

Aus dem Zentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie  
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Steffen Ruchholtz  
Medizinische Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. Susanne Fuchs-Winkelmann  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

—

Vergleich der NCB-DF-Plattenosteosynthese gegenüber der NCB-DF-  
Plattenosteosynthese mit zementaugmentierten kanülierten Kondylenschrauben unter  
Verwendung eines osteoporotischen Kadaverknochenmodells

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin in dem Fachbereich  
Medizin der Philipps-Universität Marburg vorgelegt von

Christine Marie Klötzer

Marburg, 2024

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:  
16.01.2024

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekanin: Prof. Dr. rer. nat. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. med. Christopher Bliemel

Korreferent: Prof. Dr. med. Guido Heers

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>V</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>VII</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>IX</b>
<b>1 Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1 Einführung .....	1
1.2 Anatomie des Femurs .....	1
1.3 Die distale Femurfraktur.....	5
1.3.1 Epidemiologie und Ätiopathogenese.....	5
1.3.1.1 Bedeutsamkeit der Problematik Osteoporose.....	6
1.3.1.2 Medikamenteninduzierte Osteoporose .....	7
1.4 Klassifikation distaler Femurfrakturen .....	8
1.5 Überblick der Therapieoptionen.....	12
1.5.1 Konservative Therapie.....	12
1.5.2 Fixateur externe .....	13
1.5.3 Retrograde Marknagelosteosynthese .....	14
1.5.4 Winkelstabile Plattenosteosynthese.....	14
1.5.5 Endoprothetischer Gelenkersatz .....	17
1.6 Physiologie und biomechanische Aspekte der Frakturheilung .....	17
1.7 Zementaugmentation .....	19
1.8 Fragestellung .....	22
<b>2 Material und Methodik</b> .....	<b>23</b>
2.1 Materialien.....	23
2.2 Proben.....	23
2.3 Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA).....	25
2.4 Frakturmodell .....	26
2.5 Ablauf des Osteosyntheseverfahrens.....	26
2.5.1 Gruppe 1 .....	26
2.5.2 Gruppe 2 .....	31
2.6 Einbettung des Femurschaftes .....	34
2.7 Prüfmaschine Instron 5566.....	36
2.8 Erstellung der Prüflose .....	37

2.9	Studienendpunkte .....	38
2.9.1	Plastische Verformung.....	39
2.9.2	Druckverformung .....	39
2.10	Aufbau und Versuchsgestaltung.....	39
2.11	Auswertung der Daten .....	40
2.12	Darstellung der Testdurchläufe .....	40
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>42</b>
3.1	Knochendichte .....	42
3.2	Berechnung der Steifigkeit .....	43
3.2.1	Gruppe 1: Zementfreie Osteosynthese .....	44
3.2.1.1	Plastische Verformung .....	44
3.2.1.2	Druckverformung .....	45
3.2.1.3	Osteosyntheseversagen .....	47
3.2.2	Gruppe 2: Zementaugmentierte Osteosynthese .....	48
3.2.2.1	Plastische Verformung .....	48
3.2.2.2	Druckverformung .....	50
3.2.2.3	Osteosyntheseversagen .....	51
3.3	Gegenüberstellung der Ergebnisse .....	52
3.3.1	Gegenüberstellung der plastischen Verformung .....	53
3.3.2	Gegenüberstellung der Druckverformung .....	56
3.3.3	Gegenüberstellung der Ergebnisse zum Osteosyntheseversagen .....	59
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>62</b>
<b>5</b>	<b>Fazit .....</b>	<b>72</b>
	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>73</b>
	<b>Summary .....</b>	<b>75</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>77</b>
	<b>Verzeichnis der akademischen Lehrer .....</b>	<b>87</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
BMD	Bone Mineral Density
BPO	Benzylperoxid
Ca.	Circa
CCD	Centrum-Collum-Diaphysenwinkel
CI	Confidence Interval
CPC	Calciumphosphat-Knochenzement
DEXA	Dual- Energy-X-Ray-Absorptiometry
DSP	Digital Signal Processing
et al.	et alii
Fa.	Firma
GEDA	Gesundheit in Deutschland aktuell
GnRH	Gonadotropin-Releasing-Hormon
HIV	Human Immunodeficiency Virus
I	Insertio
IOF	International Osteoporosis Foundation
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
LISS	Less Invasive Stabilization System
M.	Musculus
MIPO	Minimalinvasive Plattenosteosynthese
MW	Mittelwert
NCB-DF	Non Contact Bridging-Distal Femur
O	Origio
ORIF	Open Reduction and Internal Fixation
OSTPRE	Osteoporosis Risk Factor and Prevention
OTA	Orthopedic Trauma Association
PBM	Peak bone mass
PBS	Phosphate Buffered Saline
PMMA	Polymethylmethacrylat

