von Schrauben das Implantat fest an den Knochen montiert. Die Beobachtung von Knochennekrosen unter dem Implantat nach durchgeführter Plattenosteosynthese wurde zunächst als Inaktivitätsosteoporose gedeutet. Dem Wolff'schen Gesetz entsprechend nahm man an, dass der plattennahen Knochenverlust aus der mechanischen Entlastung durch die Osteosynthese resultierte [61]. Diese Hypothese

wurde aber wieder verlassen, als in zahlreichen experimentellen Studien ein Zusammenhang zwischen den Knochennekrosen und der Schädigung der periostalen Perfusion durch die Platte nachgewiesen werden konnte [61, 82]. Eine enge Korrelation zwischen der Auflagefläche der Platte und der darunter auftretenden vaskulären Beeinträchtigung wurde von Lüthi et al. dokumentiert [49]. Vattolo untersuchte die Anwendung einer Platte mit verminderter Knochenauflage und konnte zeigen, dass diese mit einem verminderten Knochenschwund einherging [61]. Den umgekehrten Nachweis erbrachten Gautier und Perren mit der Evaluierung der flexibleren Polyacetalplatte. Diese setzte die mechanische Entlastung des Knochens herab, zeigte aber dennoch durch ihre größere Auflagefläche eine Zunahme der Knochennekrosen [27].

Die neuen Erkenntnisse offenbarten die Bedeutung einer möglichst unversehrten Blutversorgung für die Frakturheilung. Unter diesem Gesichtspunkt wurde von Perren et al. die Low Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP) konzipiert.

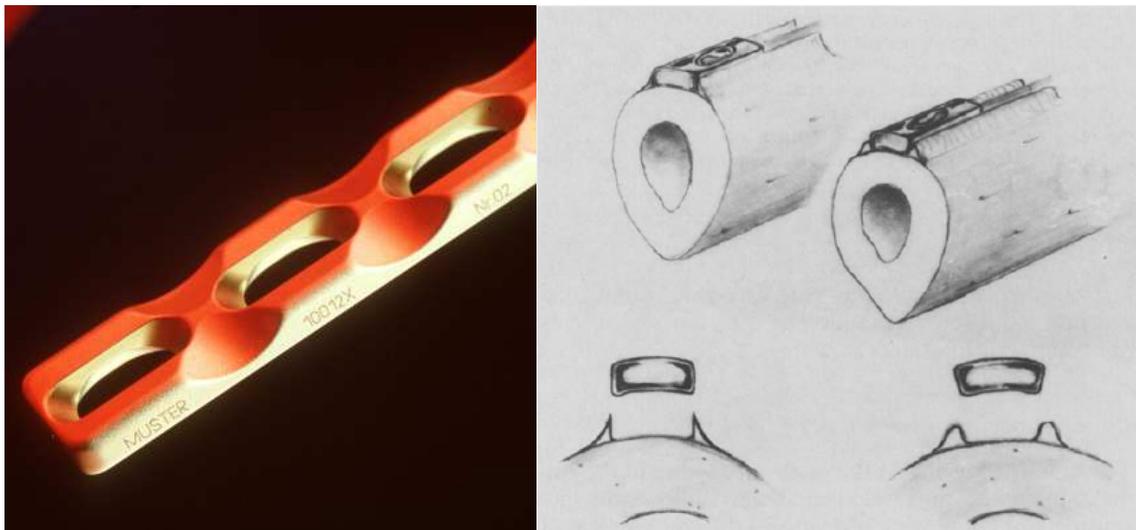


Abbildung 2.5: Unterseite der LC-DCP. Die Auflagefläche auf den Knochen ist auf ein Minimum reduziert [50].

Abbildung 2.6: Lammellenförmigen Knochenanbauten an der LC-DCP. Links bei einer Platte mit einem rechteckförmigen Querschnitt. Rechts bei einer Platte wie der LC-DCP mit einem trapezoiden Querschnitt [62].

Da man wusste, dass eine direkt aufliegende, glatte Implantatunterfläche zur Kompromittierung der periostalen Gefäße und konsekutiver Knochennekrose führt, wurde mit dem neuen Plattendesign die Knochenauflagefläche um 50% gegenüber

der herkömmlichen DCP reduziert (**Abb. 2.5**) [24]. Mit einem trapezoiden Querschnitt der Platte wurde erreicht, dass die perimplantären lamellenförmigen Knochenanbauten niedriger und breiter wurden [63]. Dies bedeutete eine geringere Schädigung der Knochenanbauten bei der Implantatentfernung und dadurch ein geringeres Refrakturrisiko (**Abb. 2.6**).

Aus biomechanischer Sicht blieb die LC-DCP dem Prinzip der konventionellen Plattenosteosynthese jedoch treu. Die LC-DCP evozierte wie die DCP Kompressionskräfte auf Periost und Knochen. Aus diesen Reibungskräften am Knochen-Platten-Kontaktpunkt leitete sich die Stabilität der Plattenosteosynthese ab. Diese Form der absolut stabilen Plattenosteosynthese wurde jedoch zunehmend kritisch bewertet und die Notwendigkeit von einer atraumatischen Operationstechnik mit Schonung der Weichteile rückte immer mehr in den Vordergrund des Bewusstseins. In den 80er-Jahren des letzten Jahrhunderts entfernte man sich von der Philosophie der akribisch genauen anatomischen Reposition und der absoluten Stabilität, stattdessen legte man nun den Fokus auf eine Schonung der Vitalität und Vaskularität des Knochens [69]. Von der AO vorangetrieben, wurde das „Konzept der biologischen Osteosynthese“ entwickelt. Dieses Konzept berücksichtigte die neuen Prinzipien. Die biologische Osteosynthese zielte darauf ab, die physiologischen Abläufe der Frakturheilung so wenig wie möglich zu irritieren. Eine zurückhaltende chirurgische Vorgehensweise mit geringer Weichteildissektion und minimaler Schädigung der Blutversorgung waren dabei von zentraler Bedeutung [10, 23, 28].

Neben neuen Operationstechniken verlangte das Konzept der biologischen Osteosynthese auch die Entwicklung von neuen Implantaten, welche den biologischen Prinzipien gerecht wurden.

Die Entwicklung der Winkelstabilität bedeutete eine Änderung im Stabilisierungskonzept der Plattenosteosynthesen. Bei winkelstabilen Implantaten ist ein hoher Anpressdruck der Platte an den Knochen für eine ausreichende Stabilität nicht notwendig. Diese wird durch die kraftschlüssige Verbindung, von den im Knochen fixierten Schrauben und dem Fraktur überbrückenden Kraftträger, gewährleistet, die keine Verschiebung des Befestigungswinkels zulässt. Die erste Version der neuen Implantatgeneration war der PC-Fix (Point Contact Fixator). Die AO realisierte mit dem PC-Fix die Grundidee eines winkelstabilen Fixateurs interne. Die Kraftübertragung erfolgt hier nicht mehr durch Reibung, sondern durch die winkelstabile Schrauben-Platten-Verbindung. Auf diese Weise konnte die

Implantatauflage an der Knochenfläche auf ein Minimum reduziert und die periostale Durchblutung geschont werden. Daneben reichen monokortikale Schrauben aus, um die Stabilität des Systems zu gewährleisten, so dass auch die Perfusion der Markhöhle weniger beeinträchtigt wurde. Mit der klinischen Anwendung des PC-Fix ab 1993 konnten die aus einer gestörten ossären Durchblutung resultierenden Komplikationen abermals minimiert werden [36, 43].

Eine Weiterentwicklung des PC-Fix stellt das LISS (Less Invasive Stabilisation System) dar. Dieses System setzt die Maxime des „limited contact“ - Prinzips optimal um und erfordert keinen Kontakt mehr zwischen Platte und Knochen. Die winkelstabile Verankerung des Implantats basiert auf einem Gewinde in den Schraubenlöchern und den Schraubenköpfen. Das LISS wird als minimalinvasive Plattenosteosynthese perkutan mit Hilfe eines Insertionhandgriffs am Knochen positioniert. Zuvor wird die Fraktur geschlossen reponiert, um eine weitere Traumatisierung der Frakturregion und damit der Vaskularität zu verhindern. Die Schrauben werden über Hülsen ebenfalls perkutan angebracht [43]. Im Rahmen einer großen Multizentrumsstudie konnten Schütz et al. hervorragende Resultate für die klinische Anwendung des LISS nachweisen [68].

Die LCP (Locking Compression Plate) brachte eine weitere Erneuerung auf dem Gebiet der Plattenosteosynthesen. Sie weist eine modifizierte Geometrie der Lochform auf, die einerseits den Einsatz von konventionellen und andererseits von winkelstabilen Schrauben erlaubt (**Abb. 2.7**). Dieses bringt dem Chirurgen die Flexibilität sich je nach Frakturform intraoperativ zwischen einer konventionellen Osteosynthese im Sinne einer Kompressionsosteosynthese oder für eine winkelstabile Osteosynthese zu entscheiden. Dabei besteht im Wesentlichen bei Gelenkfrakturen oder einfachen metaphysären Frakturen weiterhin die Indikation für eine stabile Kompressionsosteosynthese. Bei Mehrfragmentfrakturen im diaphysären und metaphysären Bereich langer Röhrenknochen ist die elastischen Plattenosteosynthese mit langstreckiger Überbrückung der Frakturzone, die Therapie der Wahl [19, 26, 43, 77].



Abbildung 2.7: Schraubenloch der LCP. Im rechten Teil des Lochs ist ein Gewinde für den Einsatz von winkelstabilen Schrauben geschnitten. Der linke Teil weist kein Gewindemechanismus auf und ermöglicht die Fixierung der Platte mit herkömmlichen Kortikalisschrauben [80].

2.3 Die elastische Plattenosteosynthese

Die elastische Plattenosteosynthese beschreibt eine biologische Operationstechnik zur Frakturversorgung von langen Röhrenknochen, vor allem der unteren Extremitäten. Häufig werden in der Literatur die Bezeichnungen „biologische Plattenosteosynthese“ und „elastische Plattenosteosynthese“ gleichgesetzt, jedoch sollte man hinsichtlich der Montage zwischen „elastischer“ biologischer und „rigider“ biologischer Plattenosteosynthese differenzieren [78].

Bei der elastischen Plattenosteosynthese wird, unter strenger Berücksichtigung der Weichteilverhältnisse, die Platte Fraktur überbrückend und ohne interfragmentäre Kompression eingebracht. Dadurch kann eine zweite Traumatisierung der Frakturregion durch den Eingriff vermieden werden. Die Indikation für die biologische überbrückende Technik gilt heute im Wesentlichen für Mehrfragmentbrüche. Bei einfachen Schaftbrüchen großer Röhrenknochen ist nach wie vor die intramedulläre Osteosynthese mit einem Marknagel Methode der Wahl. Bei der elastischen Plattenosteosynthese werden dritte Fragmente oder Stückfrakturen nicht eingepasst. Direkt verschraubt werden nur die beiden Hauptfragmente mit jeweils drei bzw. zwei

Schrauben. In biomechanischen Untersuchungen und durch die klinische Erfahrung hat sich gezeigt, dass diese Anzahl der Schrauben ausreicht, um eine stabile Osteosynthese zu gewährleisten [26, 77, 78, 84].

Durch die Überbrückung der Frakturzone mit zentral mindestens 2-4 unbesetzten Plattenlöchern entsteht eine lange Biegestrecke. Dadurch nimmt die Steifigkeit der Osteosynthese ab. Die Platte kann schwingen und ermöglicht Mikrobewegungen im Frakturspalt, die als Triggermechanismus die Kallusbildung induzieren. Bei der elastischen Plattenosteosynthese erfolgt so die Frakturheilung unter dem Bild der sekundären bzw. spontanen Knochenbruchheilung, ähnlich dem Verriegelungsnagel und dem Fixateur externe.

Hinsichtlich der Operationstechnik definierte Stürmer die grundlegenden Prinzipien der elastischen Plattenosteosynthese [78]:

- Kein Ablösen von Periost oder Muskulatur vom Knochen
- Keine erzwungene fugenlose Reposition
- Kein Einpassen dritter Fragmente
- Keine interfragmentären Zugschrauben
- Keine interfragmentären Plattenzugschrauben
- Kein Plattenspanner
- Keine Kompression über DC-Löcher
- Verwendung von Titanplatten
- Mindestens 2 – 4 unbesetzte Plattenlöcher über der Fraktur

2.4 Winkelstabilität, was dann? Eine Implantatneuentwicklung

Der aktuelle Trend in der operativen Frakturversorgung von diaphysären und metaphysären Frakturen der Tibia geht zu winkelstabilen Plattensystemen wie dem LCP-System [31]. Die mit dem Fixateur interne verbundene Möglichkeit der elastischen Plattenosteosynthese mit langstreckiger Überbrückung der Frakturregion und Schonung der Fragmentdurchblutung ist hierbei entscheidend. Zusätzlich kann durch eine perkutane Applikation der Implantate in minimal invasiver Osteosynthesetechnik (MIPO) auf eine Denudierung des Frakturbereichs verzichtet und die Weichteiltraumatisierung gemindert werden [33, 65]. Bei den winkelstabilen Platten ist ein Anpressen an den Knochen nicht mehr nötig. Ihre stabilisierende

Wirkung beruht auf dem rigiden, winkelstabilen Platten-Schrauben-Interface [31, 53]. Dieses ist ausschlaggebend für eine relativ hohe Systemstabilität von winkelstabilen Implantaten [55, 67]. Die hohe Stabilität geht aber auch mit einer erhöhten Steifigkeit einher. Es konnte gezeigt werden, dass winkelstabile Platten, appliziert als Fixateur interne, eine deutlich höhere Steifigkeit haben als ein Fixateur externe [58] und teilweise ähnliche Steifigkeitswerte wie konventionelle Plattenosteosynthesen aufweisen [76]. Da die Steifigkeit einer Osteosynthese, neben der Belastung, der limitierende Faktor für die interfragmentäre Bewegung ist, ist es fraglich, ob sich die relativ hohe Steifigkeit von winkelstabilen Implantaten nicht nachteilig auf die Frakturheilung auswirkt. Indem winkelstabile Plattenosteosynthesen die indirekte Knochenheilung intendieren [59], sind sie auf eine gewisse Dynamisierung der Frakturregion angewiesen. Die relativ hohe Steifigkeit könnte das Ausmaß der interfragmentären Bewegung derart einschränken, dass eine optimale Förderung der Kallusbildung nicht mehr gewährleistet ist [45, 82]. Diese Überlegung wird von klinischen Fallstudien und biomechanischen Arbeiten untermauert [5, 41, 71, 75].

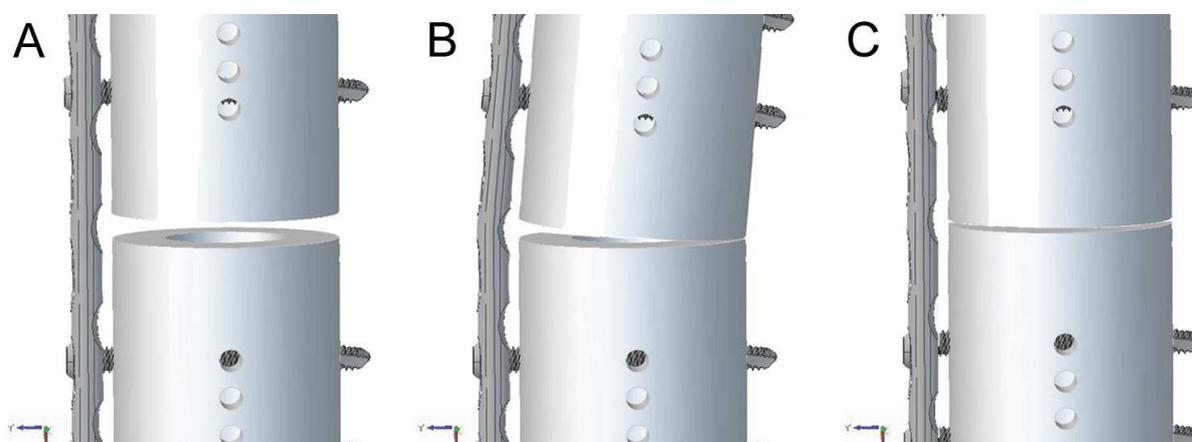


Abb. 2.8: Simulation des mechanischen Verhaltens einer winkelstabilen Plattenosteosynthese unter Belastung mit der LS und DLS. **A:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit einem Frakturspalt von 3mm. **B:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit der herkömmlichen LS unter axialer Belastung. Es kommt durch die Biegung der Platte v. a. plattenfern zur interfragmentären Bewegung. **C:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit der neuen DLS unter axialer Belastung. Platten-Kunststoff-Konstrukt mit der herkömmlichen LS unter axialer Belastung Die neue DLS bewirkt in erster Linie eine Reduktion der axialen Steifigkeit und somit eine Erhöhung der plattennahen Mikrofrakturbewegung.

Besonders gefährdet scheint in diesem Zusammenhang die plattennahe Frakturregion. Durch die kraftschlüssige Verbindung zwischen Schraubenkopf und Platte erfolgt die Lastübertragung von dem Gewinde im Knochen auf das Implantat im Sinne eines einseitig eingespannten Balkens. Dies führt zur Biegung der Platte, wodurch es am Frakturspalt auf der Platten abgewandten Knochenseite (Transkortex) zu einer größeren Bewegung kommt als auf der Platten zugewandten Knochenseite (Ciskortex) (**Abb. 2.8**). Basierend auf dem mechanischen Verhaltensprinzip von winkelstabilen Plattensystemen, ist es vorstellbar dass unter bestimmten Bedingungen vor allem die plattennahe Mikrofrakturbewegung zu gering ist, um die erwünschte Kallusbildung zu stimulieren.



Postoperativ Nach 3 Monaten Nach 11 Monaten

Abbildung 2.9: Klinischer Fall eines 35 jährigen Patienten mit distaler Tibiafraktur AO 43 A2 aus der klinischen Studie im Klinikum rechts der Isar. Die postoperative Röntgenkontrolle zeigt zunächst eine regelrechte Versorgung der Fraktur mit einer eingebrachten LCP. Im Verlauf stellt sich nach 3 Monaten plattennahe eine ausbleibende Konsolidierung des Knochens dar, während plattenfern eine deutliche Kalluswolke als Zeichen der Knochenheilung zu erkennen ist. Auch nach 11 Monaten ist der Frakturspalt plattennahe noch nicht überbrückt.

Eine am Klinikum rechts der Isar der TU München durchgeführte retrospektive Untersuchung von 35 distalen Tibiafrakturen AO 43 A1-3, die im Zeitraum von 2006 bis 2008 osteosynthetisch mit einer distalen Tibia-LCP versorgt wurden, zeigten in 20% der Fälle ebenfalls plattennah eine verzögerte Knochenheilung bzw. Osteolyse [Horn et al., Publikation folgt] (**Abb. 2.9**).

Über die Variation von Material, Design, Schraubenanordnung und den Abstand der Platte zum Knochen kann die Steifigkeit eines winkelstabilen Plattensystems wie der LCP reduziert werden. Stoffel et. al. beschreiben in ihrer Arbeit ausführlich wie hierüber die Steifigkeit eines Fixateurs interne kontrolliert werden kann [77]. Allerdings ändern diese Methoden, wie das Weglassen der frakturnahen Schrauben, vor allem auch die Biegesteifigkeit der Osteosynthese. Dies hat zur Folge, dass eine Abnahme der Steifigkeit mit bisherigen Techniken vor allem die interfragmentäre Bewegung auf der Platten abgewandten Frakturseite erhöht, während eine Zunahme der interfragmentären Bewegung auf der Platten zugewandten Knochenseite weiterhin ausbleibt. Es fehlt an einer Strategie, die in erster Linie die axiale Steifigkeit vermindert, dabei aber gleichzeitig die Biegesteifigkeit so wenig wie mögliche beeinflusst. Auf diese Weise könnte der unsymmetrischen Verteilung der interfragmentären Bewegung entgegengewirkt werden.

Vor diesem Hintergrund wurde von der Unfallchirurgischen Abteilung des Klinikum rechts der Isar der TU München in Zusammenarbeit mit der Firma Synthes (Oberdorf/Schweiz) eine neuartige Schraubengeneration, die Dynamische Kopfverriegelungsschraube (engl. Dynamic Locking Screw DLS), entwickelt.



Abbildung 2.10: Dynamische Kopfverriegelungsschraube (engl. Dynamic Locking Screw DLS, Synthes).

Die Schraube setzt sich aus zwei Elementen zusammen, einem Schraubengewinde in Form einer Hülse und einem Stift mit dem Verriegelungskopf der Schraube. Beide sind so miteinander verbunden, dass eine minimale Bewegung innerhalb der Schraube möglich ist, ohne dass dabei aber die Festigkeit des Schrauben-Knochen-Interface oder des Platten-Schrauben-Interface beeinflusst wird.

Dies führt vor allem zu einer Abnahme der axialen Steifigkeit eines winkelstabilen Plattenkonstruktes und bewirkt eine eher ausgeglichene Verteilung der Mikrobewegung am Frakturspalt (**Abb. 2.8**) Die theoretische Überlegung ist, dass auf diese Weise überwiegend die plattennahe interfragmentäre Bewegung erhöht werden kann, um auch am Ciskortex optimale Bedingungen für die spontane Knochenheilung zu schaffen.

2.5 Hintergrund und Zielsetzung

Die Prinzipien für die Anwendung der aktuellsten winkelstabilen Platte, der LCP, basieren zum großen Teil auf der klinischen Erfahrung älterer winkelstabiler Systeme (PC-Fix, LISS) und auf biomechanischen Untersuchungen [19, 26, 84]. Experimentelle Tierstudien zur Evaluierung der LCP finden sich bisher nur wenig in der Literatur. An der Musculoskeletal Research Unit (MSRU) der Vetsuisse Fakultät in Zürich erfolgen derzeit in vivo Untersuchungen am Schaf zur Knochenheilung und Stabilität von Osteosynthesen mit der LCP. Es gibt allerdings wesentliche Unterschiede in der veterinären und humanen Plattenosteosynthese. Das postoperative Management einer plattenosteosynthetisch versorgten Fraktur sieht beim Menschen einen Zeitraum der Teilbelastung von mindestens sechs Wochen vor. Dieses lässt sich beim Tier nur schwer realisieren und dementsprechend unterscheiden sich auch die Anforderungen an das Osteosynthesematerial und die Operationstechnik. Die operativ behandelte Fraktur muss beim Tier direkt belastungsstabil sein. Eine Frakturversorgung im Sinne der elastischen Plattenosteosynthese, bei der die Hauptfragmente mit jeweils nur drei Schrauben fixiert werden, wäre für das Schaf nicht stabil genug. Dieses haben Erfahrungswerte aus Zürich gezeigt. Daher wurde bei der in vivo LCP-Studie die Platte proximal und distal mit jeweils fünf bzw. vier Schrauben besetzt, ohne dabei die Fraktur mit einem schraubenfreien Plattenabschnitt zu überbrücken. Neben der modifizierten

Schraubenkonfiguration wurde eine höhere Stabilität der Plattenosteosynthese beim Schaf auch durch eine rigidere Geometrie und durch das Material (Stahl) des Implantates selbst erreicht.

Das erste Ziel der vorliegenden Arbeit war es anhand von Platten-Kunststoff-Konstrukten die Steifigkeitsunterschiede zwischen humanem und veterinärem LCP-System zu quantifizieren und miteinander zu vergleichen. Die Erkenntnisse aus den Tierversuchen sollten somit, unter Berücksichtigung der ermittelten Steifigkeitsdifferenz, auf die klinische Praxis übertragen werden können.

Im zweiten Teil der Arbeit sollte der Einfluss der neuen Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf das mechanische Verhalten einer winkelstabilen Osteosynthese untersucht werden. Hierzu wurden die veterinären und humanen Osteosyntheseodelle einmal mit Implantierung der konventionellen Verriegelungsschrauben (LS) und das andere Mal mit Verwendung der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) miteinander verglichen. Ziel war es zu bestätigen, dass die DLS die axiale Steifigkeit vermindert und die interfragmentäre Bewegung vor allem am plattennahen Kortex erhöht, ohne dabei die Biegesteifigkeit im Wesentlichen zu beeinflussen.

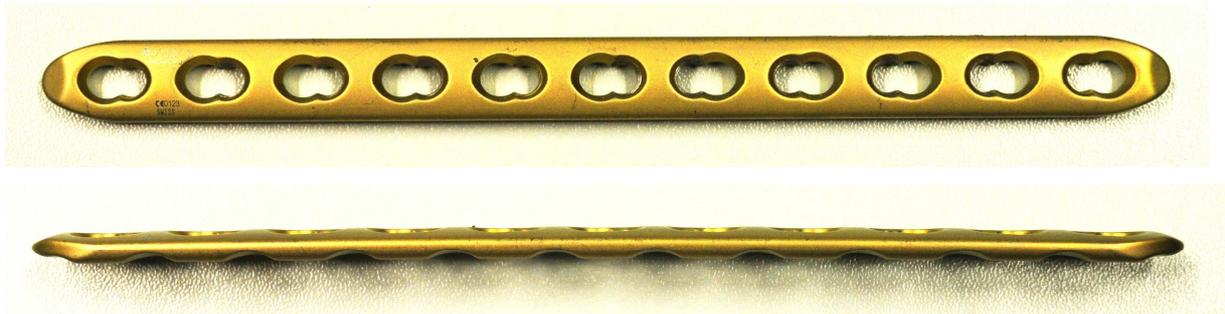
3 Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Implantate

Es wurden zwei unterschiedliche LCPs der Firma Synthes GmbH (Oberndorf/Schweiz) getestet. Die Locking Compression Plate (LCP) 3.5, 11 Löcher, L 150mm aus Titan, die als AO-Standard für die humane Anwendung zur Verfügung steht und die Locking Compression Plate (LCP) 3.5, breit, 12 Löcher, L 159mm aus Stahl für den veterinären Bedarf.

A



B



Abbildung 3.1 A: Locking Compression Plate (LCP) 3.5, 11 Löcher, L 150mm aus Titan für die humane Anwendung. **B:** Locking Compression Plate (LCP) 3.5, breit, 12 Löcher, L 159mm aus Stahl für den veterinären Bedarf.

3.1.2 Schrauben

Zur Montage der Platten wurde die herkömmliche Verriegelungsschraube Stardrive®, (engl.: Locking Screw, LS) selbstschneidend, Ø 3,5mm, L 40mm einmal aus Titan Alloy (Ti) und das andere mal aus Stahl (St) der Firma Synthes (Oberndorf/Schweiz)

verwendet. Des Weiteren wurde die neue Dynamische Kopfverriegelungsschraube (engl. Dynamic Locking Screw, DLS), selbstschneidend, Ø 3,5mm, L 50mm aus Kobalt-Chrom (CC) der Firma Synthes (Oberndorf/Schweiz) eingesetzt.

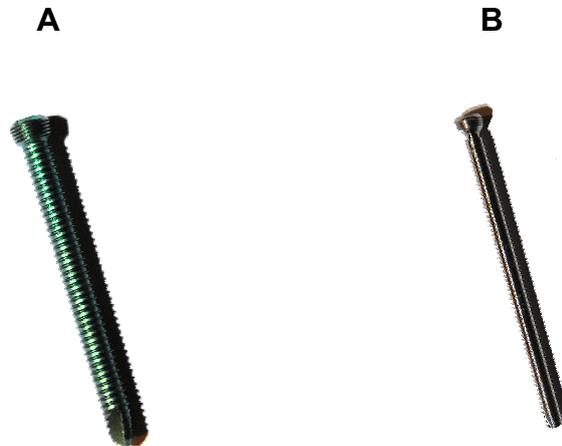


Abbildung 3.2 A: Herkömmliche Kopfverriegelungsschraube (LS) aus Titan **B:** Neue Dynamische Kopfverriegelungsschraube (DLS) aus Kobalt Chrom.

3.1.3 POM-C-Zylinder

Für die Knochensimulation wurde ein Kunststoffrohr aus Polyoxymethylen Copolymer (POM C) mit einem Außendurchmesser von 30mm und einem Innendurchmesser von 16mm verwendet. Aus dem POM-C-Rohr wurden Zylinder mit jeweils einer Länge von 80mm angefertigt. Die Kunststoffzylinder wichen mit einer Spezifikation des E-Moduls von 2600-3100N/mm² von den Materialeigenschaften des kortikalen Knochens ($E=17 \times 10^3\text{N/mm}^2$, [11]) ab, erwiesen sich aber dennoch für die biomechanischen Versuche als geeignet. Dies konnte mit Hilfe des optischen Messsystems in einem Vorversuch nachgewiesen werden. Die POM-C-Zylinder wurden von der Firma SAHLBERG GmbH & Co. KG in München bezogen.

3.1.4 Prüfmaschine

Für die definierte Belastung der Versuchsaufbauten wurde eine zwicki-Line Materialprüfmaschine (Typ Z2,5 TN) der Firma Zwick GmbH & Co aus Ulm verwendet. Die Maschine besteht im Wesentlichen aus einem einsäuligen Lastrahmen mit einer Fahrtraverse. Die Traversengeschwindigkeit ist optional von 0,001 bis 1000 mm/min einstellbar. Weitere Parameter wie Vorkraft,

Belastungsablauf etc. können über die dazugehörige testControl Software reguliert werden. Die Prüfmaschine ist mit einem handelsüblichen PC betreibbar.

3.1.5 *Optisches Messsystem*

Zur Untersuchung der Verformung der Kunststoffzylinder und der Mikrofrakturbewegung wurde das optische Messsystem PONTOS 5M der Firma GOM (Braunschweig) eingesetzt. Das Messsystem wird hauptsächlich im Fahrzeug- und Flugzeugbau verwendet. Es besteht aus zwei CCD-Kameras (Charge-couplet Device) mit einer Auflösung von 2448x2048 Pixel. Die Genauigkeit liegt bei 0,005mm. Eine Aufnahme ist mit einer Bildrate von 15Hz bis zu 30Hz möglich. Die Anzahl der aufzunehmenden Messpunkte ist unbegrenzt.



Abbildung 3.3: Optisches Messsystem Pontos der Firma GOM. Dieses besteht aus zwei CCD Kameras und zwei Lichtstrahlern.

3.1.6 *Software*

Die Daten der Zwick-Prüfmaschine wurden mit der entsprechenden Software testXpert® II erfasst. Die Messwerte für die applizierte Kraft und die Längenänderung wurden als Standardformate (txt. Datei) exportiert und anschließend in eine Vorlage der Software Madlap importiert. Matlab ist eine kommerzielle, plattformunabhängige Software des amerikanischen Unternehmens The MathWorks, Inc. zur Mathematischen Berechnung, Analyse, Visualisierung und Algorithmenentwicklung. Die Software ist primär für numerische Berechnungen mithilfe von Matrizen ausgelegt.

Neben Madlap wurden die Daten mit Microsoft Excel 2003 bearbeitet. Hierüber erfolgte die Auswertung der Messdaten in Form von Boxplots und Tabellen. Zur

Bewertung der interfragmentären Bewegung stand die Software des optischen Messsystems PONTOS zur Verfügung. Die gesuchten Werte konnten ebenfalls als txt. Datei exportiert und mit der Software Matlap ausgewertet und graphisch dargestellt werden.

3.2 Frakturmodelle

Die Frakturmodelle wurden einer einfachen Querfraktur der Tibia nachempfunden. Die Abmaße des POM-C-Rohres entsprachen dabei in etwa der Anatomie der humanen distalen Tibia (\varnothing 30mm, Kortikalisdicke 7mm) [35]. Für die Anbringung der Implantate wurden in die Kunststoffzylinder jeweils sechs Schraubenlöcher durch beide Zylinderwände gebohrt, um später eine bikortikale Verschraubung simulieren zu können. Die Bohrung der Schraubenlöcher erfolgte mittels einer CNC-Maschine des Lehrstuhles für Medizintechnik der Technischen Universität München und lag bei einer Genauigkeit von 5/1000mm. Vor dem Einschrauben der DLS in den Kunststoffzylinder wurde ein Gewinde geschnitten.

Im nächsten Arbeitsschritt wurden die LCPs auf die POM-C-Zylinder montiert. Dabei wurden immer zwei Kunststoffzylinder mit einer Platte verschraubt. Ein Abstand von 3mm zwischen den Zylindern simulierte den Frakturspalt. Die genaue Einhaltung dieser Weite konnte mit einem Parallelendmaß kontrolliert werden. Die Platten lagen den Kunststoffzylindern nicht direkt auf, sondern wurden mit einem Platten-Kunststoff-Abstand von 2mm fixiert. Dies entspricht der biologischen Plattenosteosynthese und dient in der Praxis der Erhaltung der ossären Vaskularität. Mit dem entsprechendem Parallelendmaß war es auch hier möglich den Abstand bei allen Konstrukten exakt einzustellen.

Das Eindrehen der Schrauben erfolgte bis kurz vor der Verriegelung maschinell. Mit einem Drehmoment-Schraubendreher wurden die Schrauben dann komplett in der Platte versenkt und der Schraubenkopf mit 1,5Nm verriegelt.

Bei der Anfertigung der Frakturmodelle wurde zwischen folgenden drei Konfigurationen der LCP-Osteosynthese unterschieden.

1) Veterinäre LCP mit der Schraubenkonfiguration 5/4 (LCP vet):

Die erste Konfiguration simulierte die ovine Plattenosteosynthese aus den Tierversuchen an der Musculoskeletal Research Unit (MSRU) der Vetsuisse Fakultät in Zürich. Als Platte diente die LCP für die veterinäre Anwendung. Entsprechend der praktizierten Montagetechnik bei den Schafen wurde das proximale Fragment mit fünf Schrauben und das distale Fragment mit vier Schrauben besetzt. Zur Fixierung der Platte wurden zum einen die herkömmlichen LS aus Stahl und zum anderen die neue DLS verwendet. Eine Überbrückung des Frakturspalts mit einem schraubenfreien Plattenabschnitt fand nicht statt.



Abbildung 3.4: 3D CAD-Zeichnung des veterinären Osteosynthesemodells (LCP vet)

2) Humane LCP mit der Schraubenkonfiguration 5/4 (LCP hum 5/4):

In der zweiten Konfiguration wurde die humane LCP mit der veterinären Schraubenanordnung (5/4) kombiniert. Auf diese Weise konnte in einem Vergleich zu der LCP vet der Einfluss der Platte und in einem Vergleich zu der LCP hum 3/3 der Einfluss der Schraubenkonfiguration auf die Steifigkeit jeweils separat untersucht werden. Die Platte wurde einmal mit der herkömmlichen LS aus Titan und das andere Mal mit der neuen DLS an den Kunststoff montiert.



Abbildung 3.5: 3D CAD-Zeichnung des Osteosynthesemodells mit humanem Implantat und veterinärer Schraubenanordnung (LCP hum 5/4).

3) Humane LCP mit der Schraubenkonfiguration 3/3 (LCP hum 3/3):

Bei der dritten Konfiguration wurde die LCP für die humane Anwendung verwendet. Im Sinne der elastischen Plattenosteosynthese blieben die spaltnahen Plattenlöcher unbesetzt. Die humane LCP wurde mit drei Schrauben pro Fragment fixiert. Hierzu wurden einmal die konventionelle LS aus Titan eingesetzt und das andere Mal die neue DLS.

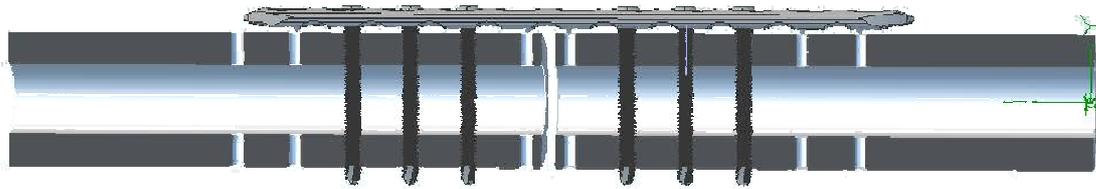


Abbildung 3.6: CAD-Zeichnung eines Längsschnitts des humanen Osteosynthesemodells (LCP hum 3/3).

Von den drei LCP-Osteosynthesen wurden jeweils 12 Konstrukte angefertigt, 6 davon mit Verwendung der herkömmlichen LS und 6 mit der neuen DLS. Insgesamt wurden somit 36 Konstrukte erstellt.

Osteosynthese	Platte	Schrauben	Schrauben - konfiguration	Stückzahl
vet LCP 5/4	LCP vet	LS St	5/4	n=6
hum LCP 5/4	LCP 3,5 Ti	LS Ti	5/4	n=6
hum LCP 3/3	LCP 3,5 Ti	LS Ti	3/3	n=6
vet LCP 5/4	LCP vet	DLS CC	5/4	n=6
hum LCP 5/4	LCP 3,5 Ti	DLS CC	5/4	n=6
hum LCP 3/3	LCP 3,5 Ti	DLS CC	3/3	n=6

Tabelle 3.1: Übersicht der Osteosynthesemodelle

3.3 Vorversuch

In einem einfachen Vorversuch konnte die Verformung der POM C-Zylinder mit Hilfe des optischen Messsystems gemessen werden. Dafür wurden mehrere Marker auf ein Osteosynthesemodell aufgebracht und dieses in der Prüfmaschine mit einer Kraft von 300N axial belastet. Die Verformung des POM C während des Kompressionsversuches wurde anhand der Verschiebungen innerhalb des aufgetragenen Markermusters von dem optischen Messsystem registriert.

3.4 Mechanische Eigenschaften einer Osteosynthese

Durch die postoperative Belastung einer stabilisierten Fraktur kommt es zu komplexen 3D-Relativbewegungen zwischen den Knochenfragmenten. Diese werden unter dem Begriff „interfragmentäre Bewegung“ zusammengefasst. Ist die Belastung vordefiniert, wird die Dimension der interfragmentären Bewegung im Wesentlichen durch die Steifigkeit der Osteosynthese bestimmt. Die Steifigkeit beschreibt die Beziehung zwischen der applizierten Belastung und der daraus resultierenden Verschiebung der Fragmente.

Eine Osteosynthese stellt ein räumliches Gebilde mit sechs Freiheitsgraden dar. Sie ist einer Belastung ausgesetzt, die sich aus dem Zusammenwirken von jeweils drei Kräften (F_x , F_y , F_z) und drei Momenten (M_x , M_y , M_z) ergibt.

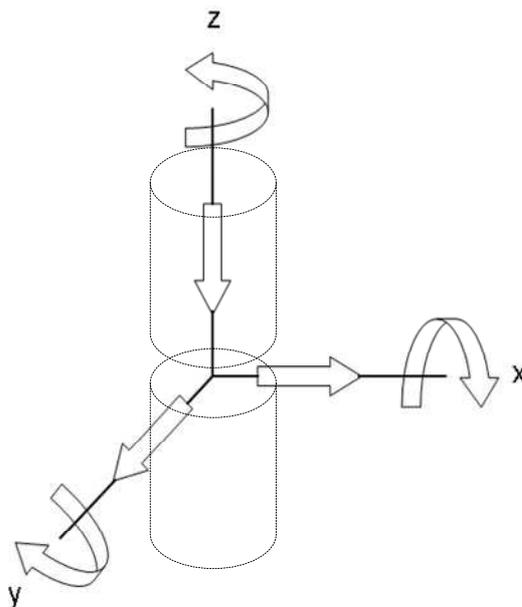


Abbildung 3.7: Dreidimensionale interfragmentäre Bewegung

Die Kräfte und Momente erzeugen am Frakturspalt korrespondierende 3D Verschiebungen (interfragmentäre Bewegung) aus drei Translationen in x-, y-, und z-Richtung und drei Rotationen um die x-, y-, und z-Achse. Während die Momente M_x und M_y eine Biegewirkung für die Osteosynthese bedeuten, ist die mechanische Wirkung des Moments M_z anders. Dieses Moment wird auch Torsionsmoment genannt und bewirkt eine Drehung um die Längsachse der Osteosynthese.

Die zusammengesetzte Belastung aus den drei Kräften (F_x , F_y , F_z) und den drei Momenten (M_x , M_y , M_z), kann in Form eines Belastungsvektors beschrieben werden. Auch die hervorgerufenen Translations- und Rotationsbewegungen zwischen den Fragmenten, können in Form eines Vektors zusammengefasst werden. Durch die mathematische Verknüpfung beider Vektoren in einer Matrixgleichung lässt sich die 3D Steifigkeit einer Osteosynthese bestimmen.

Zur Ermittlung der 3D Steifigkeit einer Osteosynthese haben Duda et. al. folgende sechs Lastfälle in Bezug auf die Hauptbelastungsrichtungen in vivo definiert [12]:

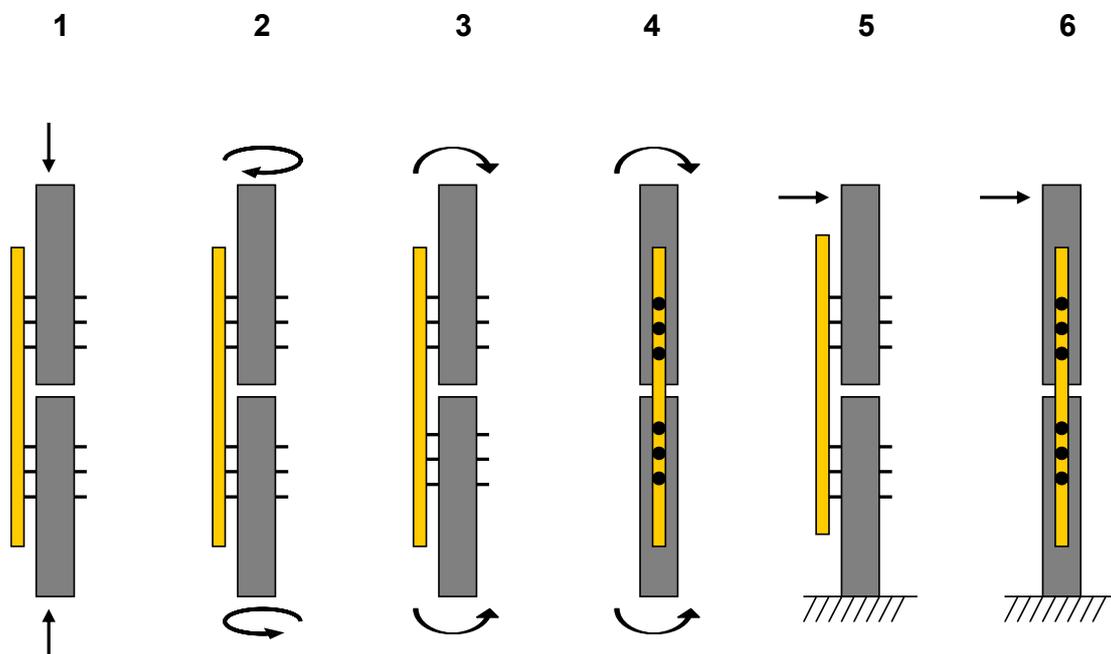


Abbildung 3.8: Schematische Darstellung der von Duda et. al. definierten 6 Lastfälle. 1 axiale Kompression, 2 Torsion, 3 medio-laterale Biegung, 4 antero-laterale Biegung, 5 medio-laterale Scherung und 6 antero-laterale Scherung (modifiziert nach [65]).

Liegt eine rein einachsige Belastung vor, kann die Steifigkeit selektiv als Proportionalitätsfaktor zwischen der jeweiligen Belastung und der resultierenden Hauptverschiebung definiert werden. Es ergeben sich dadurch axiale Steifigkeit ($F_z/\Delta z$), Torsionssteifigkeit (M_z/α_z), medio-laterale Biegesteifigkeit (M_y/α_y) antero-posteriore Biegesteifigkeit (M_x/α_x), medio-laterale Schersteifigkeit ($F_x/\Delta x$) und antero-posteriore Schersteifigkeit ($F_y/\Delta y$). Abhängig von der Definition der Steifigkeit wird die Belastung als Kraft (N) oder Moment (Nm) angegeben und die Verschiebung als Längenänderung (mm) oder Winkelgrad ($^\circ$).

3.5 Versuchsanordnung

In der vorliegenden Arbeit wurden gezielt die axiale Steifigkeit und die medio-laterale Biegesteifigkeit aller LCP-Osteosynthesen bestimmt. Ausgehend von der Arbeit von Duda et al. zur Ermittlung der 3D Steifigkeit wurden folgende Lastfälle untersucht:

Lastfall 1 = axiale Kompression

Lastfall 3a = medio-laterale Biegung schließend

Lastfall 3b = medio-laterale Biegung öffnend

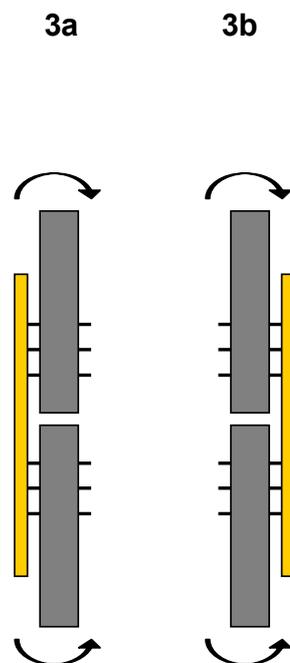


Abbildung 3.9: Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend) und Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend).

Bei dem Lastfall medio-laterale Biegung (Lastfall 3) wurde abhängig von der einwirkenden Richtung des Drehmoments zwischen schließend (Lastfall 3a) und öffnend (Lastfall 3b) unterschieden. Im Fall „schließend“ wirkte ein Varusstress auf die Modelle, unter dem es zur Kompression des Frakturspalts kam. Im Fall „öffnend“ standen die Konstrukte unter einem Valgusstress, der zum Aufklappen des Frakturspalts führte.