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

PPI	Protonenpumpeninhibitor
SD	Standardabweichung
SPSS	Statistical Package for Social Sciences
Tab.	Tabelle
WHO	World Health Organisation

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Rechtes Femur.....	2
Abbildung 2:	Dislokation des distalen Femurs nach dorsal unter Zug des M. gastrocnemius.....	4
Abbildung 3:	AO-Klassifikation.....	10
Abbildung 4:	AO-Klassifikation bei distalen Femurfrakturen (Region 33).....	11
Abbildung 5:	Prinzip der Winkelstabilität.....	15
Abbildung 6:	Polyaxiale Winkelstabilität des NCB®-Systems der Fa. Zimmer Biomet.....	16
Abbildung 7:	Schematische Darstellung der Knochenbruchheilung.....	18
Abbildung 8:	Linkes Femur in anteriorer Ansicht.....	25
Abbildung 9:	NCB®-Femurplatte.....	27
Abbildung 10:	Arbeitsschritte der Plattenosteosynthese am linken Femur.....	28
Abbildung 11:	Fixierung der Platte mittels Spongiaschrauben am linken Femur.....	29
Abbildung 12:	Osteotomie und Frakturmodell.....	29
Abbildung 13:	Röntgenologische Kontrolle der NCB®-DF-Plattenosteosynthese. ....	30
Abbildung 14:	Zementaugmentierbare Schraube.....	31
Abbildung 15:	Knochenzement-Injektionspistole (großes Bild) mit Zementapplikator und iN3-Calciumphosphat-Knochenzement (kleines Bild).....	32
Abbildung 16:	Applikation des Knochenzements.....	33
Abbildung 17:	Vergleich der Osteosyntheseverfahren mit und ohne Zementaugmentation in anteriorer Ansicht.....	34
Abbildung 18:	Einbettung des Femurschaftes.....	35
Abbildung 19:	Materialprüfmaschine Firma Instron, Modell 5566.....	36
Abbildung 20:	Belastungszyklen.....	38
Abbildung 21:	Illustration der Testdurchläufe.....	41
Abbildung 22:	Vergleich der Steifigkeiten zwischen beiden Gruppen.....	44
Abbildung 23:	Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 1.....	48
Abbildung 24:	Kondylenfraktur in der Aufsicht.....	52

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Abbildung 25: Verlauf der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und 2. ....	54
Abbildung 26: Vergleich der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und Gruppe 2 bei einer Belastung von 1000 N. ....	55
Abbildung 27: Boxplot der plastischen Verformung der Femora bei einer Druckkraft von 1000 N.....	56
Abbildung 28: Verlauf der Druckverformung der Femora in Gruppe 1 und 2.....	57
Abbildung 29: Vergleich der Druckverformung bei einer Belastung von 1000 N in Gruppe 1 und 2. ....	59
Abbildung 30: Druckkraft, die zum Osteosyntheseversagen der Femora führte.....	60
Abbildung 31: Vergleich des Osteosyntheseversagens der Femora.....	61



## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Untersuchungskollektiv der Femurknochen.....	24
Tabelle 2:	Technische Daten des NCB®-DF-Systems der Fa.....	27
Tabelle 3:	T-Score-Werte der DEXA-Messungen. ....	42
Tabelle 4:	Absolutwerte der Steifigkeit in kN/mm.....	43
Tabelle 5:	Die plastische Verformung (mm) der Femora in Gruppe 1.....	45
Tabelle 6:	Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora in Gruppe 1. ....	45
Tabelle 7:	Die Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 1. ....	46
Tabelle 8:	Mittelwerte der Druckverformung (mm) der Gruppe 1.....	46
Tabelle 9:	Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 1. ....	47
Tabelle 10:	Plastische Verformung (mm) der Femora in Gruppe 2. ....	49
Tabelle 11:	Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora in Gruppe 2. ....	49
Tabelle 12:	Die Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 2. ....	50
Tabelle 13:	Mittelwerte der Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 2. ....	51
Tabelle 14:	Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 2. ....	51
Tabelle 15:	Gegenüberstellung der biomechanischen Merkmale der Femora in Gruppe 1 und 2. ....	52
Tabelle 16:	Mittelwerte der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und 2. ....	54
Tabelle 17:	Absolutwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora bei einer Druckkraft von 1000 N.....	55
Tabelle 18:	Mittelwerte der Druckverformung der Femora in Gruppe 1 und 2. ....	57
Tabelle 19:	Absolutwerte der Druckverformung (mm) unter 1000N Belastung in Gruppe 1 und 2. ....	58

# **1 Einleitung**

## **1.1 Einführung**

Osteoporose-assoziierte Frakturen stellen heute eine der größten sozioökonomischen Herausforderungen westlicher Gesundheitssysteme dar (Svedbom et al., 2013). So ist auch in Deutschland mit einem weiteren Voranschreiten der Überalterung der Bevölkerung und einer damit einhergehenden steigenden Anzahl an Osteoporose-assoziierten Frakturen zu rechnen (Rupp et al., 2021).

In diesem Zusammenhang sind distale Femurfrakturen des älteren Menschen als typische Osteoporose-assoziierte Frakturen zu nennen. Eine reduzierte Knochenqualität erschwert die operative Versorgung, sodass eine belastungsstabile Osteosynthese oftmals nur schwer zu erreichen und somit die postoperative Mobilisation des Patienten gefährdet ist.

Daher ist es das Ziel, neue operative Verfahren zu entwickeln, die das Auftreten von Sekundärkomplikationen reduzieren und von denen Patienten durch eine beschleunigte Mobilisierung profitieren können.

Vor diesem Hintergrund wurde in der vorliegenden Dissertationsschrift der Stellenwert des Einsatzes von neu entwickelten, zementaugmentierbaren winkelstabilen Schrauben untersucht. Diese Schrauben wurden mit konventionellen winkelstabilen Schrauben, welche bei der operativen Versorgung von distalen Femurfrakturen mittels Plattenosteosynthese verwendet werden, verglichen.