Über die von der Prüfmaschine erfassten Daten konnten die axiale Steifigkeit sowie die medio-laterale Biegesteifigkeit schließend und öffnend für alle getesteten Konstrukte berechnet werden.

Ferner erfolgte eine genaue Analyse der plattennahen interfragmentären Bewegung (Translationen und Rotationen) bei allen LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 1 (axiale Kompression) durch das optische Messsystem.

Bestimmungsgröße	Lastfall	Messsystem	LCP-Osteosynthese
axiale Steifigkeit	1	Prüfmaschine	alle
medio-laterale Biegesteifigkeit schließend	3a	Prüfmaschine	alle
medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend	3b	Prüfmaschine	alle
interfragmentäre Bewegung	1	Prüfmaschine + optisches Messsystem	alle

Tabelle 3.2: Versuchsanordnung

3.6 Versuchsaufbau

Die für die biomechanische Testung erforderliche Kraft wurde von der einsäuligen Materialprüfmaschine (Zwick 2,5KN, Zwick GmbH Ulm) appliziert. Allerdings konnte die Prüfmaschinen nur die beiden Belastungsarten „Druck“ und „Zug“ erzeugen. Um

die oben definierten drei Lastfälle realisieren zu können, war es notwendig die zu testenden Konstrukte über eine spezielle Vorrichtung in die Prüfmaschine einzuspannen. In Anlehnung an einen Versuchsaufbau von Kassi et. al. zur Untersuchung der 3D Steifigkeit [37, 47], wurden eigens zu diesem Zweck zwei Halterungen konstruiert (**Abb. 3.10**). Die Halterungen stellten zum einen die Verbindung zur Prüfmaschine dar, zum anderen dienten sie der Anbringung und Befestigung der Konstrukte. Mit Hilfe dieser Vorrichtung war es möglich neben der Testung des Lastfalls 1 (axiale Kompression) auch die Prüfung von Lastfall 3a und 3b (medio-laterale Biegung schließend und öffnend) an der Materialprüfmaschine durchzuführen.

In der Ausgangsstellung waren die Konstrukte in der Mitte der Prüfmaschine positioniert. Auf diese Weise ließ sich die Testung von Lastfall 1 durchführen. Die Axialkraft wurde hierbei über die in vertikaler Richtung bewegliche Traverse der Prüfmaschine auf die Konstrukte aufgebracht. Zur Testung von Lastfall 3a und 3b wurden die Konstrukthalter entlang der Querbalken um den definierten Abstand von 10cm seitlich versetzt und wieder fixiert. Die Querbalken waren über Kugelgelenke mit der Prüfmaschine verbunden. Diese ließen eine Bewegung in alle Raumrichtungen zu, so dass keine Querkräfte auftreten konnten.

Zur Aufnahme der Kraftgrößen war an der Fahrtraverse eine Kraftmessdose integriert. Die applizierte Kraft und der zurückgelegte Weg wurden von der Prüfmaschine kontinuierlich aufgezeichnet und an einen handelsüblichen Computer mit der entsprechende Software testXpert® II übertragen.

Eine dreidimensionale Erfassung und Aufzeichnung der interfragmentären Bewegung war mit dem optische Messsystem PONTOS 5M der Firma GOM (Braunschweig) möglich. Hierzu wurde ein passives Markermuster auf die Platte und die Kunststoffzylinder aufgebracht.

Der Messkopf bestehend aus zwei CCD-Kameras und einer Beleuchtungseinheit wurde auf einem Stativ vor etwa 1,5m vor den Prüfstand gestellt. Die Kalibrierung des Systems erfolgte mit einer Kalibrierplatte, auf der eine dem System bekannte Punktekongfiguration abgebildet war. Über eine Universalschnittstelle wurde das Kraftsignal der Materialprüfmaschine von der Software des optischen Messsystems erfasst. Dadurch konnte die dreidimensionale interfragmentäre Bewegung der Konstrukte in Relation zu der applizierten Kraft registriert werden. Die Sempelrate der Datenaufzeichnung betrug 15Hz.

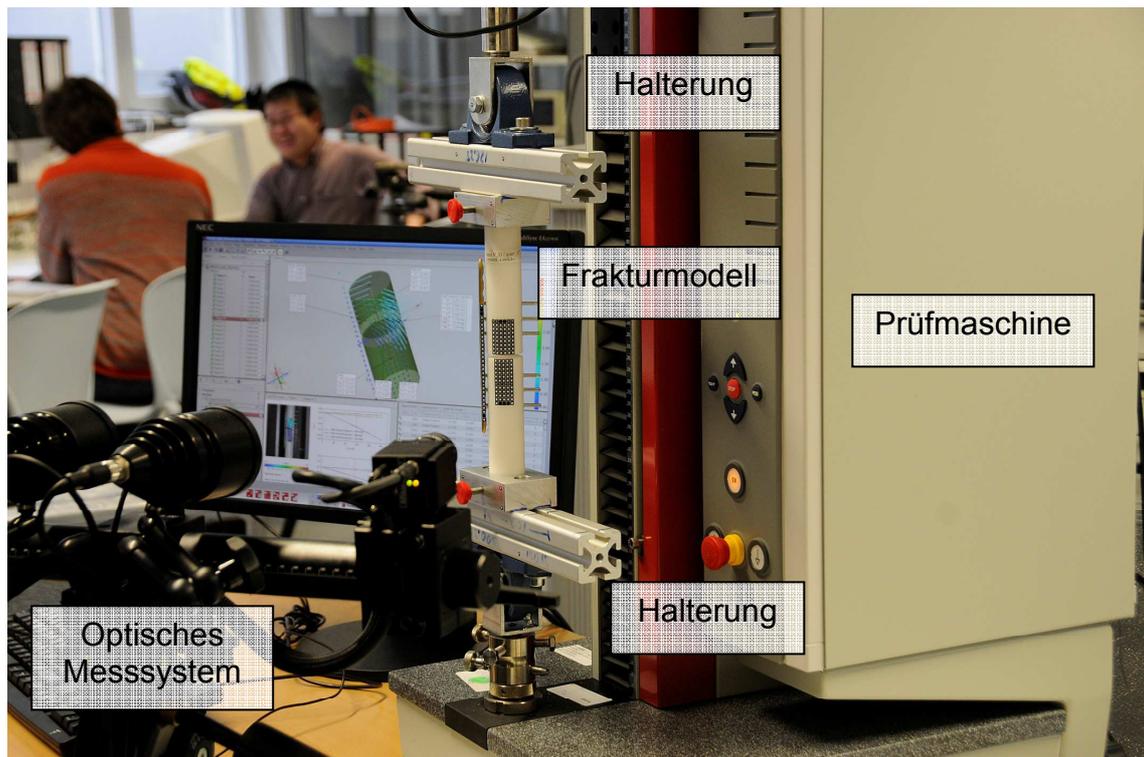


Abbildung 3.10: Versuchsaufbau zur Messung der interfragmentären Bewegung mit dem optischen Messsystem.

3.7 Versuchsdurchführung

Vor jeder Messung wurden die Frakturmodelle einmal probebelastet. Danach wurde jeweils ein Messzyklus pro Konstrukt durchgeführt. Es wurden zunächst die Modelle mit der herkömmlichen Verriegelungsschraube getestet. Erst die vet LCP (5/4) (n=6), dann die hum LCP 5/4 (n=6) und zuletzt die hum LCP 3/3 (n=6). In derselben Reihenfolge erfolgte anschließend die Messung der Osteosynthesemodelle mit der neuen Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS).

3.7.1 Lastfall 1 (axiale Kompression)

Zur Testung der axialen Kompression wurden die Frakturmodelle kraftschlüssig in der Mitte der oben beschriebenen Einspannvorrichtung fixiert, sodass die Achse der Prüfmaschine mit der Längsachse der Konstrukte zusammenfiel. Bei jeder Messung wurde eine Vorkraft von 5N mit einer Anstellgeschwindigkeit von 10mm/min computergesteuert angefahren. Nach Erreichen der Vorkraft, begann die eigentliche Messung mit der Aufzeichnung der Messdaten. Die Maximalkraft betrug 200N. Die

Standardkraft (100% F_{max}) wurde weggeregelt mit einer Geschwindigkeit von 10mm/min appliziert.

3.7.2 Lastfall 3a (Medio-laterale Biegung schließend)

Hierfür wurden die Konstrukte um 10cm seitlich in der Vorrichtung versetzt und so positioniert, dass die Platte nach lateral zeigte. Die applizierte Maximalkraft betrug 25N. Die Standardkraft (100% F_{max}) wurde weggeregelt mit einer Geschwindigkeit von 10mm/min eingeleitet. Es wurde keine Vorkraft aufgebracht.

3.7.3 Lastfall 3b (Medio-laterale Biegung öffnend)

Der Testaufbau und die Einstellung der Versuchsparameter entsprachen weitestgehend dem Lastfall 3b (s.o.). Einziger Unterschied war, dass die Platte nach medial zeigte und so die Konstrukte einem Valgusstress ausgesetzt wurden.

3.8 Steifigkeitsanalyse

Bei den Versuchen registrierte die Materialprüfmaschine kontinuierlich, in Abhängigkeit von der einwirkenden Kraft F , die hervorgerufene Längenänderung Δz (zurückgelegter Fahrtweg der Prüfmaschine). Über die spezielle Software testXpert® II erfolgte für jedes getestete Konstrukt die Erstellung eines Kraft-Weg-Diagramms in Form einer Hysteresenschleife. Die Hysteresenschleife setzte sich aus der Belastungs- und Entlastungsphase zusammen, wobei der Ausgangspunkt mit dem Endpunkt identisch war. Die Verformung war also komplett reversibel und der elastische Bereich der Konstrukte wurde nicht überschritten.

Die von der Prüfmaschine gespeicherten Daten konnten als txt. Datei exportiert und mit der Software Matlap weiter bearbeitet werden.

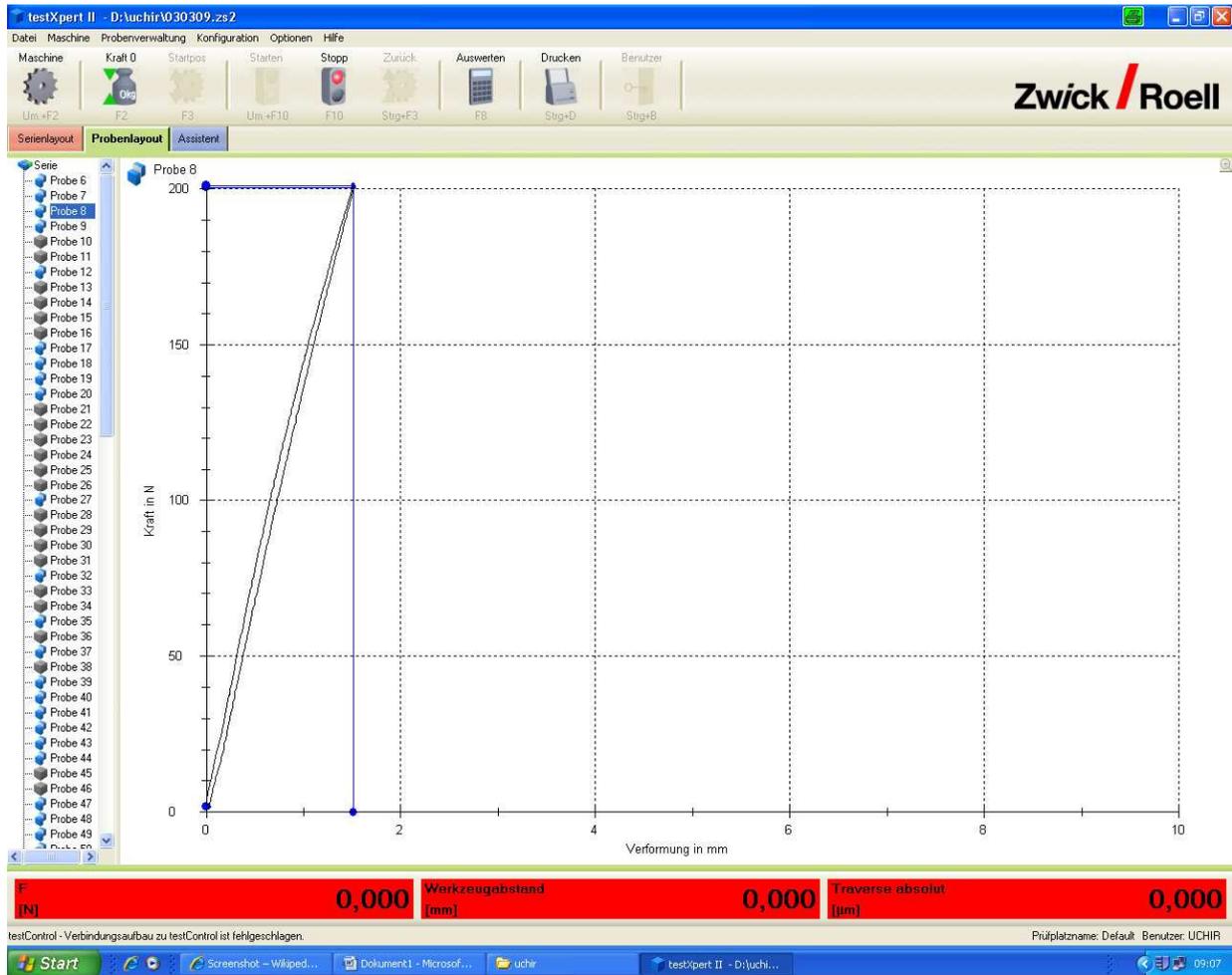


Abbildung 3.13: Kraft-Weg-Diagramm der Prüfmaschine. Die Aufzeichnung der Belastung und Entlastung ist in einer Hysteresenschleife dargestellt.

3.8.1 Belastungs-Deformationskurve

Mit Hilfe von Matlab konnten, aus den Prüfmaschinendaten, die Mittelwerte der Relation Kraft/Längenänderung für jede Osteosynthese kalkuliert und in Form von Belastungs-Deformationskurven dargestellt werden.

3.8.2 Axiale Steifigkeit

Für die Testung des Lastfalls 1 (axiale Kompression) wurde die axiale Steifigkeit der Osteosynthesen als Proportionalitätsfaktor zwischen der applizierten Axialkraft und der Längenänderung ermittelt.

$$\text{Axiale Steifigkeit} = \text{Axialkraft [N]} / \text{Längenänderung [mm]}$$

Die Steifigkeit wurde bei einer niedrigeren Belastung (80N) und bei einer höheren Belastung (150N) bestimmt. Bei einer Belastung von 80N war bei keinem der Konstrukte der Frakturspalt komplett komprimiert und somit ein valider Vergleich unter allen Osteosynthesemodellen möglich. 150N kommen ungefähr der postoperativen Teilbelastung von 15kg gleich, welche nach entsprechend osteosynthetisch versorgter Unterschenkelfraktur beim Menschen angeordnet wird.

3.8.3 *Mediol-laterale Biegesteifigkeit schließend und öffnend*

Für die Testfälle 3a und 3b (medio-laterale Biegung schließend und öffnend) wurde die Biegesteifigkeit der Osteosynthesen als Quotient des einwirkenden Moments und des Winkelgrades berechnet.

$$\text{Biegesteifigkeit} = \text{Moment [Nm]} / \text{Winkelgrad [}^\circ\text{]}$$

Da die Prüfmaschine aber nur die Axialkraft und die Längenänderung registrierte, mussten das Moment und der Winkelgrad berechnet werden.

Das Drehmoment ist das Produkt aus der axialen Kraft [N] und dem Hebelarm [r]. Für die Auswertung der Versuche wurde die Biegesteifigkeit punktuell für eine axiale Belastung von 20N berechnet. Der Hebelarm betrug hierbei 10cm = 100mm. Er entsprach der Distanz zwischen den seitlich versetzten Modellen und der Axialachse der Krafteinwirkung. Dementsprechend betrug das Drehmoment 2000Nmm.

Der Winkelgrad α für eine Belastung von 2000Nmm wurde durch die Umstellung der Formel für die Berechnung der Länge eines Kreisbogens L_B ermittelt.

$$L_B = 2\pi r \frac{\alpha}{360^\circ} \quad \rightarrow \quad \alpha = L_B \frac{360^\circ}{2\pi r}$$

Die Länge des Kreisbogens L_B entsprach der von der Prüfmaschine registrierten Längenänderung Δz in mm bei 20N. Der Radius r war dem Hebelarm von 100mm gleichzusetzen.

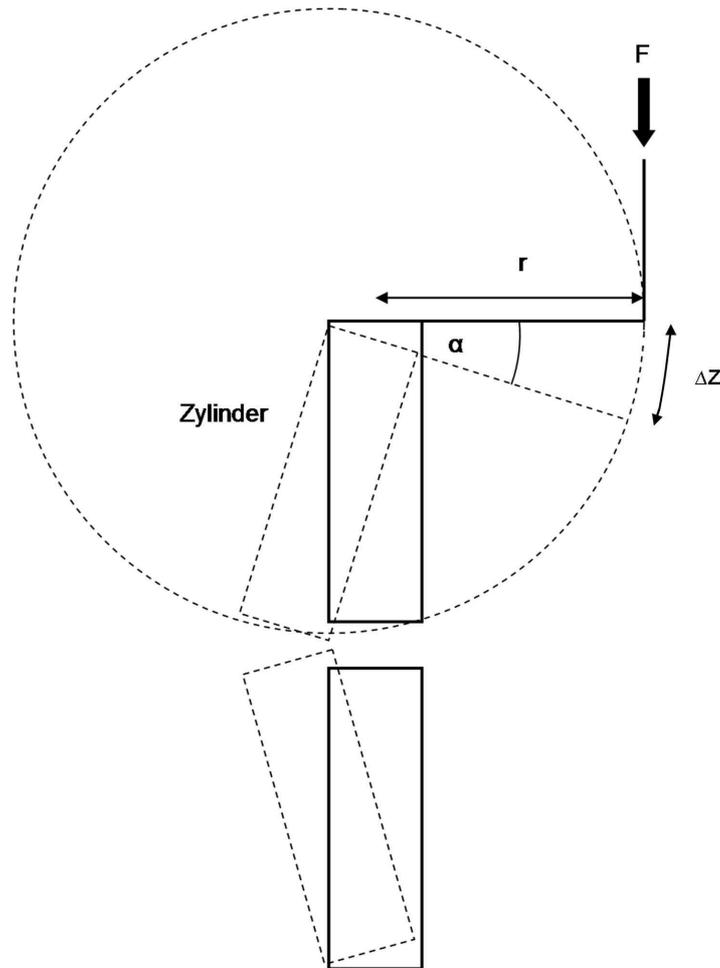


Abbildung 3.14: Schematische Zeichnung der Parameter zur Berechnung der Biegesteifigkeit.

3.9 Untersuchung der interfragmentären Bewegung

Zur gezielte Analyse der plattennahen und plattenfernen Mikrofrakturbewegungen wurde bei der Testung des Lastfalls 1 (axiale Kompression) das optische Messsystem PONTOS eingesetzt. Jeder der aufgebracht passiven Marker an dem Frakturmodell repräsentierte einen Messpunkt. Die 3D Koordinaten und die 3D Verschiebungen aller Marker wurden mittels photogrammetrischer Auswerteverfahren von der PONTOS-Software automatisch berechnet. Anhand der 3D Markerpositionen und Verschiebungen konnte die Geometrie der Zylinder erstellt und deren Bewegungsverhalten berechnet werden.

Um die plattennahe und plattenferne interfragmentäre Bewegung genau zu erfassen, war es notwendig ein Koordinatensystem mit lokalem Ursprungspunkt zu definieren, auf das sich sämtliche Bewegungen bezogen. Dies konnte mit einer der

Funktionalitäten der PONTOS-Software eingerichtet werden. Das Koordinatensystem befand sich am Mittelpunkt des unteren Zylinders im Frakturspalt. Die x-Achse des Koordinatensystems zeigte in medio-laterale Richtung, die y-Achse war festgelegt als postero-anteriore Richtung und die z- bzw. axiale Achse entsprach der Längsachse der Zylinder.

Anhand des Koordinatensystems war es möglich sowohl die Richtung als auch die Größe der Zylinderverschiebungen am Frakturspalt zu bestimmen. Die von der PONTOS Software aufgezeichneten Daten wurden als txt. Datei exportiert und mit Matlap zur graphischen Darstellung ausgewertet.

Das Ziel der Studie war es in erste Linie die Verteilung bzw. das Ausmaß der Mikrobewegungen am Frakturspalt zu analysieren. Bei der Auswertung der Daten wurde daher zu Vereinfachung nur die Hauptbewegung am Frakturspalt in Richtung der Längsachse (Translation Δz) berücksichtigt. Die genaue qualitative Analyse der interfragmentären Bewegung ist u.a. Inhalt einer sich an diese Arbeit anschließenden Dissertation.

3.10 Statistische Auswertung

Die statistische Analyse wurde zum einen mit der Excel-Software 2003 von Microsoft durchgeführt. Da aufgrund der geringen Fallzahl der Gruppen ($n=6$) nicht mit einer Normalverteilung gerechnet werden konnte, wurden zur statistischen Auswertung der erhobenen Parameter die Mediane für alle Osteosynthesegruppen bei definierten Belastungspunkten berechnet. Die graphische Darstellung erfolgte in Form von einem Box und Whisker Plot. Dieser bildet folgende Parameter ab: den Median, die 25% Quartile und 75% Quartile, den Minimal- und den Maximalwert. 1. und 3. Quartil bilden den Corpus des Boxplots. Dieser umfasst 50% der Werte und beinhaltet den Median, der als kleines Kreuz gekennzeichnet ist. Die Länge der sich oben und unten an den Corpus anschließenden Whisker ist durch den minimalen und maximalen Wert festgelegt. Ausreißer oder Extremwerte, die außerhalb dieses Bereichs liegen, traten nicht auf.

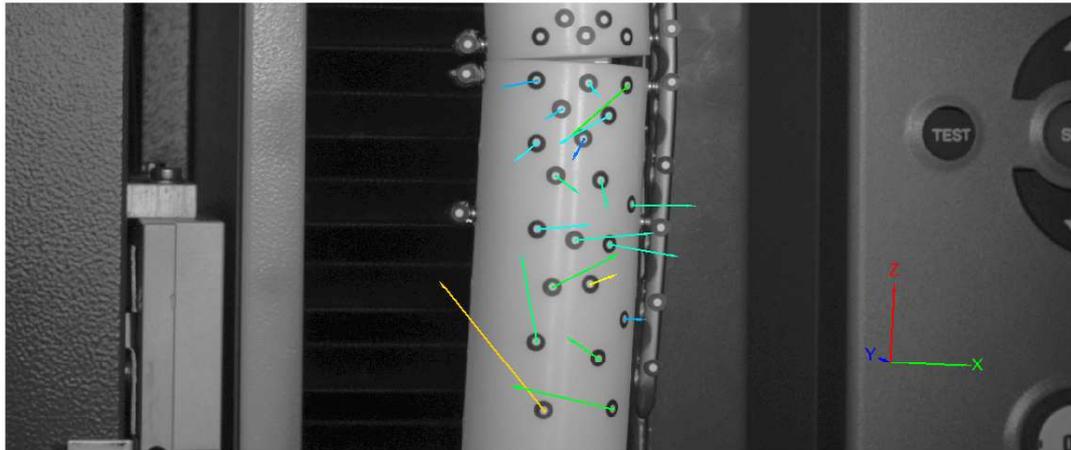
Des Weiteren wurde die statistische Analyse der Ergebnisse mittels PASW Statistics 17.0 (SPSS Inc., Chicago, IL. USA) durchgeführt. Es wurde die Signifikanz des Steifigkeitsunterschieds zwischen den LCP Osteosynthesen und den beiden

Schrauben durch eine Vergleichsanalyse mit dem parameterfreien Mann-Whitney Test bestimmt. Das Signifikanzniveau wurde bei $P < 0,05$ festgelegt.

4 Ergebnisse

4.1 Vorversuch

In einem Vorversuch konnte mithilfe einer optischen Messung nachgewiesen werden, dass sich der für den Knochenersatz gewählte Kunststoff POM C unter einer axialen Last von 300N nicht mehr als 16 μ m verformt.



Deformation (Vector)

Versuch_1_LCP_Schrauben.dyn
Date: 18.12.08
Stufe 40
LCP-Schrauben
300N

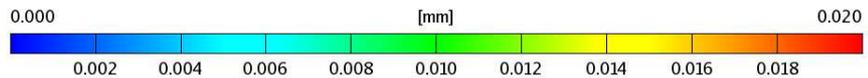


Abbildung 4.1: Validierung des verwendeten Knochenersatzmaterials POM C. Dargestellt ist die Deformation des unteren Kunststoffzylinders anhand von Vektoren, welche neben dem Ausmaß auch die Richtung der Verformung beschreiben. Der größte Deformations-Vektor liegt im Bereich von 16 μ m. Des Weiteren fällt auf, dass die Vektoren in der Mitte des Zylinders, entlang der dort liegenden Schraube, in horizontaler Richtung zur Platte verlaufen. Dies ist vermutlich auf die Zugwirkung der Schraube zurückzuführen.

4.2 Steifigkeitsvergleich zwischen veterinärem und humanem LCP-System

4.2.1 Lastfall 1 (axiale Kompression)

4.2.1.1 Belastungs-Deformationskurven

Im Diagramm (**Abb. 4.2**) ist die Längenänderung der Konstrukte in Relation zu der applizierten Kraft abgebildet. Diese beiden Parameter wurden von der Materialprüfmaschine kontinuierlich während der Tests bestimmt und aufgezeichnet. Die Längenänderung entsprach dabei dem Fahrweg der Traverse der Prüfmaschine. Die Ordinate des Diagramms gibt die einwirkende Kraft F in N an und die Abszisse beschreibt die resultierende Längenänderung der Konstrukte Δz in mm.

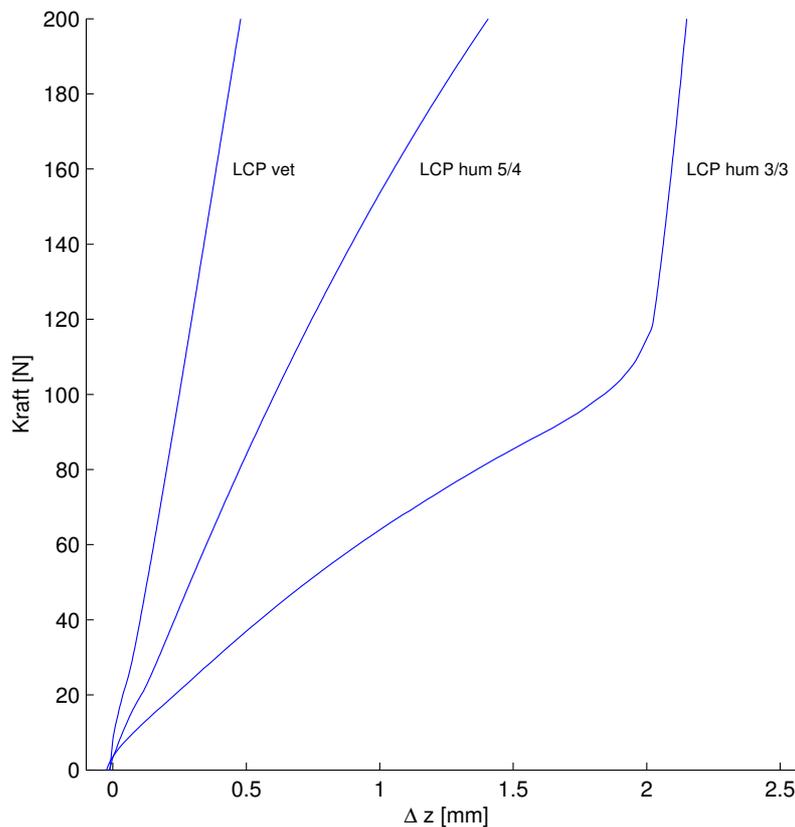


Abbildung 4.2: Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 1 (axiale Kompression). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung, sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 10N richtig zu beurteilen.

Die Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen zeigen einen divergierenden Verlauf, dabei nimmt die Steigung der Kurven von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 hin deutlich ab. Die Steigung der Kurven repräsentiert die axiale Steifigkeit der LCP-Osteosynthesen. Während bei der LCP vet die applizierte Maximallast von 200N nur zu einer geringen Längenänderung Δz führt, ist die Deformation der LCP hum 3/3 bei einer Belastung von ca. 100N bereits so stark, dass die Kunststoffzylinder am Frakturspalt miteinander in Kontakt treten. Dieses wird an der plötzlichen Änderung der Steigung im Kurvenverlauf der LCP hum 3/3 bei ca. 100N deutlich. Die Biegung der Frakturmodelle unter axialer Belastung bewirkt, dass die Zylinder am plattenfernen Frakturspalt aufeinander gedrückt werden. Der Frakturspalt ist also nicht komplett komprimiert. Daher stimmt die dort erfasste Längenänderung Δz von etwa 2mm bei der LCP hum 3/3 nicht mit der eigentlichen Weite des Frakturspalts (3mm) überein.

Der nicht-lineare Kurvenverlauf, der vor allem bei der LCP hum 5/4 und der LCP hum 3/3 festzustellen ist, darf nicht als Zeichen für eine plastische Verformung gewertet werden – es wurde nur im elastischen Bereich getestet –, sondern ist ebenfalls auf die Biegung der Konstrukte zurückzuführen. Die Richtung der zunächst axial einwirkenden Kraft ändert sich mit zunehmender Biegung der Konstrukte. Man bezeichnet dieses Phänomen als nicht-linear elastischen Effekt [77].

4.2.1.2 Axiale Steifigkeit

Die axiale Steifigkeit beschreibt den Widerstand der LCP-Osteosynthesen gegen deren elastische Verformung unter axialer Belastung. Sie wurde für jedes Konstrukt exemplarisch bei einer axial einwirkenden Kraft von 80N und 150N berechnet.

Das Box-Plot-Diagramm (**Abb. 4.3**) zeigt, dass die Steifigkeitswerte der LCP-Osteosynthesen sich unterscheiden. Es kann eine deutliche Abnahme der axialen Steifigkeit von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 festgestellt werden. Der Unterschied ist jeweils signifikant ($p=0,002$ für 80N).

In der Tabelle (**Tab. 4.1**) sind die Medianwerte für die axialen Steifigkeiten aufgeführt. Von der LCP vet zur LCP hum 3/3 zeigt sich eine gravierende Abnahme der axialen Steifigkeit von 85% (bei 80N). Dabei sind ca. 2/3 (67%) der Steifigkeitsdifferenz durch die verschiedenen Implantate bedingt und 1/3 (33%) ist auf den Einfluss der unterschiedlichen Schraubenkonfiguration zurückzuführen.

Ergebnisse

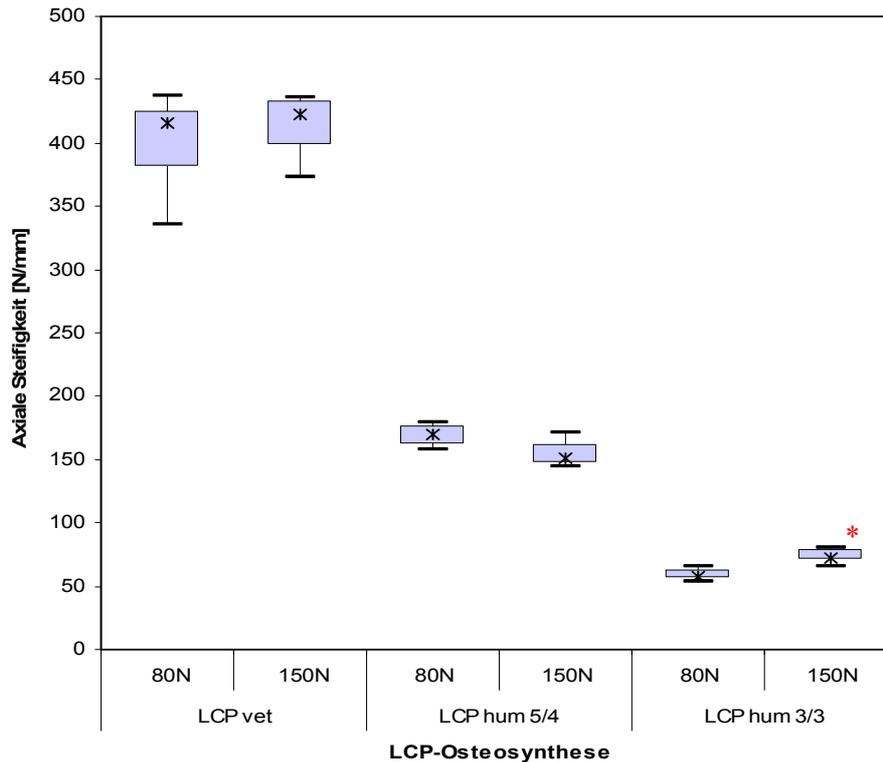


Abbildung 4.3: Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N. Der Unterschied zwischen den LCP-Osteosynthesen ist signifikant ($p=0,002$ für 80N). (*)Die Werte sind eingeschränkt zu beurteilen, da bereits bei ca. 100N der Frakturspalt plattenfern komplett komprimiert war und die Kunststoffzylinder sich berührten.

	axiale Kraft [N]	LCP vet	LCP hum 3/3	
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	Abnahme
Gesamte LCP-Osteosynthese vet vs hum	80	396,04	58,65	85%
	150	412,09	72,18	83%
Implantat vet vs hum	axiale Kraft [N]	LCP vet	LCP hum 5/4	
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	Abnahme
	80	396,04	168,78	57%
150	412,09	154,32	63%	
Schraubenkonfiguration 5/4 vs 3/3	axiale Kraft [N]	LCP hum 5/4	LCP hum 3/3	
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	Abnahme
	80	168,78	58,65	65%
150	154,32	72,18	52%	

Tabelle 4.1: Medianwerte der berechneten axialen Steifigkeiten für die LCP-Osteosynthesen bei 80N und 150N im Vergleich. Die rot schraffierten Werte sind eingeschränkt zu bewerten, da bereits bei ca. 100N der Frakturspalt plattenfern komplett komprimiert war und die Kunststoffzylinder sich berührten.

4.2.2 Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)

4.2.2.1 Belastungs-Deformationskurven

Die unter dem Lastfall 3a ermittelten Belastungs-Deformationskurven für die LCP-Osteosynthesen beschreiben die Relation zwischen dem einwirkenden Moment und der resultierenden Gradänderung des Biegewinkels. Die annähernd linearen Kurven der LCP-Osteosynthesen divergieren deutlich voneinander. Der Kurvenverlauf flacht von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 hin ab. Die Steigung der Kurven entspricht dabei der medio-lateralen Biegesteifigkeit schließend.

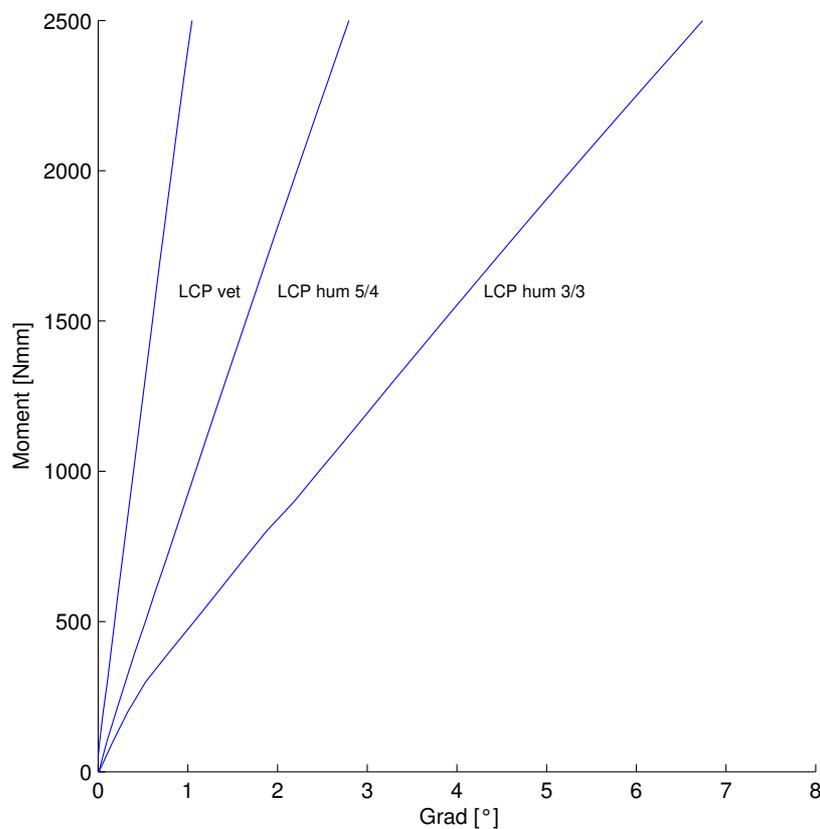


Abbildung 4.4: Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 250Nmm richtig zu beurteilen.

4.2.2.2 Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend

Die medio-laterale Biegesteifigkeit schließend beschreibt den Widerstand der LCP Osteosynthesen gegen deren elastische Verformung unter einem Varusstress. Sie wurde für ein Moment von 2000Nmm berechnet. Die Verteilung der Werte für die

LCP-Osteosynthesen, ist im Box-Plot-Diagramm (**Abb. 4.6**) dargestellt. Es kann eine deutliche Abnahme der medio-lateralen Biegesteifigkeit schließend von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 festgestellt werden. Die Unterschiede zwischen den drei LCP-Osteosynthesen sind jeweils signifikant ($p=0,002$).

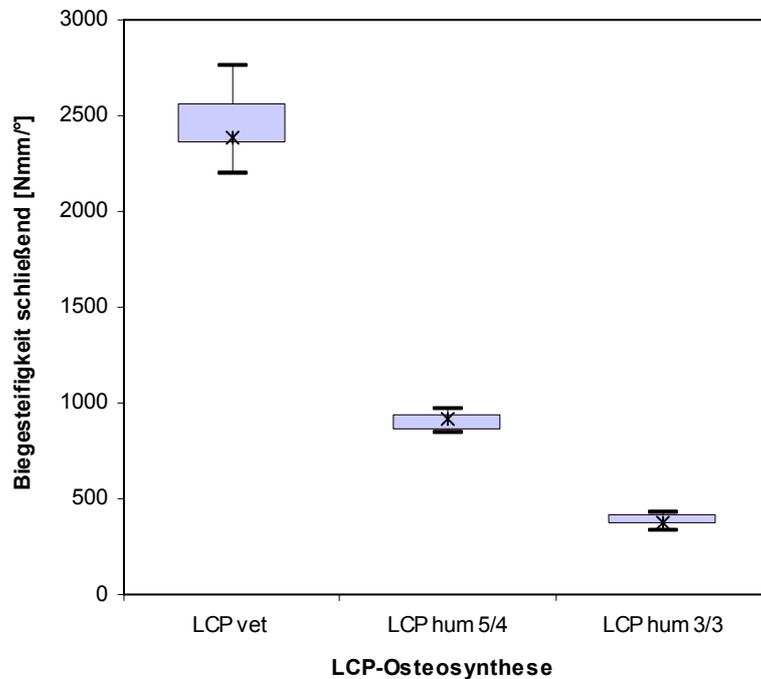


Abbildung 4.5: Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend bei 2000Nmm. Die Differenz zwischen den drei LCP-Osteosynthesen ist jeweils signifikant ($p=0,002$).

Die Mediane für die medio-laterale Biegesteifigkeit schließend der LCP-Osteosynthesen sind in der Tabelle (**Tab. 4.2**) aufgeführt. Erwartungsgemäß weist die LCP vet hierbei den höchsten Steifigkeitswert auf. Zur LCP hum (3/3) zeigt sich ein deutlicher Steifigkeitsunterschied von 84%. Die verschiedenen Implantate machen ca. 3/4 (74%) und die unterschiedlichen Schraubenkonfigurationen ca. 1/4 (26%) dieser Differenz aus.

Gesamte LCP-Osteosynthese vet vs hum	Moment [Nmm]	LCP vet	LCP hum 3/3	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	2389,1	378,5	84%
Implantat vet vs hum	Moment [Nmm]	LCP vet	LCP hum 5/4	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	2389,1	918,4	62%
Schraubenkonfiguration 5/4 vs 3/3	Moment [Nmm]	LCP hum 5/4	LCP hum 3/3	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	918,4	378,5	59%

Tabelle 4.2: Mediane der medio-laterale Biegesteifigkeit schließend für die LCP-Osteosynthesen im Vergleich unter Berücksichtigung der Implantate und der Schraubenkonfiguration.

4.2.3 Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)

4.2.3.1 Belastungs-Deformationskurven

Das Schaubild (**Abb. 4.7**) zeigt die Belastungs-Deformationskurven der verschiedenen LCP-Osteosynthesen, die unter dem Lastfall 3b ermittelt wurden. Sie beschreiben das Biegeverhalten der LCP-Osteosynthesen anhand der Gradänderung des Biegewinkels in Beziehung zu dem einwirkenden Moment. Ähnlich dem Lastfall 3a weisen die Kurven einen annähernd linearen Verlauf auf. Die Steigung der Kurven nimmt, als Parameter für die medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend, von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 hin deutlich ab.

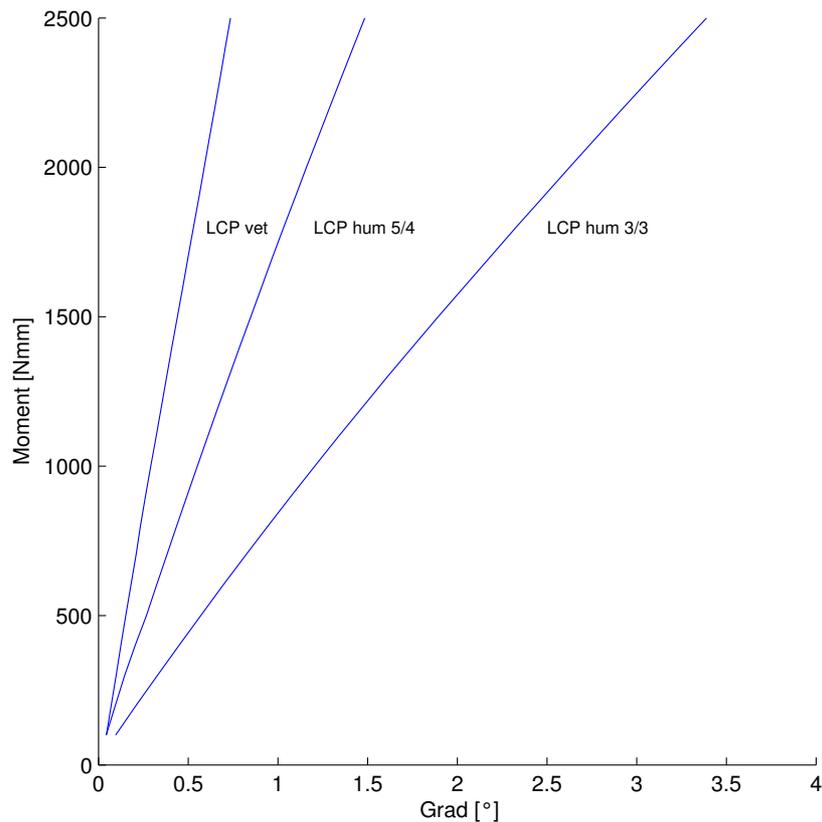


Abbildung 4.6: Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 250Nmm richtig zu beurteilen.

4.2.3.2 Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend

Die medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend beschreibt den Verformungswiderstand der LCP-Osteosynthesen unter einem Valgusstress im elastischen Bereich. Sie wurde für ein einwirkendes Moment von 2000Nmm bei jedem Konstrukt genau kalkuliert. Im Box-Plot-Diagramm (**Abb. 4.8**) ist die Verteilung der Werte für die einzelnen LCP-Osteosynthesen dargestellt. Man kann erkennen, dass die Werte von der LCP vet über die LCP hum 5/4 zur LCP hum 3/3 hin abfallen. Die Unterschiede zwischen den drei LCP-Osteosynthesen sind jeweils signifikant ($p=0,002$).

Erwartungsgemäß zeigt sich auch bei der Testung des Lastfalls 3b eine erhebliche Steifigkeitsüberlegenheit der vet LCP (5/4). Dies wird bei der Betrachtung der ermittelten Medianwerte für die medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend in der Tabelle (**Tab. 4.3**) deutlich.