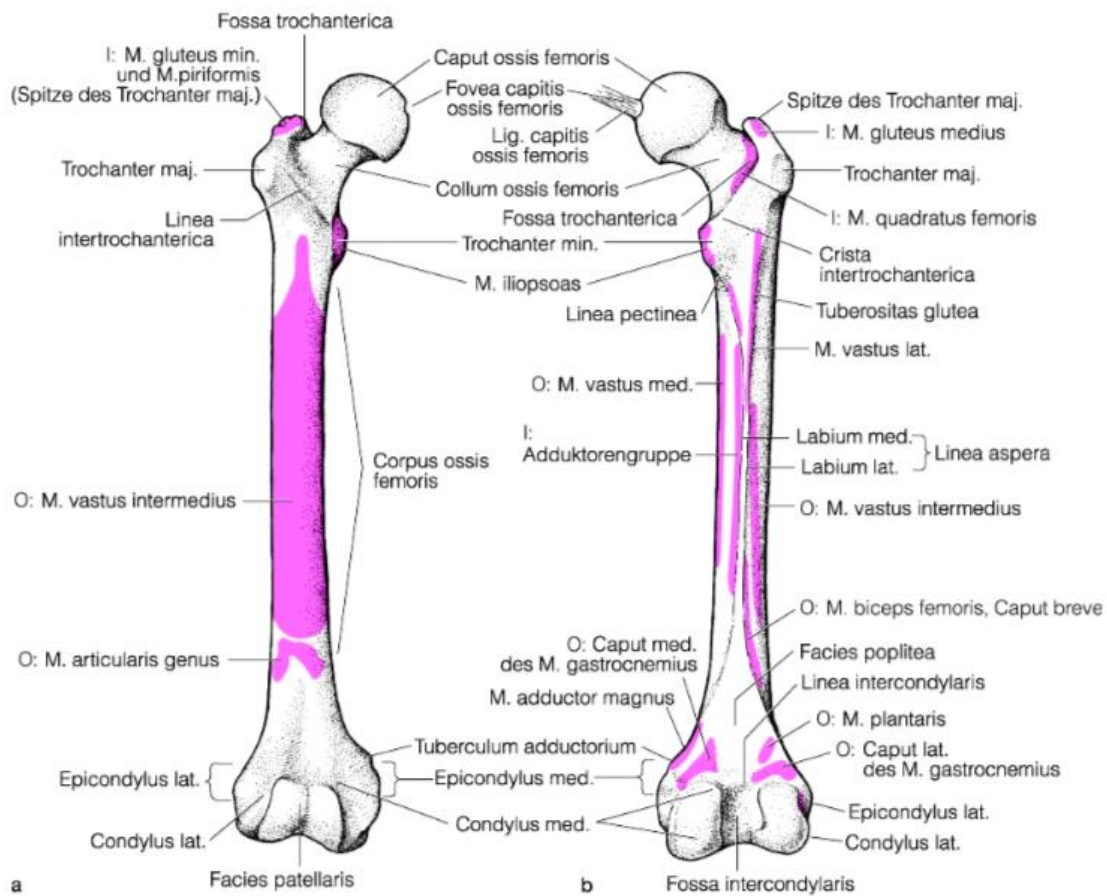
## **1.2 Anatomie des Femurs**

Der kräftigste und längste Röhrenknochen des Körpers ist der Oberschenkelknochen, der im Lateinischen *Os femoris* bzw. das „Femur“ genannt wird und in Abbildung 1 dargestellt ist.

Er überträgt Kräfte der unteren Extremität auf den Beckengürtel und stellt somit eine bedeutende biomechanische Schnittstelle dar (Bliemel et al., 2022).

Um den Anforderungen komplexer Bewegung standhalten zu können, müssen Bauweise und Stellung des Femurs optimal sein. Dazu ist es in sich torquiert und mehrfach gewinkelt (Schiebler, 2007).

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur



**Abbildung 1: Rechtes Femur.** a Ansicht von ventral, b Ansicht von dorsal. Muskelursprünge (O = Origio) und -ansätze (I = Insertio). (Quelle: Schiebler, Korf: Anatomie. 10. Auflage, Seite 518, 2007)

Als langer Röhrenknochen zeichnet sich das Femur durch einen für diese Knochenart typischen Aufbau aus.

Als sogenannte Diaphyse wird der Schaftteil des Knochens bezeichnet. An ihren beiden Enden befinden sich die Epiphysen, die von hyalinem Knorpel ummantelt sind, der eine reibungsarme Bewegung im Gelenk ermöglicht. Der Bereich zwischen Diaphyse und Epiphyse wird als Metaphyse bezeichnet. Hier befindet sich die Epiphysenfuge, von welcher bis zum Ende der Pubertät das Längenwachstum ausgeht. Dazu werden Chondrozyten (Knorpelzellen) in Osteoblasten (aufbauende Knochenzellen) transformiert. Verknöchert die Epiphysenfuge, gilt der Wachstumsprozess als abgeschlossen.

Am proximalen Femur bildet das kugelförmige *Caput femoris* mit dem Acetabulum (Hüftgelenkspfanne) des Beckens die *Articulatio coxae* (Hüftgelenk), welche durch einen straffen Bandapparat gesichert ist. Das gefäßreiche *Lig. capitis femoris* stellt hierbei eine

Besonderheit dar. Es ist zwar an einer knorpelfreien Einziehung, der *Fovea capitis femoris*, befestigt und sichert somit die Durchblutung des Femurkopfes, eine stabilisierende Funktion hat es jedoch nicht.

Das *Collum femoris* (Oberschenkelhals), das sich schräg abzweigt, bildet eine Verbindung zum *Corpus femoris* (Oberschenkelschaft) und ist ein Teil der Femurdiaphyse. Durch die Abzweigung entsteht der sogenannte Kollum-Korpus-Winkel, der auch als Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) bezeichnet wird. Als „Centrum“ wird hierbei das Zentrum des *Caput femoris* angesehen.

Am Übergang vom *Collum femoris* zum *Corpus femoris* befinden sich zwei Knochenvorwölbungen, an denen die pelvitrochantäre Muskulatur ansetzt. Zum einen der *Trochanter major* (großer Rollhügel) ventrolateral und zum anderen der *Trochanter minor* (kleiner Rollhügel) dorsomedial. Beide Rollhügel sind miteinander über die *Linea intertrochanterica* von ventral und die *Crista intertrochanterica* dorsalseitig verbunden. Die genannten Strukturen begrenzen das *Collum femoris* nach distal zum *Corpus femoris* (Oberschenkelschaft), an dem sich weitere Ansatzpunkte der Hüftmuskulatur befinden. Ventral befindet sich die *Facies anterior*.