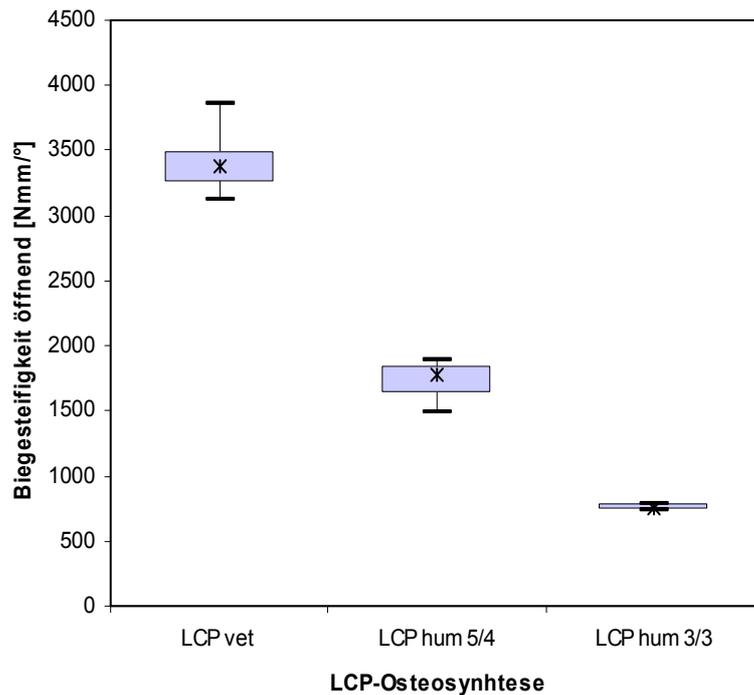


Abbildung 4.7: Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend bei 2000Nmm. Die Differenz zwischen den drei LCP-Osteosynthesen ist jeweils signifikant ($p=0,002$).

Die Abnahme der Steifigkeit zur hum LCP (3/3) liegt bei 78%. 3/5 (60%) dieses Unterschieds kommen auf Grund der verschiedenen Implantate zustande und 2/5 (40%) durch die unterschiedliche Schraubenkonfiguration.

Gesamte LCP- Osteosynthese vet vs hum	Moment [Nmm]	LCP vet	LCP hum 3/3	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	3372,8	758	78%
Implantat vet vs hum	Moment [Nmm]	LCP vet	LCP hum 5/4	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	3372,8	1783,7	47%
Schraubenkonfiguration 5/4 vs 3/3	Moment [Nmm]	LCP hum 5/4	LCP hum 3/3	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
	2000	1783,7	758	57%

Tabelle 4.3: Medianwerte der medio-lateralen Biegesteifigkeit öffnend für die LCP-Osteosynthesen im Vergleich unter Berücksichtigung der Implantate und der Schraubenkonfigurationen.

Stellt man die in einer Ebene liegenden unterschiedlichen Biegesteifigkeiten gegenüber, so zeigt sich, dass die Biegesteifigkeit öffnend bei den LCP-Osteosynthesen (Mediane: LCP vet 3372,8Nmm/°, LCP hum 5/4 1783,7Nmm/°, LCP hum 3/3 758Nmm/°) größer ist als die Biegesteifigkeit schließend (Mediane: LCP vet 2389,1Nmm/°, LCP hum 5/4 918,4Nmm/°, LCP hum 3/3 378,5). Bei der vet LCP 5/4 beträgt die Differenz 31%, bei der hum LCP 5/4 49% und bei der hum LCP 3/3 47%. Demnach sind die LCP-Osteosynthesen gegenüber einem Varusstress deutlich empfindlicher und biegen sich stärker durch.

4.3 Einfluss der neuen Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die Steifigkeiten

4.3.1 Lastfall 1 (axiale Kompression)

4.3.1.1 Belastungs-Deformationskurven

Analog den LCP-Osteosynthesen mit der herkömmlichen LS zeigen die Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der neuen DLS einen nicht-linearen Verlauf, allerdings weisen sie durchgehend eine geringere Steigung auf (**Abb. 4.8**). Die DLS bewirkt bei allen drei LCP-Osteosynthesen eine Verschiebung der Relation zwischen Längenänderung und Kraft zu Gunsten der Längenänderung. Bei der LCP hum 3/3 kommt es unter Verwendung der DLS schon früher (bei ca. 90N) zur Kompression des plattenfernen Frakturspaltes als bei der LS (bei ca. 100N). Dies wird anhand der zweiphasigen Kurvenverläufe deutlich.

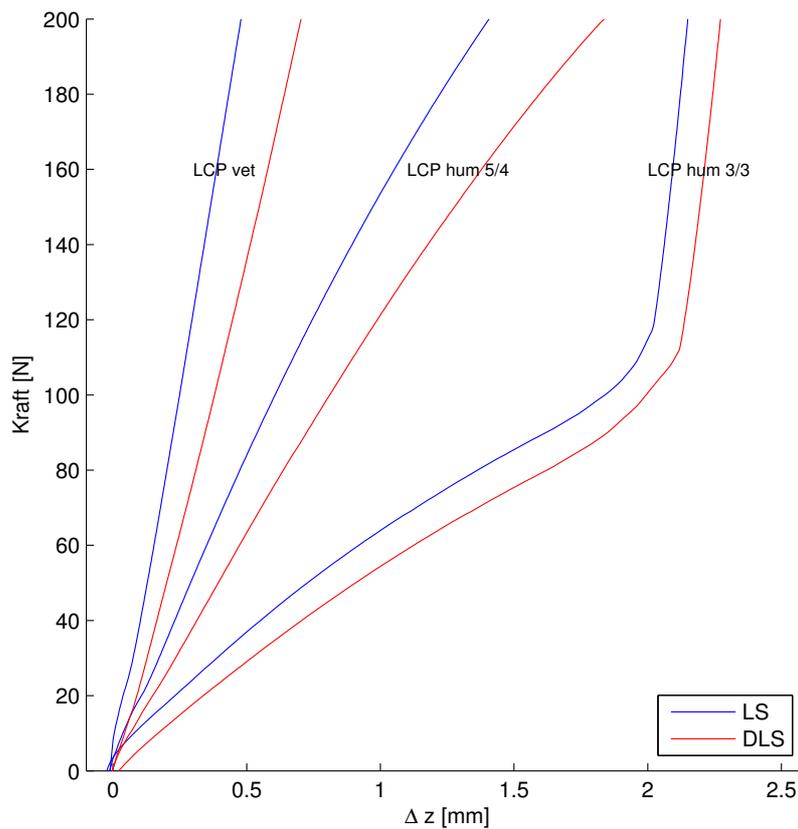


Abbildung 4.8: Belastungs-Deformationskurve für die getesteten LCP-Osteosynthesen mit LS und DLS für den Lastfall 1 (axiale Kompression). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung, sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 10N richtig zu beurteilen.

4.3.1.2 Axiale Steifigkeit

Bei allen drei Osteosynthesen führt die Verwendung der DLS zu einer Abnahme der axialen Steifigkeit (**Abb. 4.9 – 4.11**). Während bei der LCP vet und der LCP hum 5/4 die Steifigkeitsreduktion durch die DLS signifikant ist (jeweils $p=0,002$ bei 80N und 150N), stellt sie sich bei der LCP hum 3/3 als nicht signifikant dar ($p=0,065$ bei 80N und $p=0,240$). Die LCP hum 3/3 ist besonders elastisch und biegt sich relativ einfach durch. Hierbei ist die Kraft, die auf die Schrauben wirkt, vermindert und der Effekt der DLS wird abgeschwächt.

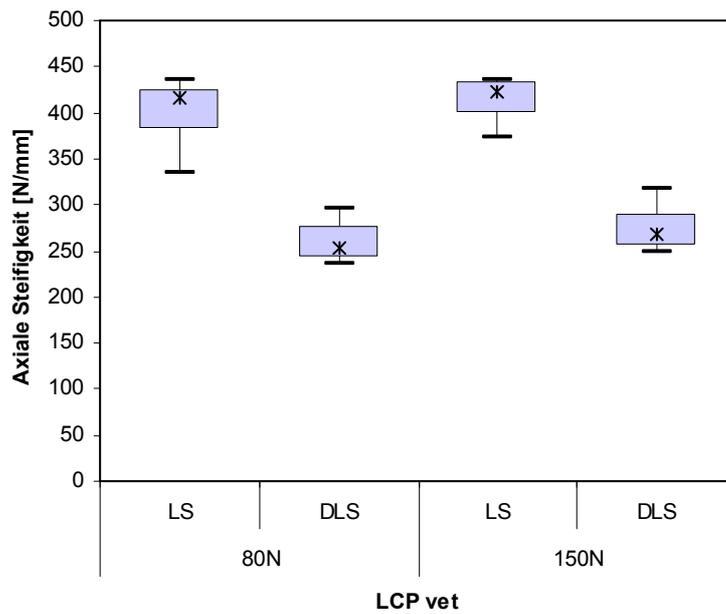


Abbildung 4.9: Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP vet mit konventioneller LS und neuer DLS. Der Unterschied der axialen Steifigkeit zwischen LS und DLS ist sowohl bei 80N ($p=0,002$) als auch bei 150N ($p=0,002$) signifikant.

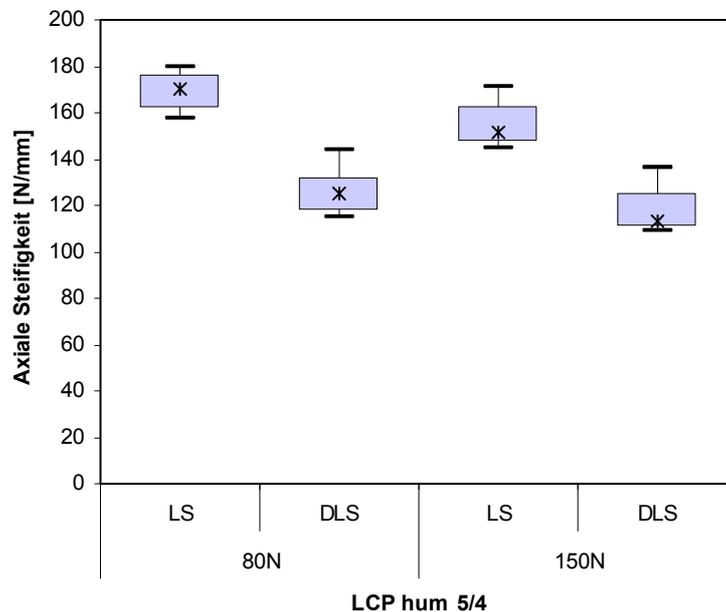


Abbildung 4.10: Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP hum 5/4 mit konventioneller LS und neuer DLS. Der Unterschied der axialen Steifigkeit zwischen LS und DLS ist sowohl bei 80N ($p=0,002$) als auch bei 150N ($p=0,002$) signifikant.

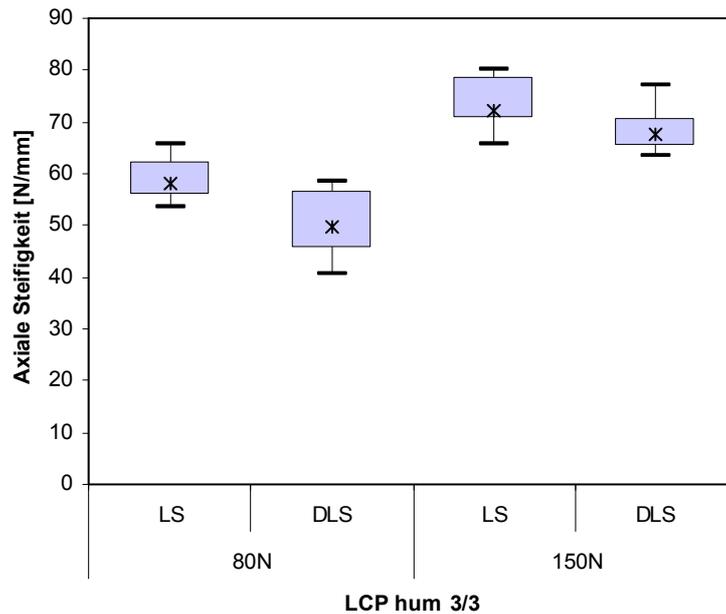


Abbildung 4.11. Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP hum 3/3 mit konventioneller LS und neuer DLS . Der Unterschied der axialen Steifigkeit zwischen LS und DLS ist bei 80N ($p=0,065$) als auch bei 150N ($p=0,240$) nicht signifikant.

Am deutlichsten tritt die Steifigkeitsreduktion mit 36% (für 80N) bzw. 35% (für 150N) bei der LCP vet auf. Bei der LCP hum 5/4 beträgt die Differenz 26% (für 80N) bzw. 27% (für 150N). Die axiale Steifigkeit der LCP hum 3/3 wird am wenigsten durch die DLS beeinflusst. Der Steifigkeitsunterschied zwischen der LS und DLS liegt hier bei 16% (für 80N) bzw. 7% (für 150N) (**Tab. 4.4**). Der letzte Wert von 7% verdeutlicht den Effekt der DLS. Theoretisch dürfte hier nämlich keine Differenz vorliegen, da der Frakturspalt bei einer Belastung von 150N sowohl bei der LCP hum 3/3 mit der LS als auch mit der DLS plattenfern komplett komprimiert ist.

Der Steifigkeit mindernde Effekt der DLS korreliert mit der bereits vorliegenden Steifigkeit der LCP-Osteosynthese. Er tritt umso ausgeprägter auf, desto rigider die Konfiguration der LCP-Osteosynthese ist. Bei der LCP hum 3/3 ist er daher nur in einem geringen Maß festzustellen und die Differenz zwischen der LS und DLS ist nicht signifikant. Allerdings waren, wie oben bereits beschrieben, die Konstrukte bei der Testung des Lastfalls 1 nicht einer reinen axialen Belastung ausgesetzt. Durch die Biegung der Konstrukte änderte sich auch die Richtung der einwirkenden Kraft. Unter einer stärker axial gerichteten Belastung der Konstrukte würde sich der Effekt

der DLS wahrscheinlich deutlicher zeigen und auch weniger von der Konfiguration der LCP-Osteosynthesen abhängen.

	axiale Kraft [N]	LS	DLS	Abnahme
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	
LCP vet	80	396,04	253,72	36%
	150	412,09	269,29	35%
	axiale Kraft [N]	LS	DLS	Abnahme
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	
LCP hum 5/4	80	168,78	124,8	26%
	150	154,32	112,87	27%
	axiale Kraft [N]	LS	DLS	Abnahme
		Steifigkeit [N/mm]	Steifigkeit [N/mm]	
LCP hum 3/3	80	58,65	49,63	16%
	150	72,18	67,54	7%

Tabelle 4.4: Medianwerte der axialen Steifigkeit der Osteosynthesen mit konventioneller LS und neuer DLS bei 80N und 150N im Vergleich. Die rot schraffierten Werte sind kritisch zu bewerten, da sich bei ca.100N (LS) bzw. 90N (DLS) bereits die Zylinder des Konstrukts hum LCP (3/3) berühren und bei steigender Belastung aufeinander gedrückt werden.

4.3.2 Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)

4.3.2.1 Belastungs-Deformationskurven

Die Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der DLS zeigen entsprechend den LCP-Osteosynthesen mit der konventionellen LS einen annähernd linearen Verlauf. Auffallend ist, dass im Vergleich zu dem Lastfall 1 (axiale Kompression) sich die Steigungen der Kurven von LS und DLS kaum unterscheiden. Sie divergieren nur minimal voneinander. Die DLS bewirkt bei allen drei LCP-Osteosynthesen nur eine geringfügige Änderung der Relation zwischen aufgebracht Moment und resultierender Gradänderung.

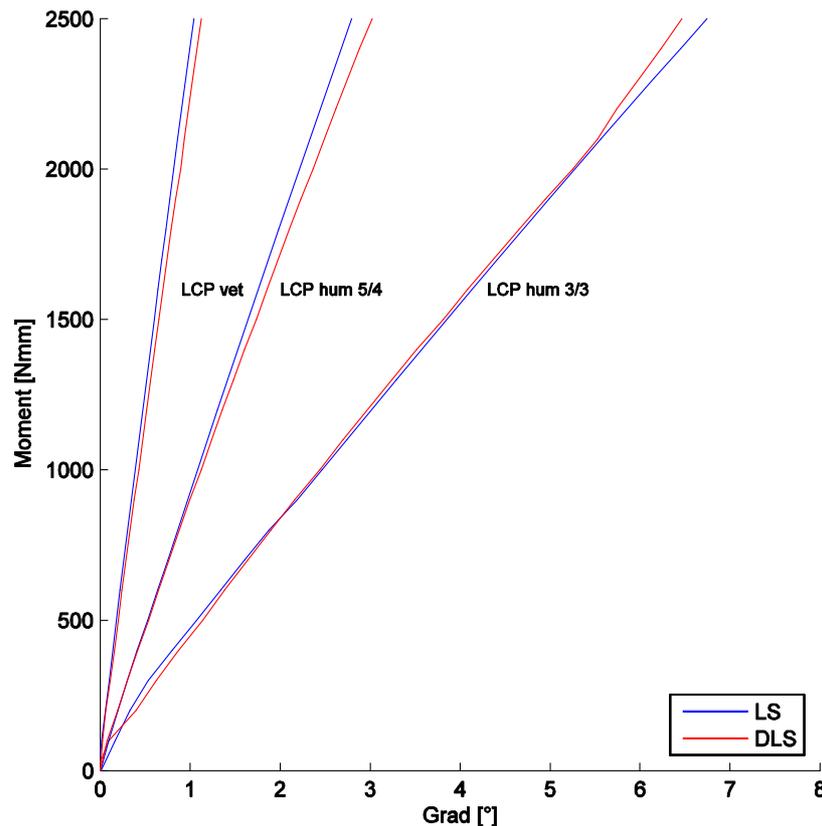


Abbildung 4.12: Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der LS und der DLS für den Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 250Nmm richtig zu beurteilen.

4.3.2.2 Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend

Eine signifikante Abweichung der medio-laterale Biegesteifigkeit schließend bei einer Belastung von 2000Nmm durch die DLS ergibt sich nur bei der LCP vet ($p=0,041$). Bei der LCP hum 5/4 und der LCP hum 3/3 ist der Unterschied zwischen der DLS und der LS unwesentlich ($p=0,135$ und $p=0,937$) (**Abb. 4.13**).

Die berechneten Medianwerte der LCP-Osteosynthesen zeigen deutlich, dass die DLS die medio-laterale Biegesteifigkeit schließend im Vergleich zu der axialen Steifigkeit nur gering beeinflusst (**Tab.4.5**). Bei der LCP vet und der LCP hum 5/4 kommt es in beiden Fällen zu einem geringen Abfall der Biegesteifigkeit schließend durch die DLS (6% und 8%). Für die LCP hum 3/3 ist dagegen sogar eine minimale Zunahme der Biegesteifigkeit von 0,1% für die DLS zu verzeichnen.

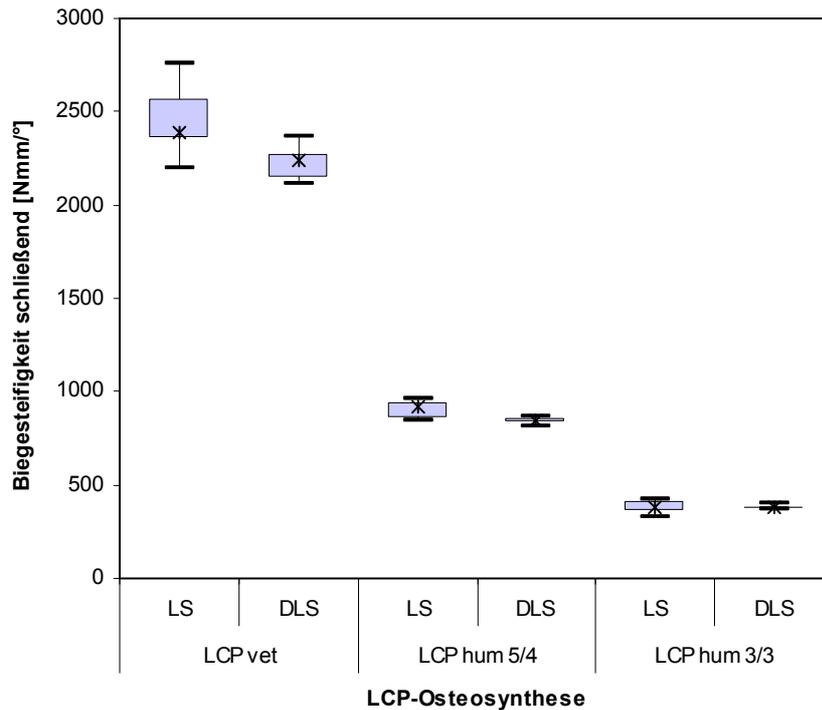


Abbildung 4.13: Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend der LCP-Osteosynthesen mit konventioneller LS und neuer DLS im Vergleich. Bei der LCP vet ist der Unterschied zwischen LS und DLS signifikant ($p=0,041$). Bei der LCP hum 5/4 und bei der LCP hum 3/3 ist er nicht signifikant ($p=0,135$ und $p=0,937$).

	Moment [Nmm]	LS	DLS	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
LCP vet	2000	2389,1	2235,5	6%
LCP hum 5/4	2000	918,4	846,9	8%
LCP hum 3/3	2000	378,5	381,7	0,1%

Tabelle 4.5: Medianwerte der medio-lateralen Biegesteifigkeit schließend für die Osteosynthesen mit herkömmlicher LS und DLS im Vergleich.

4.3.3 Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)

4.3.3.1 Belastungs-Deformationskurven

Auch für den Lastfall 3b weisen die LCP-Osteosynthesen mit der DLS einen annähernd linearen Zusammenhang zwischen dem einwirkenden Moment und der hervorgerufenen Gradänderung des Biegewinkels auf. Ebenso divergieren die Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der LS und der DLS nur geringfügig.

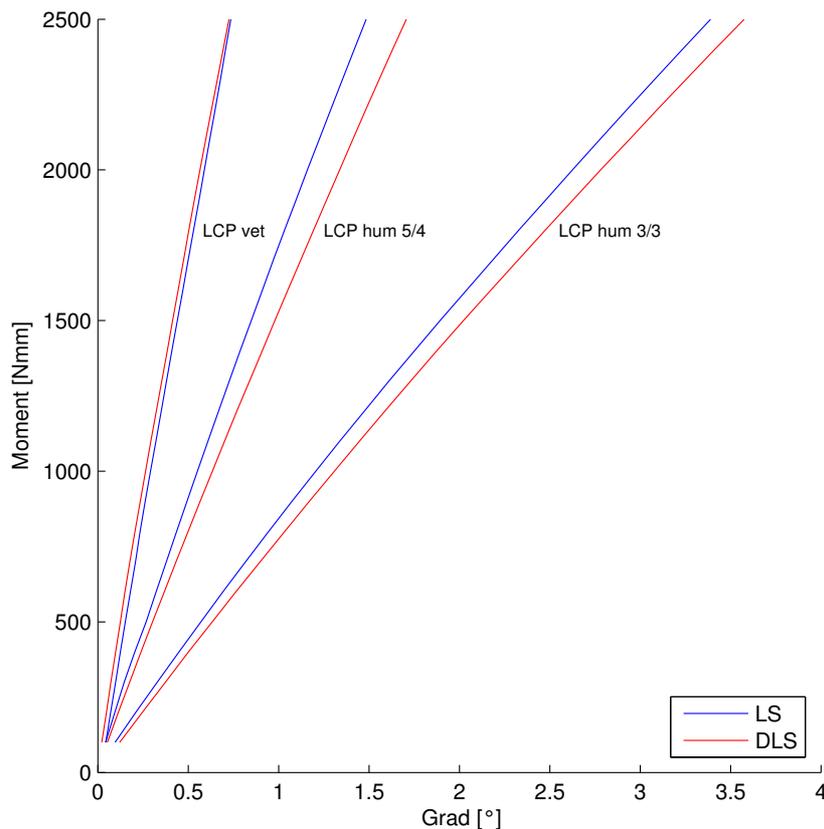


Abbildung 4.14: Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der LS und der DLS für den Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend). Eine Kurve repräsentiert jeweils den Mittelwert von 6 getesteten Konstrukten. Auf Grund von Messrauschen zu Beginn der Datenaufzeichnung sind die Kurven erst ab einem Belastungswert von ca. 250Nmm richtig zu beurteilen.

4.3.3.2 Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend

Die DLS führt bei der LCP hum 5/4 und der LCP hum 3/3 zu einer signifikanten Änderung der medio-lateralen Biegesteifigkeit öffnend bei einer Belastung von 2000Nmm ($p=0,015$ und $p=0,009$), während bei der LCP vet die zwischen DLS und LS keine wesentliche Differenz zu evaluieren ist ($p=0,394$) (**Abb. 4.15**).

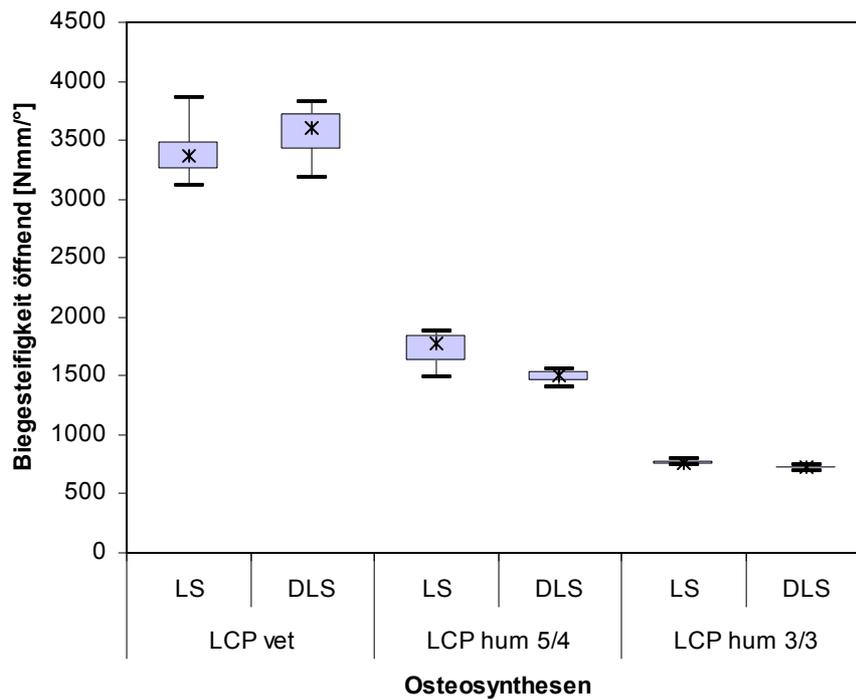


Abbildung 4.15: Biegesteifigkeit öffnend der Osteosynthesen mit konventioneller LS und neuer DLS im Vergleich. Bei der LCP vet ist der Unterschied zwischen LS und DLS nicht signifikant ($p=0,394$), bei der LCP hum 5/4 ist er signifikant ($p=0,015$) und bei der LCP hum 3/3 ist er ebenfalls signifikant ($p=0,009$).

	Moment [Nmm]	LS	DLS	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Zunahme
LCP vet	2000	3372,7	3598	7%
LCP hum 5/4	Moment [Nmm]	LS	DLS	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
LCP hum 5/4	2000	1783,7	1509,7	15%
LCP hum 3/3	Moment [Nmm]	LS	DLS	
		Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Biegesteifigkeit [Nmm/°]	Abnahme
LCP hum 3/3	2000	757,9	722,6	5%

Tabelle 4.6: Medianwerte der medio-lateralen Biegesteifigkeit öffnend für die LCP-Osteosynthesen mit herkömmlicher LS und DLS. Die Werte wurden für ein Moment von 2000Nmm berechnet.

Die medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend wird nur in einem geringen Ausmaß durch die DLS beeinflusst. Dies wird anhand des Vergleichs der errechneten Medianwerte für die LS und die DLS deutlich (Tab. 4.6).

4.4 Einfluss der DLS auf die interfragmentäre Bewegung

Mit dem optischen Messsystem war es möglich die plattennahe und plattenferne interfragmentäre Bewegung zu untersuchen. Die Analyse der Mikrofrakturbewegung erfolgte parallel während der Testung des Lastfalls 1 sowohl für die LCP-Osteosynthesen mit der konventionellen LS als auch mit der neuen DLS. Ziel war es, den Einfluss der DLS auf die interfragmentäre Bewegung quantitativ zu bestimmen. Daher wurde für die Untersuchung vereinfachend nur die Translation in z-Richtung (Δz) berücksichtigt, die der Hauptbewegung am Frakturspalt unter axialer Kompression entsprach.

Die Werte der plattennahen und plattenfernen interfragmentären Bewegung wurden für eine Belastung von 150N bestimmt.

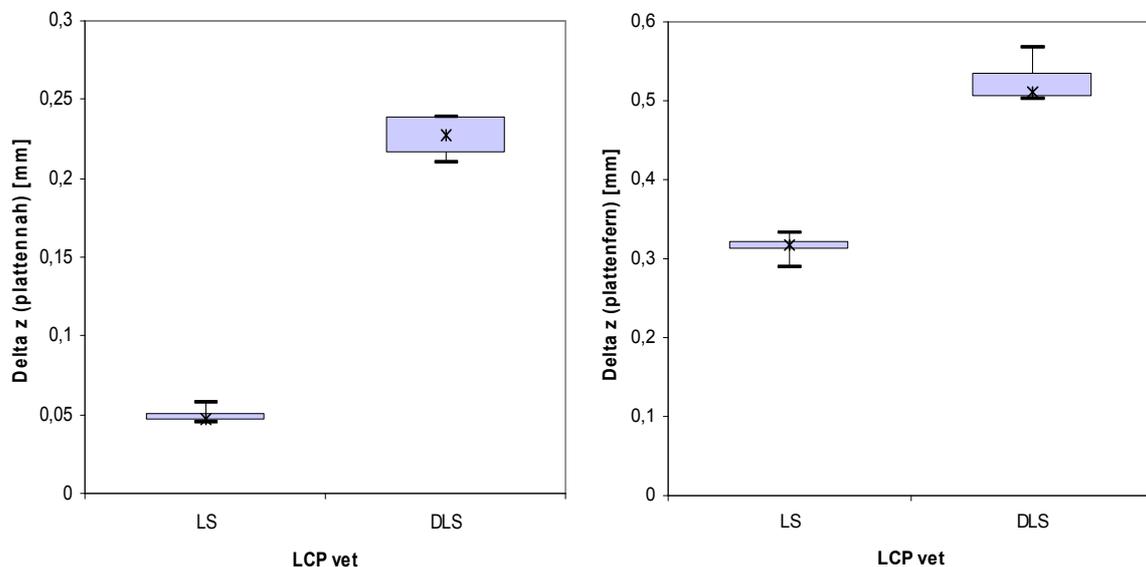


Abbildung 4.16A: Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP vet für 150N ($p=0,002$). **B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP vet für 150N ($p=0,002$).

Die DLS führt gegenüber der LS bei der LCP vet zu einem Anstieg der interfragmentären Bewegung plattennah von 0,18mm (entsprechen 79%, $p=0,002$) als auch plattenfern von 0,195mm (entsprechen 39%, $p=0,002$) (Tab. 4.7).

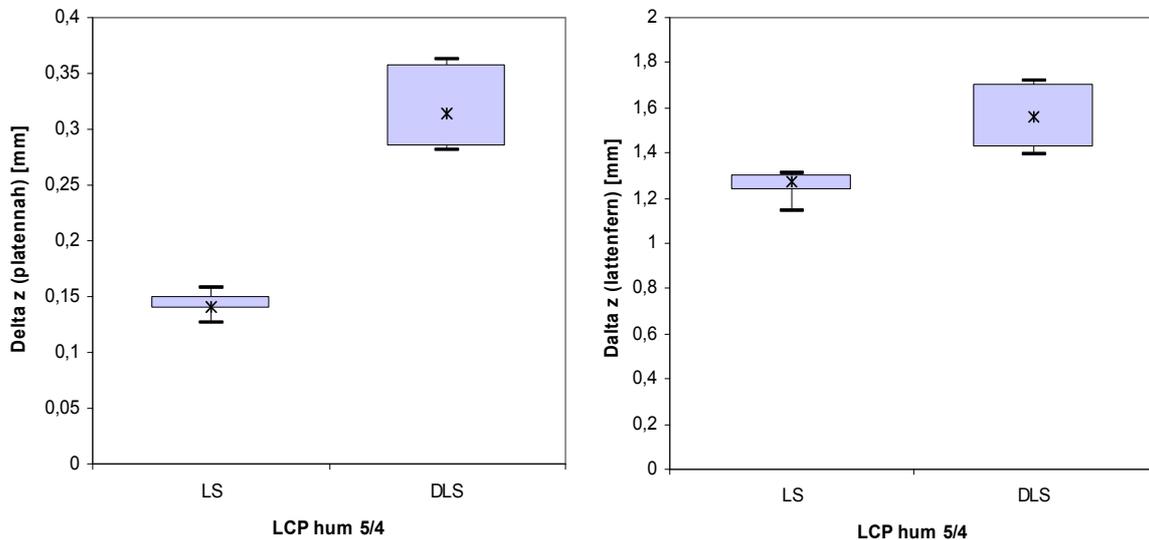


Abbildung 4.17A: Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP hum 5/4 für 150N ($p=0,002$). **B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP hum 5/4 für 150N ($p=0,002$).

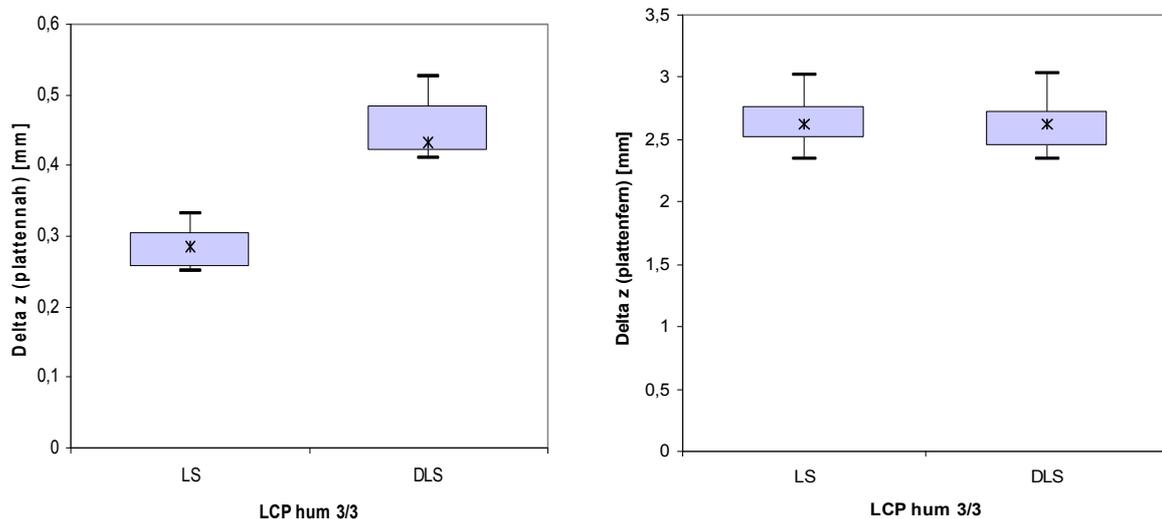


Abbildung 4.18A: Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP hum 3/3 für 150N ($p=0,002$). **B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP hum 3/3 für 150N ($p=0,981$).

Bei der LCP hum 5/4 zeigt sich im Vergleich zur LS mit der DLS ebenfalls eine Zunahme der axialen Bewegung, die vor allem an der plattennahen Seite des Frakturspats erfolgt (plattennah: 0,175mm entsprechen 55%, $p=0,002$; plattenfern: 0,282 mm entsprechen 18%, $p=0,002$) (**Tab. 4.7**).

Auch bei der LCP hum 3/3 kommt es unter Verwendung der DLS zu einem verstärkten Anstieg der plattennahen interfragmentären Translation (plattennah: 0,148mm entsprechen 34%, $p=0,002$; plattenfern: 0,102 entsprechen 3%, $p=0,981$) (**Tab. 4.7**). Bei 150N ist der plattenferne Frakturspalt sowohl für die LS als auch für die DLS komplett komprimiert, so dass sich hier eigentlich keine Differenz ergeben dürfte. Die DLS führt allerdings durch die mögliche Bewegung innerhalb der Schraube zu einer höheren Translation.

Entsprechend der axialen Seifigkeitsreduktion, erfolgt der Anstieg der interfragmentären Bewegung durch die DLS bei der LCP vet am deutlichsten. Ein erhöhter Widerstand gegen die Biegung der rigiden LCP-Osteosynthese führt hier zu einer vermehrten Belastung der Schrauben und dadurch zu einem verstärkten Auftreten des DLS-Effekts.

		LS	DLS	
	axiale Kraft [N]	Δz (plattennah) [mm]	Δz (plattennah) [mm]	Zunahme
LCP vet	150	0,047	0,227	79%
LCP hum 5/4	150	0,14	0,314	55%
LCP hum 3/3	150	0,285	0,433	34%
		LS	DLS	
	axiale Kraft [N]	Δz (plattenfern) [mm]	Δz (plattenfern) [mm]	Zunahme
LCP vet	150	0,316	0,511	38%
LCP hum 5/4	150	1,276	1,558	18%
LCP hum 3/3	150	2,629	2,731	3%

Tabelle 4.7: Medianwerte der plattennahen und plattenfernen Translation Δz bei einer Belastung von 150N im Vergleich für die LS und die DLS.

5 Diskussion

5.1 Material und Methode

5.1.1 *Frakturmodell*

Für das Frakturmodell wurde als Knochenersatz ein Kunststoffrohr aus Polyoxymethylen Copolymer (POM C) mit einem Außendurchmesser von 30mm verwendet. In Anlehnung an den Markraum der Tibia wurde der Innendurchmesser mit 16mm gewählt. Die Homogenität des Materials, der konstante Außen- und Innendurchmesser sowie eine glatte Oberfläche waren von Vorteil für die technische Handhabung und garantierten eine hohe Reliabilität der Versuche. Des Weiteren eignete sich POM C als Knochenersatzmaterial auf Grund seiner hohen Steifigkeit (E-Modul von 2600-3100N/mm²). Die hohe Steifigkeit des Materials war für den Versuch äußerst wichtig, da nicht die Verformung des Materials, sondern die durch die elastische Osteosynthese induzierten Bewegungen gemessen werden sollten. In dem Vorversuch konnte mit Hilfe einer optischen Messung nachgewiesen werden, dass sich der gewählte Kunststoff unter einer applizierten Last von 300N nicht mehr als 16µm verformte. Dieser Wert liegt weit unter dem Mindestwert der optimalen Mikrobewegungen (200µm) und ist somit vernachlässigbar. Der Kunststoffzylinder kann also als starr angenommen werden. Diese Annahme trifft auch auf den Knochen im Patienten zu. Der Kunststoff besitzt nämlich eine geringere Steifigkeit als der kortikale Knochen (E-Modul von 17000N/mm²) [66]. Aus diesem Grund ist beim realen Knochen keine größere Verformung als bei seinem Kunststoffmodell zu erwarten.

5.1.2 *Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung*

Der Versuchsaufbau zur biomechanischen Testung der LCP-Osteosynthesen orientierte sich an einer mechanische Prüfvorrichtung, die von Kassi et. al. zu Untersuchung der 3D Steifigkeit entwickelt wurde [37]. Mit Hilfe von speziell angefertigten Halterungen für die Konstrukte war es möglich sowohl Kompressions- als auch Biegetests an einer Materialprüfmaschine durchzuführen, die lediglich die beiden Belastungsarten „Druck“ und „Zug“ erzeugen konnte. Die beiden Halterungen ließen über Kugelgelenke Bewegungen in allen Raumrichtungen zu. Dies hatte vor

allem Bedeutung für die Versuche mit Biegebelastung (Lastfall 3a und 3b), bei denen dadurch das Auftreten von Querkräften verhindert werden konnte. Querkräfte erzeugen eine Scherspannung an den fixierten Konstrukten und können eine unrealistische Verschiebung der Zylinder bewirken. Auch bei der Prüfung der axialen Kompression (Lastfalls 1) konnte durch die Kugelgelenke das Einwirken von Querkräften unterbunden werden.

Des Weiteren wurden mit 200N für den Lastfall 1 bzw. 2500N/mm für die Lastfälle 3a und 3b die Maximalbelastung der Konstrukte relativ gering angesetzt. Dieses Versuchsprotokoll orientierte sich dabei an der Belastungssituation einer frisch versorgten Tibiafraktur. Das postoperative Management sieht hier in den meisten Fällen eine funktionelle Teilbelastung von 15kg (=150N) für 6 Wochen vor. Gerade in dieser frühen Phase der Knochenheilung spielen die mechanischen Rahmenbedingungen eine entscheidende Rolle für das Ergebnis der Therapie.

5.1.3 Steifigkeitsanalyse

Zur Visualisierung der Steifigkeitsunterschiede zwischen veterinärem und humanem LCP-System wurden Belastungs-Deformations-Kurven für die Konstrukte erstellt. Hier zeigte sich für den Lastfall 1 (axiale Kompression) ein nicht-linearer Kurvenverlauf, obwohl der elastische Bereich nicht überschritten wurde. Eine plastische Verformung der Konstrukte konnte anhand der von der Materialprüfmaschine aufgezeichneten Hysteresenschleife für die Belastungs- und Entlastungsphase ausgeschlossen werden. Der Endpunkt der Entlastung entsprach immer dem Ausgangspunkt der Belastung. Der Grund für den nicht-linearen Verlauf ist, dass die Platte außerhalb der neutralen Achse lag und unter axialer Kompression nicht gerade blieb sondern sich durchbog, vor allem dann, wenn die Plattenlöcher am Frakturspalt unbesetzt waren. Infolge dieser Deformation änderte sich die Richtung der einwirkenden Kraft während des Belastungsprozesses. Man spricht hier von dem Phänomen des nichtlinearen elastischen Effekts [13, 77].

Die axiale Steifigkeit wurde exemplarisch für die Belastungspunkte bei 80N und 150N bestimmt. 150N entsprechen dabei im weitesten Sinne der postoperativen Teilbelastung von 15kg, nach einer osteosynthetisch versorgten Tibiafraktur [42]. Allerdings war bei den Konstrukten mit der LCP hum 3/3 der Frakturspalt bei 150N jeweils soweit komprimiert, dass die Kunststoffzylinder sich plattenfern berührten

daher wurde die axiale Steifigkeit zusätzlich noch bei 80N berechnet, um einen validen Vergleich zwischen allen drei LCP-Osteosynthesen anstellen zu können.

Die Belastungs-Deformations-Kurven, die für die Lastfälle 3a und 3b (Biegebelastung in medio-lateraler Richtung schließend und öffnend) aufgezeichnet wurden zeigten einen annähernd linearen Verlauf. Bei einer höheren Belastung hätte sich auch hier im Vergleich zum Lastfall 1 ein nicht-linearer Kurvenverlauf dargestellt.

Für die Konstrukte wurden die axiale Steifigkeit sowie die medio-laterale Biegesteifigkeit schließend und öffnend ermittelt. Die Steifigkeiten wurden als 2D Steifigkeiten bestimmt, d.h. als Quotient aus der eindimensionalen Belastung und der Verschiebung der Zylinder in die Hauptrichtung.

5.1.4 Erfassung der interfragmentären Bewegung

Die interfragmentäre Bewegung wurden mit dem optischen Messsystem PONTOS registriert. Dieses System konnte in einer anderen Arbeit mit hochgenauen taktilen Messuhren validiert werden [Döbele et al., Publikation folgt].

Die Mikrobewegungen am Frakturspalt wurden durch die Kameras in allen Raumrichtungen erfasst. Die 3D Analyse der interfragmentären Bewegung erfolgte für den Lastfall der axialen Kompression. Hierbei zeigte sich, dass es sich im Wesentlichen um eine zweidimensionale Bewegung handelte, die entsprechend an der einwirkenden Axialkraft ausgerichtet war.

5.2 Ergebnisse und Literatur

5.2.1 Steifigkeitsvergleich zwischen veterinärem und humanem LCP-System

Ein Anliegen der vorliegenden Arbeit war es, eine standardisierte und quantitative Analyse des Steifigkeitsverhaltens von dem humanem LCP-System und dem LCP-System vom Schaf durchzuführen. Dabei basiert die Arbeit auf einer in vivo Studie zur Evaluierung der LCP an der Musculoskeletal Research Unit (MSRU) der Vetsuisse Fakultät in Zürich. In dieser Studie werden die Knochenheilung und die Stabilität von LCP-Osteosynthesen an diaphysären Schafsosteotomien der Tibia untersucht. Hierbei gibt es gravierende Unterschiede zwischen dem veterinären und dem humanen Anwendungsprinzip der LCP. Die ovine Plattenosteosynthese in den Tierexperimenten ist um ein Vielfaches rigider. Die Steifigkeit einer Osteosynthese

beeinflusst jedoch substantiell den biologischen Prozess der Knochenheilung [8] und trägt entscheidend zur Stabilität des Fixationssystems bei [60]. Um trotz des Steifigkeitsunterschieds das veterinäre LCP-System dem humanen LCP-System gegenüberstellen zu können, wurden in dieser Arbeit die axiale Steifigkeit und die medio-laterale Biegesteifigkeit der verschiedenen Osteosynthesen quantifiziert und miteinander verglichen. Die Erkenntnisse aus den Tierversuchen können somit in Relation zu den Steifigkeiten interpretiert werden.

Für die Tierversuche in Zürich wurde das Schafmodell ausgewählt. Das Schaf hat sich als Versuchstier in der orthopädischen und traumatologischen Forschung zur Frakturheilung als adäquates Modell bewährt. Neben einem ähnlichen Knochenheilungsprozess, stimmt die Schafstibia auch in der anatomischen Form weitestgehend mit der humanen Tibia überein. Der Grund hierfür ist dem Wolf'schen Gesetz nach eine analoge Belastungssituation. Diese kommt dadurch zu Stande, dass die Schafstibia, wie die menschliche Tibia, in der Tragachse des Beines liegt [18, 56]. Limitierend für den direkten Vergleich zwischen Mensch und Schaf sind allerdings Unterschiede in der postoperativen Belastungssituation bei experimentellen Tierstudien. Beim Schaf kann eine kontrollierte postoperative Teilbelastung, wie sie beim Menschen in der Regel durchgeführt wird, nur mit Mühe realisiert werden. In Schrecksituationen oder beim Aufstehen belastet das Schaf unweigerlich die osteotomierte Extremität zu stark. Dies kann bei einer zu flexiblen Osteosynthese zum Implantatversagen führen. Durch eine steifere Osteosynthese können unkontrollierte Belastungen trotz frisch operierter Extremität toleriert werden. Daher ist beim Schaf eine rigidere Stabilisation der Fraktur bzw. der Osteotomie erforderlich.

Plattensysteme wie die LCP bieten unterschiedliche Möglichkeiten, um auf die Steifigkeit Einfluss zuzunehmen. Der LCP-Versorgung von diaphysären und metaphysären Mehrfragmentfrakturen der humanen Tibia liegt das Prinzip der elastischen Plattenosteosynthese zugrunde, d.h. die Überbrückung der instabilen Frakturzone mit einem schraubenfreien Plattenabschnitt. Dabei beeinflusst die Länge des schraubenfreien Plattenbereichs die Steifigkeit der Osteosynthese signifikant [77]. Zur Fixierung der Platte reichen drei Schrauben pro Hauptfragment aus, um eine angemessene Stabilität zu gewährleisten. Bei den Schafen wurden die LCPs

am proximalen Fragment mit fünf Schrauben und am distalen Fragment mit vier Schrauben an den Knochen montiert. Entscheidend für die Steifigkeit der Osteosynthese war aber, dass auch die osteotomienahen Plattenlöcher mit Schrauben besetzt wurden, also keine Überbrückung der Frakturzone stattfand.

In der vorliegenden Arbeit konnte durch einen Vergleich zwischen den Frakturmodellen LCP hum 5/4 und LCP hum 3/3 isoliert der Einfluss der unterschiedlichen Schraubenkonfigurationen auf die axiale Steifigkeit und die medio-laterale Biegesteifigkeit der Konstrukte analysiert werden. Hierbei nimmt allein durch den Wechsel von veterinärer zu humaner Schraubenkonfiguration die axiale Steifigkeit der Konstrukte um 65% (für 80N) bzw. 52% (für 150N, wobei der Frakturspalt bei der LCP hum 3/3 bei 150N plattenfern bereits komprimiert war) ab. Ähnlich deutlich fällt die Differenz bei der medio-lateralen Biegesteifigkeit aus. Die Biegesteifigkeit schließend vermindert sich um 59% und die Biegesteifigkeit öffnend um 58%. Diese Ergebnisse lassen sich auf die Erkenntnisse aus einer biomechanischen Studie von Stoffel et. al. übertragen. In dieser Studie wurde der Einfluss von Schraubenanzahl und Schraubenposition auf die Steifigkeit von LCP-Konstrukten genau untersucht [77]. Es zeigte sich dabei, dass das Freilassen eines fraktur nahen Plattenlochs auf jeder Seite der LCP zu einer Reduktion der axialen Steifigkeit von ungefähr 60% führt, während mehr als drei Schrauben auf jeder Plattenseite nur einen geringen Effekt auf die Steifigkeit haben.

Der zweite entscheidende Faktor, der neben der Schraubenkonfiguration, den Steifigkeitsunterschied zwischen oviner und humaner LCP-Osteosynthese ausmachte, war die mechanische Beschaffenheit der verschiedenen Implantate. Ausschlaggebend hierfür waren vor allem der Querschnitt, die Geometrieform und der E-Modulus der Platten. Die veterinäre LCP war aus Stahl gefertigt und hatte einen größeren Querschnitt. Die humane LCP hingegen war insgesamt schmaler und bestand aus Titan. Die axiale Steifigkeit und die Biegesteifigkeit für die homogenen Implantate lassen sich unabhängig von den Struktureigenschaften der Platten-Kunststoff-Konstrukte folgendermaßen definieren [25]:

$$\text{Axiale Steifigkeit} = E\text{-Modul} \cdot \text{Querschnittfläche}$$

$$\text{Biegesteifigkeit} = E\text{-Modul} \cdot \text{Flächenträgheitsmoment}$$

Das Flächenträgheitsmoment ist von der Form des Querschnittes sowie der Richtung des einwirkenden Biegemoments abhängig. Der E-Modul oder Elastizitätsmodul kann als Wert für die Steifigkeit eines Materials angesehen werden. Er ist eine Materialkonstante, die das Verhältnis zwischen mechanischer Spannung und Dehnung bei der Verformung eines Festkörpers im elastischen Bereich charakterisiert. Für Stahl liegt der E-Modul bei $20 \times 10^4 \text{ N/mm}^2$ und für Titan bei $11 \times 10^4 \text{ N/mm}^2$ [81].

Die exakte Steifigkeitsdifferenz zwischen den verwendeten Implantaten konnte durch einen Vergleich der Frakturmodelle LCP vet und LCP hum 5/4 ermittelt werden. Der Austausch der veterinären LCP gegen die humane LCP unter Beibehaltung der Schraubenkonfiguration 5/4 führt zu einer Abnahme der axialen Steifigkeit von 57% (für 80N) bzw. 63% (für 150N). Bei der Biegesteifigkeit beträgt die Differenz für den Fall schließend 62% und für den Fall öffnend 47%.

Betrachtet man nun die gesamte LCP-Osteosynthese, so zeigt sich eine deutliche Diskrepanz der axialen Steifigkeit von 85% (für 80N) bzw. 83% (für 150N, wobei dieser Wert nur begrenzt aussagekräftig ist, da der Frakturspalt bei der LCP hum 3/3 bei 150N plattenfern bereits komprimiert war) zwischen veterinärem (LCP vet) und humanem LCP-System (LCP hum 3/3). Vergleichbare Werte finden sich für die medio-lateralen Biegesteifigkeiten. Bei der Biegesteifigkeit schließend liegt der Unterschied zwischen veterinärer und humaner LCP-Osteosynthese bei 84% und bei der Biegesteifigkeit öffnend bei 77%. Unabhängig von der Definition der Steifigkeit ist für die Steifigkeitsunterschiede zwischen den beiden Plattenosteosynthesen vor allem die mechanische Eigenschaft des Implantates entscheidend. Die Schraubenkonfiguration spielt hierbei eine eher untergeordnete Rolle.

Die gravierende Steifigkeitsdifferenz zwischen der veterinären und der humanen LCP-Osteosynthese muss bei der Interpretation der Erkenntnisse aus den tierexperimentellen Untersuchungen zur LCP berücksichtigt werden, will man den Bezug zur humanen Anwendung der LCP herstellen.

5.2.2 Einfluss der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die Steifigkeit

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit war es, den Einfluss der neuen Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die Steifigkeit bei einem winkelstabilen Plattenkonstrukt zu untersuchen. Dieses erfolgte anhand der zuvor

geprüften LCP-Osteosynthesen, welche in Verbindung mit der DLS erneut unter den definierten Lastfällen auf ihr Steifigkeitsverhalten hin getestet wurden. Damit war ein genauer Vergleich zwischen den LCP-Osteosynthesen mit der konventionellen LS und der neuen DLS möglich. Die zu überprüfende Hypothese war, dass die DLS zu einer gezielten Steifigkeitsreduktion vor allem der axialen Steifigkeit führt und die Biegesteifigkeit nur gering beeinflusst. Diese Hypothese konnte mit den biomechanischen Versuchen bestätigt werden. Die DLS bewirkte bei allen LCP-Osteosynthesen eine Reduktion der axialen Steifigkeit. Bei der LCP vet betrug die Abnahme 36% (für 80N) bzw. 35% (für 150N). Bei der LCP hum 5/4 verringerte sich die Steifigkeit um 27% (für 80N) bzw. 26% (für 150N) und bei der LCP hum 3/3 um 16% (für 80N) bzw. 7% (für 150N, wobei hier berücksichtigt werden muss, dass der Frakturspalt bei den Konstrukten der LCP hum 3/3 plattenfern bereits komplett komprimiert war). Die Untersuchung der verschiedenen LCP-Osteosynthesen auf ihre medio-laterale Biegesteifigkeit schließend und öffnend hin ergab, dass die Implantierung der DLS zwar einen Unterschied gegenüber der Verwendung der LS bewirkte, dieser aber im Vergleich zur axialen Steifigkeit nur gering ausfällt. Für die Anwendung von winkelstabilen Implantaten ist dieser Effekt der DLS wünschenswert und kann möglicherweise die mechanischen Rahmenbedingungen für die Knochenheilung entscheidend optimieren.

Bei der Applikation von winkelstabilen Platten in biologischer überbrückender Technik wird von einer genauen anatomischen Reposition der Fragmente und einer absolut rigiden Fixation abgesehen [73, 74]. Dieses sind die Prinzipien der konventionellen Kompressionsplatte, welche eine direkte Knochenheilung induziert [62]. Winkelstabile Plattensysteme hingegen stützen sich auf die indirekte Knochenheilung, die klinisch auch bei konservativer Versorgung im Gips, einem Marknagel oder einem Fixateur externe beobachtet werden kann. Die indirekte Knochenheilung beschreibt die natürliche Form der Knochenkonsolidierung durch Kallusbildung. Wesentlicher Stimulus für die Kallusbildung ist ein gewisses Ausmaß an interfragmentärer Bewegung [7, 14]. Der limitierende Faktor der Mikrobewegung am Frakturspalt ist die Steifigkeit einer Osteosynthese. Aufgrund des absolut rigiden Schrauben-Platten-Interface, weisen winkelstabile Platten eine relativ hohe Steifigkeit auf. Sie sind um ein Vielfaches steifer als ein Fixateur externe [58] und teilweise genauso steif wie eine konventionelle Plattenosteosynthese in Kompressionsfunktion [76]. Daher besteht die Überlegung, dass winkelstabile Plattenosteosynthesen zu

steif sein könnten, um eine ausreichende interfragmentäre Bewegung für eine optimale Kallusheilung zu ermöglichen. Besonders kritisch scheinen hierbei die mechanischen Bedingungen an der plattennahen Frakturregion zu sein.

Nach der Versorgung einer Fraktur mit einem winkelstabilen Plattensystem ist eine nachträgliche Verschiebung der Fragmente in der Längsachse nicht mehr möglich [70, 85]. Die für die Kallusbildung notwendige Dynamisierung der Frakturzone wird allein durch das Schwingen der Platte erreicht. Eine elastische Montage der Platte mit dem Verzicht auf das Anbringen frakturnaher Schrauben ist daher essentiell, hat aber den Nachteil einer asymmetrischen Verteilung der interfragmentären Bewegung. Durch die Biegung der Platte wird es im Frakturbereich plattenfern zu einer wesentlich höheren Amplitude der Mikrofrakturbewegung kommen als plattennah. Bei einer zu steifen Plattenosteosynthese besteht daher die Gefahr, dass die Mikrobewegung vor allem auf der Platten zugewandten Knochenseite zu gering ist, um die Kallusbildung zu stimulieren. In diesem Fall ist mit einer verzögerten Knochenheilung oder der folgenschweren Pseudoarthrose zu rechnen.

Die Kontrolle über die interfragmentäre Bewegung ist daher von hohem medizinischem Interesse. Der wichtigste mechanische Parameter, über den der Chirurg direkt Einfluss auf die Mikrofrakturbewegung nehmen kann, ist wie bereits beschrieben die Steifigkeit der Osteosynthese. Er sieht sich dabei jedoch mit einer Gradwanderung konfrontiert, denn sowohl bei zu flexiblen als auch bei zu rigiden Frakturverhältnissen, droht das Auftreten von Komplikationen. Mehrere experimentelle und theoretische Studien haben untersucht wie die Steifigkeit eines Fixateurs intern modifiziert werden kann.

Kowalski et. al. kamen bei der biomechanischen Evaluierung einer „noncontacting“ Platte zu dem Ergebnis, dass der Abstand von der Platte zum Knochen Einfluss auf die Steifigkeit hat [44]. Eine Vergrößerung des Abstandes ging dabei mit einer Reduktion der axialen Steifigkeit, der Biege- und Torsionssteifigkeit des Plattensystems einher.

Stoffel et. al. untersuchten neben dem Platten-Knochen-Abstand noch weiteren Parameter, wie Länge der Platte, Anzahl und Positionierung der Schrauben (Länge des Frakturüberbrückenden Plattenabschnitts), über deren Variation die Steifigkeit einer winkelstabilen Plattenosteosynthese moduliert werden kann [77]. Den größten Einfluss auf die Steifigkeit hatte hierbei die Länge des überbrückenden, schraubenfreien Plattenabschnitts. Allerdings resultierte aus einer

Steifigkeitsreduktion, über die Änderung der oben genannten Parameter, immer auch eine Abnahme der mechanischen Stabilität der Osteosynthese.

Des Weiteren wurde versucht mit Implantaten aus Verbundmaterialien und bioresorbierbaren Polymeren die Steifigkeit zu beeinflussen [20, 22, 29]. Eine Verminderte Biokompatibilität, eine Einschränkung in der mechanischen Qualität und eine erschwerte Sterilisation von Polymeren, auf Grund deren Empfindlichkeit gegenüber hochenergetischer Bestrahlung, sind einige Gründe warum diese Platten generell noch keine klinische Anwendung finden.

All den bisher genannten Strategien, einen Fixateur intern elastischer zu machen, ist gleich, dass sie neben der axialen Steifigkeit immer auch eine Abnahme der Biegesteifigkeit bewirken. Dadurch kommt es unter Belastung zu einer verstärkten Biegung der Platte und das Problem der ungleichmäßigen Verteilung der interfragmentären Bewegung bleibt bestehen. Die Mikrobewegung an der plattennahen Frakturzone wird weiterhin zu gering sein, um die Kallusbildung ideal zu fördern. Die DLS führt indessen vor allem zu einer Reduktion der axialen Steifigkeit. Auf diese Weise wirkt sie der unsymmetrischen Verteilung der interfragmentären Bewegung entgegen und erhöht vor allem die Mikrobewegung am Ciskortex. In der aktuellen Literatur finden sich zwei weitere Studien, in denen verschiedene Strategien zur gezielten Herabsetzung der axialen Steifigkeit präsentiert werden.

Gardner et. al. verfolgten hierbei einen interessanten Ansatz. Sie versuchten eine Reduktion der Steifigkeit durch die Bohrung von Längsschraubenlöchern im plattennahen Kortex zu erreichen [21]. Dadurch konnten Sie im Wesentlichen die axiale Steifigkeit eines winkelstabilen Plattenkonstrukts bei gleich bleibender Stabilität der Osteosynthese senken. Allerdings bleibt es fraglich ob sich diese Methode auf die klinische Praxis übertragen lässt.

Ebenfalls gelang es Bottlang et. al. mit der Entwicklung einer Schraube, die nur am plattenfernen Kortex fest verschraubt wird, die axiale Steifigkeit eines winkelstabilen Plattenkonstrukts gezielt zu senken [3]. Dadurch fungiert der Schraubenschaft als elastisches Element. Er kann sich verbiegen und ermöglicht eine stärkere Bewegung der Fragmente in axialer Richtung. Die Festigkeit der Osteosynthese wurde durch das Schraubenkonzept nicht beeinträchtigt. Eine Einschränkung dieser Methode ist jedoch, dass der Schaft der Schraube eine gewisse Länge aufweisen muss, damit

der erwünschte, Steifigkeit reduzierende Effekt eintritt. Dies limitiert die Anwendung des Systems auf Knochen, die einen entsprechend großem Querschnitt aufweisen. Die Funktion der DLS würde durch die Länge des Schraubenschafts nicht beeinträchtigt werden. Allerdings hängt der Steifigkeit reduzierende Effekt der DLS von der Konfiguration der Osteosynthese ab. Dies wird bei der Betrachtung der Ergebnisse aus den biomechanischen Versuchen deutlich. Die axiale Steifigkeitsreduktion durch die DLS manifestierte sich umso intensiver, desto steifer die LCP-Osteosynthese war (36%/35% bei der LCP vet, 27%/26% bei der LCP hum 5/4 und 16%/7% bei der LCP hum 3/3). Dieser Zusammenhang kommt vermutlich dadurch zu Stande, dass eine rigidere Plattenosteosynthese, wie die LCP vet, der Biegung unter axialer Belastung einen größeren Kraftwiderstand entgegen bringt. Folglich kommt es zu einer stärkeren Belastung der Schrauben, wodurch sich wiederum der Effekt der DLS deutlicher manifestiert. Unter der Berücksichtigung dieses Zusammenhangs wäre es denkbar, dass winkelstabile Platten in Verbindung mit der DLS auch vermehrt bei der Versorgung von einfachen Frakturen eingesetzt werden könnten. Bisher steht man deren Anwendung bei einfachen Frakturen eher zurückhaltend gegenüber. Der Grund hierfür ist zum einen, dass eine verminderte Länge des überbrückenden, schraubenfreien Plattenabschnitts eine erhöhte Steifigkeit nach sich zieht. Dadurch wird die interfragmentäre Bewegung komplett unterdrückt und es kommt zur „non-union“. Zum anderen kann durch eine verkürzte Überbrückungsstrecke die Spitzenbelastung der Platte über der Fraktur nicht mehr verteilt werden und es droht ein Plattenbruch [53, 66]. Die DLS könnte im Vergleich zur herkömmlichen LS näher am Frakturspalt platziert werden. Durch die rigide Konfiguration der Plattenosteosynthese würde die axiale Steifigkeitsabnahme durch die Schraube verstärkt auftreten und einer Überbelastung der Platte entgegenwirken. Folglich würde es auch zu einer erhöhten interfragmentären Bewegung kommen. Der genaue Zusammenhang zwischen der Steifigkeitsreduktion durch die DLS und der interfragmentären Bewegung konnte mit dem optischen Messsystem an den LCP-Osteosynthesen untersucht werden.

5.2.3 Einfluss der Dynamischen Kopfverriegelungsschraube (DLS) auf die interfragmentären Bewegung

Mit Hilfe des optischen Messsystems ließ sich eine gezielte Analyse der Mikrobewegung am plattennahen und plattenfernen Frakturspalt realisieren. Hierüber

war es möglich einen Zusammenhang zwischen der axialen Steifigkeitsreduktion der DLS und der interfragmentären Bewegung herzustellen. Es konnte gezeigt werden, dass die DLS bei den getesteten LCP-Osteosynthesen zu einem Anstieg der plattennahen als auch der plattenfernen Frakturbewegung führte. Allerdings war ein wesentlich höherer Anstieg auf der plattennahen Seite zu verzeichnen. Dieser betrug für eine Belastung von 150N bei der LCP vet 79%, bei der LCP hum 5/4 und bei der LCP hum 3/3 lag er bei 34%. Die Zunahme der plattenfernen interfragmentären Bewegung war weniger deutlich. Sie konnte für die LCP vet mit 38%, für die LCP hum 5/4 mit 18% und für die LCP hum 3/3 mit 3% ermittelt werden. Korrelierend mit der axialen Steifigkeitsreduktion, kam auch hier der Effekt der DLS bei den rigideren Konfigurationen der LCP-Osteosynthesen deutlicher zum Tragen. Der Grund hierfür war eine stärkere Krafteinwirkung auf die Schrauben.

Winkelstabile Plattenosteosynthesen müssen ein gewisses Maß an interfragmentärer Bewegung zulassen, da sie die indirekte Knochenheilung intendieren. Das Problem, dass bei einer relativ hohen Steifigkeit von winkelstabilen Implantaten nicht immer optimale Bedingungen für die Kallusformation vorliegen, wurde bereits erläutert. In diesem Rahmen schien vor allem die plattennahe Frakturregion als gefährdet, da durch ein elastisches Schwingen der Platte überwiegend eine plattenferne „Dynamisierung“ der Fraktur erfolgt. Die DLS führt zu einer gleichmäßigeren Verteilung der interfragmentären Bewegung, in dem sie überwiegend die plattennahe Mikrofrakturbewegung anhebt. Damit ließ sich die erwünschte Wirkung der Schraube nachweisen. Allerdings ist eine direkte Übertragung der biomechanischen Ergebnisse auf in vivo Verhältnisse nicht möglich, da sie die natürliche Varianz von Knochenstruktur und Knochenqualität nicht berücksichtigen. Auch stellt sich die Belastungssituation beim Tier oder beim Menschen weitaus komplexer dar. Ob sich der theoretische Benefiz der DLS daher auch tatsächlich in vivo widerspiegelt müssen Tierstudien zeigen.

6 Zusammenfassung

Der erste Teil der vorliegenden Arbeit erfolgte im Kontext einer großen Tierstudie, die an der Musculoskeletal Research Unit (MSRU) der Vetsuisse Fakultät in Zürich durchgeführt wird. Ziel der *in vivo* Versuche ist es, die Knochenheilung von Osteosynthesen mit der LCP an der Schafstibia zu untersuchen. Allerdings bestehen gravierenden Unterschiede zwischen der Anwendung der LCP in der Tierstudie und dem Gebrauch der LCP in der humanen Chirurgie. Da sich bei den Schafen eine Teilbelastung der operierten Extremität nur schwer realisieren lässt, ist die LCP-Osteosynthese aus Stabilitätsgründen um einiges steifer konfiguriert. Die Steifigkeit einer Osteosynthese hat aber über die Limitierung der interfragmentären Bewegung einen entscheidenden Einfluss auf die Knochenheilung. Die biomechanischen Tests wurden mit vereinfachten Osteosynthesemodellen bestehend aus POM C Zylindern und LCP an einer Materialprüfmaschine durchgeführt. Auf diese Weise ließ sich der Steifigkeitsunterschied zwischen dem veterinären und humanen LCP-System exakt bestimmen, so dass die Erkenntnisse aus der Tierstudie in Relation zu der Steifigkeit interpretiert werden können.

Im zweiten Teil der Arbeit wurde an den erstellten Osteosynthesemodellen mit der LCP ein neues Schraubenkonzept biomechanisch evaluiert - die Dynamische Kopfverriegelungsschraube (DLS). Hierzu wurde erneut die Steifigkeit der Modelle unter Verwendung der DLS ermittelt. In einem Vergleich zu den LCP-Osteosynthesen mit der konventionellen Kopfverriegelungsschraube (LS) konnte gezeigt werden dass die DLS zu einer Steifigkeitsreduktion der winkelstabilen Konstrukte führte. Davon betroffen war in erster Linie die axiale Steifigkeit. Mit Hilfe eines optischen Messsystems ließ sich zusätzlich die Wirkung der DLS auf die interfragmentäre Bewegung am plattennahen und plattenfernen Frakturspalt analysieren. Bei der Implantierung der DLS kam es hierbei vor allem plattennah zu einem Anstieg der Mikrofrakturbewegung. Bisher war das elastische Schwingen von winkelstabilen Platten der einzige Garant für eine gewisse interfragmentäre Bewegung, die als Voraussetzung für einen komplikationslosen Verlauf der indirekten Knochenheilung gilt. Eine Mikrofrakturbewegung erfolgt dadurch vor allem plattenfern. Die ermittelten Ergebnisse zeigen, dass die DLS zumindest theoretisch eine Optimierung der mechanischen Rahmenbedingungen am Frakturspalt bewirkt.

Ob diese sich tatsächlich auch auf in vivo Verhältnisse übertragen lassen müssen klinische Studien überprüfen.

7 Literaturverzeichnis

1. Augat P, Burger J, Schorlemmer S, Henke T, Peraus M, Claes L. Shear movement at the fracture site delays healing in a diaphyseal fracture model. *J Orthop Res* 21 (2003) 1011-7
2. Baumgart E. Stiffness--an unknown world of mechanical science? *Injury* 31 Suppl 2 (2000) S-B14-23
3. Bottlang M, Doornink J, Fitzpatrick DC, Madey SM. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength. *J Bone Joint Surg Am* 91 (2009) 1985-94
4. Brighton CT. The biology of fracture repair. *Instr Course Lect* 33 (1984) 60-82
5. Button G, Wolinsky P, Hak D. Failure of less invasive stabilization system plates in the distal femur: a report of four cases. *J Orthop Trauma* 18 (2004) 565-70
6. Claes L, Augat P, Suger G, Wilke HJ. Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *J Orthop Res* 15 (1997) 577-84
7. Claes L, Wolf S, Augat P. Mechanische Einflüsse auf die Callusheilung. *Chirurg* 71 (2000) 989-94
8. Claes LE, Heigele CA, Neidlinger-Wilke C, Kaspar D, Seidl W, Margevicius KJ, Augat P. Effects of mechanical factors on the fracture healing process. *Clin Orthop Relat Res* (1998) S132-47
9. Claes LE, Wilke HJ, Augat P, Rubenacker S, Margevicius KJ. Effect of dynamization on gap healing of diaphyseal fractures under external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10 (1995) 227-234
10. Claudi BF, Oedekoven G. ["Biological osteosynthesis"]. *Chirurg* 62 (1991) 367-77
11. Cordey J. Introduction: basic concepts and definitions in mechanics. *Injury* 31 Suppl 2 (2000) S-B1-13
12. Duda GN, Kirchner H, Wilke HJ, Claes L. A method to determine the 3-D stiffness of fracture fixation devices and its application to predict inter-fragmentary movement. *J Biomech* 31 (1998) 247-52

13. Duda GN, Mandruzzato F, Heller M, Kassi JP, Khodadadyan C, Haas NP. Mechanical conditions in the internal stabilization of proximal tibial defects. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17 (2002) 64-72
14. Duda GN, Sollmann M, Sporrer S, Hoffmann JE, Kassi JP, Khodadadyan C, Raschke M. Interfragmentary motion in tibial osteotomies stabilized with ring fixators. *Clin Orthop Relat Res* (2002) 163-72
15. Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, Kummer FJ, Koval KJ. Biomechanics of locked plates and screws. *J Orthop Trauma* 18 (2004) 488-93
16. Einhorn TA. The cell and molecular biology of fracture healing. *Clin Orthop Relat Res* (1998) S7-21
17. Epari DR, Kassi JP, Schell H, Duda GN. Timely fracture-healing requires optimization of axial fixation stability. *J Bone Joint Surg Am* 89 (2007) 1575-85
18. Finlay JB, Hurtig MB, Hardie WR, Liggins AB, Batte SW. Geometrical properties of the ovine tibia: a suitable animal model to study the pin-bone interface in fracture fixation? *Proc Inst Mech Eng H* 209 (1995) 37-50
19. Frigg R. Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 32 Suppl 2 (2001) 63-6
20. Ganesh VK, Ramakrishna K, Ghista DN. Biomechanics of bone-fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless-steel plates. *Biomed Eng Online* 4 (2005) 46
21. Gardner MJ, Nork SE, Huber P, Krieg JC. Stiffness modulation of locking plate constructs using near cortical slotted holes: a preliminary study. *J Orthop Trauma* 23 (2009) 281-7
22. Gasser B. About composite materials and their use in bone surgery. *Injury* 31 Suppl 4 (2000) 48-53
23. Gautier E, Ganz R. [The biological plate osteosynthesis]. *Zentralbl Chir* 119 (1994) 564-72
24. Gautier E, Perren SM. [Limited Contact Dynamic Compression Plate (LC-DCP)--biomechanical research as basis to new plate design]. *Orthopade* 21 (1992) 11-23
25. Gautier E, Perren SM, Cordey J. Effect of plate position relative to bending direction on the rigidity of a plate osteosynthesis. A theoretical analysis. *Injury* 31 Suppl 3 (2000) C14-20

26. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2 (2003) B63-76
27. Gautier E. RBAaPSM. Vascular remodelling. *Injury* 26 (1995) B11-B19
28. Gerber C, Mast JW, Ganz R. Biological internal fixation of fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 109 (1990) 295-303
29. Gogolewski S. Bioresorbable polymers in trauma and bone surgery. *Injury* 31 Suppl 4 (2000) 28-32
30. Goodship AE, Kenwright J. The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures. *J Bone Joint Surg Br* 67 (1985) 650-5
31. Greiwe RM, Archdeacon MT. Locking plate technology: current concepts. *J Knee Surg* 20 (2007) 50-5
32. Haas NP. Callusmodulation - Fiktion oder Realität? *Chirurg* 71 (2000) 987-988
33. Hasenboehler E, Rikli D, Babst R. Locking compression plate with minimally invasive plate osteosynthesis in diaphyseal and distal tibial fracture: a retrospective study of 32 patients. *Injury* 38 (2007) 365-70
34. Jagodzinski M, Krettek C. Effect of mechanical stability on fracture healing--an update. *Injury* 38 Suppl 1 (2007) S3-10
35. Jantz RL, Hunt DR, Meadows L. The measure and mismeasure of the tibia: implications for stature estimation. *J Forensic Sci* 40 (1995) 758-61
36. Käab MJ, Hauke C, Schütz M, Südkamp NP, Haas NP. Prinzip des Fixateurs interne bei Unterarmschaftfrakturen unter Verwendung des Point-contact-Fixateurs (PC-Fix). *Trauma Berufskrankh* 1 (1999) 407-410
37. Kassi JP, Hoffmann JE, Heller M, Raschke M, Duda GN. [Evaluating the stability of fracture fixation systems: mechanical device for evaluation of 3-D stiffness in vitro]. *Biomed Tech (Berl)* 46 (2001) 247-52
38. Kenwright J, Gardner T. Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clin Orthop Relat Res* (1998) S179-90
39. Kenwright J, Goodship AE. Controlled mechanical stimulation in the treatment of tibial fractures. *Clin Orthop Relat Res* (1989) 36-47
40. Kenwright J, Richardson JB, Goodship AE, Evans M, Kelly DJ, Spriggins AJ, Newman JH, Burrough SJ, Harris JD, Rowley DI. Effect of controlled axial micromovement on healing of tibial fractures. *Lancet* 2 (1986) 1185-7

41. Klaue K, Fengels I, Perren SM. Long-term effects of plate osteosynthesis: comparison of four different plates. *Injury* 31 Suppl 2 (2000) S-B51-62
42. Klein P, Schell H, Streitparth F, Heller M, Kassi JP, Kandziora F, Bragulla H, Haas NP, Duda GN. The initial phase of fracture healing is specifically sensitive to mechanical conditions. *J Orthop Res* 21 (2003) 662-9
43. Köstler W, Strohm P, Südkamp NP. Entwicklung und aktueller Stand winkelstabiler Plattensysteme. *Trauma Berufskrankh* 7 (2005) 5-9
44. Kowalski MJ, Schemitsch EH, Harrington RM, Chapman JR, Swiontkowski MF. A comparative biomechanical evaluation of a noncontacting plate and currently used devices for tibial fixation. *J Trauma* 40 (1996) 5-9
45. Kubiak EN, Fulkerson E, Strauss E, Egol KA. The evolution of locked plates. *J Bone Joint Surg Am* 88 Suppl 4 (2006) 189-200
46. Kuner EH. (1997) "8. Die Gründung und Entwicklung der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen" Festschrift Teil 1 <http://www.dgu-online.de/de/unfallchirurgie/geschichte/festschrift/teil1.jsp>) Stand 19.06.2009
47. Lill H, Hepp P, Korner J, Kassi JP, Verheyden AP, Josten C, Duda GN. Proximal humeral fractures: how stiff should an implant be? A comparative mechanical study with new implants in human specimens. *Arch Orthop Trauma Surg* 123 (2003) 74-81
48. Luhr HG. [The development of modern osteosynthesis]. *Mund Kiefer Gesichtschir* 4 Suppl 1 (2000) S84-90
49. Luthi U, Rahn BA, Perren SM. [Area of contact between osteosynthesis plate and bone in internal fixation (author's transl)]. *Aktuelle Traumatol* 10 (1980) 131-6
50. Matter P, Burch HB. Clinical experience with titanium implants, especially with the limited contact dynamic compression plate system. *Arch Orthop Trauma Surg* 109 (1990) 311-3
51. Matthews SJ, Nikolaou VS, Giannoudis PV. Innovations in osteosynthesis and fracture care. *Injury* 39 (2008) 827-38
52. McKibbin B. The biology of fracture healing in long bones. *J Bone Joint Surg Br* 60-B (1978) 150-62
53. Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22 (2007) 1049-62

54. Muller ME, Perren SM. [Callus and primary bone healing]. *Monatsschr Unfallheilkd Versicher Versorg Verkehrsmed* 75 (1972) 442-54
55. Niemeyer P, Sudkamp NP. Principles and clinical application of the locking compression plate (LCP). *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 73 (2006) 221-8
56. Nunamaker DM. Experimental models of fracture repair. *Clin Orthop Relat Res* (1998) S56-65
57. Park SH, O'Connor K, McKellop H, Sarmiento A. The influence of active shear or compressive motion on fracture-healing. *J Bone Joint Surg Am* 80 (1998) 868-78
58. Peindl RD, Zura RD, Vincent A, Coley ER, Bosse MJ, Sims SH. Unstable proximal extraarticular tibia fractures: a biomechanical evaluation of four methods of fixation. *J Orthop Trauma* 18 (2004) 540-5
59. Perren SM. Backgrounds of the technology of internal fixators. *Injury* 34 Suppl 2 (2003) B1-3
60. Perren SM. [Biomechanical basis of fracture treatment]. *Orthopade* 21 (1992) 3-10
61. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br* 84 (2002) 1093-110
62. Perren SM, Allgower M, Cordey J, Russenberger M. Developments of compression plate techniques for internal fixation of fractures. *Prog Surg* 12 (1973) 152-79
63. Perren SM, Klaue K, Pohler O, Predieri M, Steinemann S, Gautier E. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Arch Orthop Trauma Surg* 109 (1990) 304-10
64. Probst A, Jansen H, Ladas A, Spiegel HU. Callus formation and fixation rigidity: a fracture model in rats. *J Orthop Res* 17 (1999) 256-60
65. Redfern DJ, Syed SU, Davies SJ. Fractures of the distal tibia: minimally invasive plate osteosynthesis. *Injury* 35 (2004) 615-20
66. Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8 (1975) 393-405

67. Ring D, Kloen P, Kadzielski J, Helfet D, Jupiter JB. Locking compression plates for osteoporotic nonunions of the diaphyseal humerus. *Clin Orthop Relat Res* (2004) 50-4
68. Schutz M, Muller M, Krettek C, Hontzsch D, Regazzoni P, Ganz R, Haas N. Minimally invasive fracture stabilization of distal femoral fractures with the LISS: a prospective multicenter study. Results of a clinical study with special emphasis on difficult cases. *Injury* 32 Suppl 3 (2001) SC48-54
69. Schutz M, Sudkamp NP. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *J Orthop Sci* 8 (2003) 252-8
70. Seide K. MMM, Schümann U., Wolter D. Wirkprinzipien der winkelstabilen Platten-Schrauben-Verbindung bei Fixateur-interne-Osteosynthesen. *Trauma Berufskrankh* 1 (1999) 320-325
71. Siebenlist S, Kraus T, Burghardt R, Dobeles S, Stockle U, Ganslmeier A. [Therapy-resistant tibial pseudarthrosis : Treatment success with BMP-7 combined with autologous bone.]. *Unfallchirurg* (2009)
72. Simmons DJ. Fracture healing perspectives. *Clin Orthop Relat Res* (1985) 100-13
73. Smith WR, Ziran BH, Anglen JO, Stahel PF. Locking plates: tips and tricks. *J Bone Joint Surg Am* 89 (2007) 2298-307
74. Sommer C, Gautier E. [Relevance and advantages of new angular stable screw-plate systems for diaphyseal fractures (locking compression plate versus intramedullary nail)]. *Ther Umsch* 60 (2003) 751-6
75. Sommer C, Gautier E, Muller M, Helfet DL, Wagner M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury* 34 Suppl 2 (2003) B43-54
76. Stoffel K, Booth G, Rohrl SM, Kuster M. A comparison of conventional versus locking plates in intraarticular calcaneus fractures: a biomechanical study in human cadavers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22 (2007) 100-5
77. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, Gächter A, Kuster MS. Biomechanical testing of the LCP--how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 34 Suppl 2 (2003) B11-9
78. Sturmer KM. [Elastic plate osteosynthesis, biomechanics, indications and technique in comparison with rigid osteosynthesis]. *Unfallchirurg* 99 (1996) 816-29
79. Sturmer KM. Pathophysiologie der gestörten Knochenheilung. *Orthopade* 25 (1996) 386-93

80. Synthes. (2007) "LCP Locking Compression Plate", Printed Materials (<http://www.synthes.com/html/LCP.8866.0.html>) Stand 20.07.2009
81. Uthoff HK, Bardos DI, Liskova-Kiar M. The advantages of titanium alloy over stainless steel plates for the internal fixation of fractures. An experimental study in dogs. *J Bone Joint Surg Br* 63-B (1981) 427-84
82. Uthoff HK, Poitras P, Backman DS. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J Orthop Sci* 11 (2006) 118-26
83. Vallier HA, Hennessey TA, Sontich JK, Patterson BM. Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur. A report of six cases. *J Bone Joint Surg Am* 88 (2006) 846-53
84. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 34 Suppl 2 (2003) B31-42
85. Wawro W. Operative Behandlung der distalen Unterschenkelfraktur unter besonderer Berücksichtigung der winkelstabilen Plattenosteosynthese. *Trauma Berufskrankh* 5 (2003) 134-140
86. Willenegger H, Perren SM, Schenk R. [Primary and secondary healing of bone fractures]. *Chirurg* 42 (1971) 241-52
87. Wolf S, Janousek A, Pfeil J, Veith W, Haas F, Duda G, Claes L. The effects of external mechanical stimulation on the healing of diaphyseal osteotomies fixed by flexible external fixation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13 (1998) 359-364
88. Wolter D., Bürgel P. Wer war C. Hansmann? In: "Die Plattenosteosynthese und ihre Konkurrenzverfahren". W. Zimmer (Hrsg.), Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York, 1991
89. Yamaji T, Ando K, Wolf S, Augat P, Claes L. The effect of micromovement on callus formation. *J Orthop Sci* 6 (2001) 571-5

8 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 2.1:** Belastungs-Deformations-Kurve zur Untersuchung der Struktureigenschaften einer Osteosynthese
- Abbildung 2.2:** Die Plattenosteosynthese von Carl Hansmann 1889 [88]
- Abbildung 2.3:** Die von Danis entwickelte Platte „coapteur“ [37]
- Abbildung 2.4:** Die Dynamic Compression Plate (DCP) [82]
- Abbildung 2.5:** Unterseite der LC-DCP
- Abbildung 2.6:** Lammellenförmigen Knochenanbauten an der LC-DCP
- Abbildung 2.7:** Schraubenloch der LCP
- Abbildung 2.8:** Simulation des mechanischen Verhaltens einer winkelstabilen Plattenosteosynthese unter Belastung mit der LS und DLS
- Abbildung 2.8A:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit einem Frakturspalt von 3mm
- Abbildung 2.8B:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit der herkömmlichen LS unter axialer Belastung
- Abbildung 2.8C:** Platten-Kunststoff-Konstrukt mit der neuen DLS unter axialer Belastung
- Abbildung 2.9:** Klinischer Fall eines 35 jährigen Patienten mit distaler Tibiafraktur AO 43 A2 aus der Studie im Klinikum rechts der Isar
- Abbildung 2.10:** Dynamische Kopfverriegelungsschraube (engl. Dynamic Locking Screw DLS)
- Abbildung 3.1A:** Locking Compression Plate (LCP) 3.5, 11 Löcher, L 150mm aus Titan für die humane Anwendung
- Abbildung 3.1B:** Locking Compression Plate (LCP) 3.5, breit, 12 Löcher, L 159mm aus Stahl für den veterinären Bedarf
- Abbildung 3.2A:** Herkömmliche Kopfverriegelungsschraube (LS) aus Titan
- Abbildung 3.2B:** Neue Dynamische Kopfverriegelungsschraube (DLS) aus Kobalt Chrom
- Abbildung 3.3:** Optisches Messsystem Pontos
- Abbildung 3.4:** 3D CAD-Zeichnung des veterinären

- Abbildung 3.5:** Osteosynthesemodells (LCP vet)
3D CAD-Zeichnung des Osteosynthesemodells mit humanen Implantat und veterinärer Schraubenanordnung (LCP hum 5/4)
- Abbildung 3.6:** CAD-Zeichnung eines Längsschnitts des humanen Osteosynthesemodells (LCP hum 3/3)
- Abbildung 3.7:** Dreidimensionale interfragmentäre Bewegung
- Abbildung 3.8:** Schematische Darstellung der von Duda et. al. definierten 6 Lastfälle (modifiziert nach [65])
- Abbildung 3.9:** Lastfall 3a (medi-laterale Biegung schließend) und Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)
- Abbildung 3.10:** Versuchsaufbau zur Messung der interfragmentären Bewegung mit dem optischen Messsystem
- Abbildung 4.1:** Validierung des verwendeten Knochenersatzmaterials POM C
- Abbildung 4.2:** Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 1 (axiale Kompression)
- Abbildung 4.3:** Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N
- Abbildung 4.4:** Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)
- Abbildung 4.5:** Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend bei 2000Nmm
- Abbildung 4.6:** Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen für den Lastfall 3b (medio-laterale Biegung öffnend)
- Abbildung 4.7:** Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend bei 2000Nmm
- Abbildung 4.8:** Belastungs-Deformationskurve für die getesteten LCP-Osteosynthesen mit LS und DLS für den Lastfall 1 (axiale Kompression)
- Abbildung 4.9:** Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP vet mit konventioneller LS und neuer DLS
- Abbildung 4.10:** Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP hum 5/4 mit konventioneller LS und neuer DLS
- Abbildung 4.11:** Axiale Steifigkeit bei 80N und 150N für die LCP hum 3/3 mit konventioneller LS und neuer DLS

- Abbildung 4.12:** Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der LS und der DLS für den Lastfall 3a (medio-laterale Biegung schließend)
- Abbildung 4.13:** Medio-laterale Biegesteifigkeit schließend der LCP-Osteosynthesen mit konventioneller LS und neuer DLS im Vergleich
- Abbildung 4.14:** Belastungs-Deformationskurven der LCP-Osteosynthesen mit der LS und der DLS für den Lastfall 3b (medio-laterale freie Biegung öffnend)
- Abbildung 4.15:** Medio-laterale Biegesteifigkeit öffnend der LCP-Osteosynthesen mit konventioneller LS und neuer DLS im Vergleich
- Abbildung 4.16A:** Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP vet für 150N
- Abbildung 4.16B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP vet für 150N
- Abbildung 4.17A:** Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP hum 5/4 für 150N
- Abbildung 4.17B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP hum 5/4 für 150N
- Abbildung 4.18A:** Translation Δz plattennah für LS und DLS bei der LCP hum 3/3 für 150N
- Abbildung 4.18B:** Translation Δz plattenfern für LS und DLS bei der LCP hum 3/3 für 150N

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1:	Übersicht der Osteosynthesemodelle
Tabelle 3.2:	Versuchsordnung
Tabelle 4.1:	Medianwerte der berechneten axialen Steifigkeiten für die LCP-Osteosynthesen bei 80N und 150N im Vergleich
Tabelle 4.2:	Mediane der medio-laterale Biegesteifigkeit schließend für die LCP-Osteosynthesen im Vergleich unter Berücksichtigung der Implantate und der Schraubenkonfiguration
Tabelle 4.3:	Medianwerte der medio-lateralen Biegesteifigkeit öffnend für die LCP-Osteosynthesen im Vergleich unter Berücksichtigung der Implantate und der Schraubenkonfigurationen
Tabelle 4.4:	Medianwerte der axialen Steifigkeit der Osteosynthesen mit konventioneller LHS und neuer DLHS bei 80N und 150N im Vergleich
Tabelle 4.5:	Medianwerte der Biegesteifigkeit für die Osteosynthesen mit herkömmlicher LS und DLS im Vergleich.
Tabelle 4.6:	Medianwerte der medio-lateralen Biegesteifigkeit öffnend für die LCP-Osteosynthesen mit herkömmlicher LS und DLS
Tabelle 4.7:	Medianwerte der plattennahen und plattenfernen Translation Δz bei einer Belastung von 150N im Vergleich für die LS und die DLS

10 Publikation

The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness

Stefan Döbele, Carsten Horn, Stefan Eichhorn, **Arne Buchholz**, Andreas Lenich, Rainer Burgkart, Andreas K. Nüssler, Martin Lucke, Daniel Andermatt, Rudolf Koch, Ulrich Stöckle

Langenbecks Arch Surg (2010) 395:421–428
DOI 10.1007/s00423-010-0636-z

Received: 18 December 2009 / Accepted: 25 January 2010 / Published online: 1 April 2010
© Springer-Verlag 2010

11 Danksagung

An erster Stelle möchte ich Herrn Univ.-Prof. Dr. Ulrich Stöckle, Direktor der Abteilung für Unfallchirurgie der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der TU München, Klinikum rechts der Isar, für die Bereitstellung des Themas dieser Arbeit, sowie für die gute Betreuung über alle Schritte der Promotion danken.

Ein herzlicher Dank geht an meinen Betreuer Herr Dr. Stefan Döbele, Assistenzarzt in der Abteilung für Unfallchirurgie der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der TU München, Klinikum rechts der Isar, für die Einarbeitung in die biomechanische Forschung, das entgegengebrachte Vertrauen und die geduldige Hilfestellung bei allen Problemen.

Für die konstruktive, motivierende Unterstützung gilt besonderer Dank auch Herrn Univ.-Prof. Dr. Andreas Nüssler, Leiter für Forschung und Entwicklung der Abteilung für Unfallchirurgie der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der TU München, Klinikum rechts der Isar, der bei Fragen und Problemen stets ein offenes Ohr hatte.

Ferner möchte ich mich bei Frau Petra Heinrich, Dipl.-Statistikerin am Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie der TU München, Klinikum rechts der Isar, für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse bedanken.