Dorsal separiert die längsverlaufende *Linea aspera* (raue Linie), bestehend aus dem *Labium laterale* und dem *Labium mediale*, die *Facies medialis* von der *Facies lateralis*. Beide Labien verlaufen jedoch unterschiedlich nach proximal. So gelangt das *Labium laterale* in die *Tuberositas glutea*, während das *Labium mediale* medial der *Linea pectinea* endet, welche als Knochenleiste vom *Trochanter minor* absteigt.

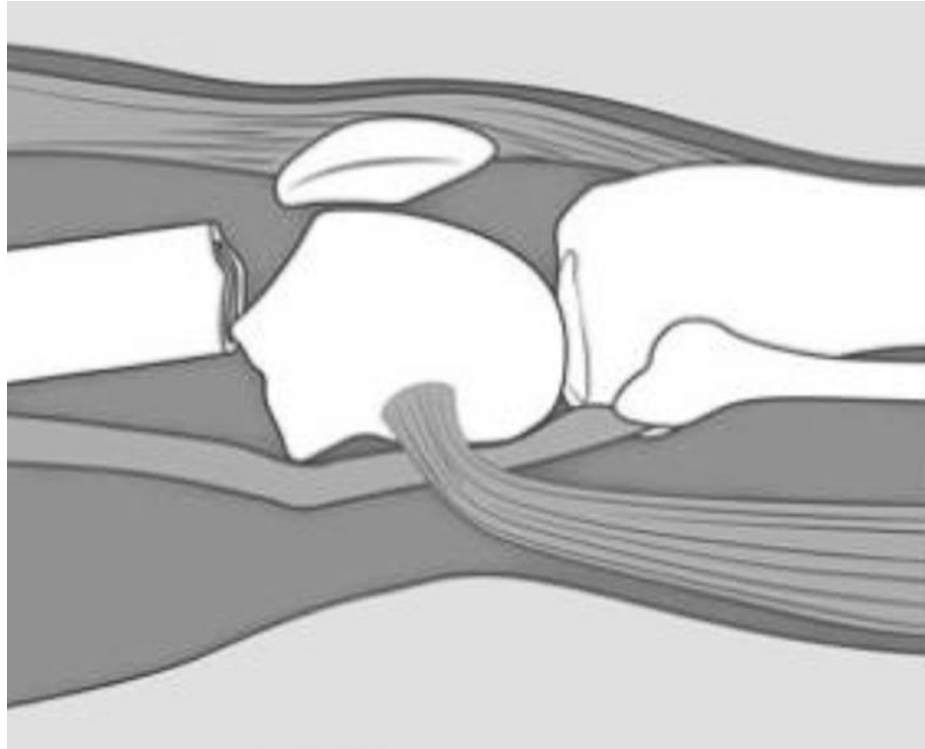
Der entstehende Anteversionswinkel (ca. 12°) des *Collum femoris* gegenüber dem schräg nach medial verlaufenden *Corpus femoris* bedingt, dass die Kniegelenke näher zur Körperachse liegen als die Hüftgelenke. Diese Antetorsion ermöglicht eine bessere Flexion und Rotation im Hüftgelenk.

Im weiteren Verlauf verbreitert sich das Femur nach distal und bildet dort die beiden Femurcondylen, die dorsal den medialen und lateralen Rand der dreieckförmigen *Facies poplitea* bilden. Kranial sind den beiden Femurcondylen zwei Epikondylen aufgelagert. Zum einen der *Epicondylus lateralis*, als Ursprungsort des *M. gastrocnemius lateralis* und des *M. plantaris*, und zum anderen der *Epicondylus medialis*, als Ursprung des *M.*

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

*gastrocnemius medialis*, mit einer Knochenerhebung, dem *Tuberculum adductorium*, die dem *M. adductor magnus* als Ansatzstelle dient.

Da der zweiköpfige *M. gastrocnemius* seinen Ursprung am distalen Femur hat, kann sein Muskelzug dort bei Frakturen eine sogenannte Retrokurvation bzw. Überstreckung mit Dislokation der Knochenfragmente verursachen wie in Abbildung 2 zu erkennen ist.



**Abbildung 2: Dislokation des distalen Femurs nach dorsal unter Zug des *M. gastrocnemius*.** (Quelle: Neumann H., Breer S., Kienast B. et al. Standards in der Versorgung distaler Femurfrakturen. Trauma und Berufskrankheit 16 (1), S. 56. 2004)

Die Vertiefung zwischen den beiden Femurkondylen wird als *Fossa intercondylaris femoris* bezeichnet. Hier befinden sich die *Ligg. cruciatum anterius et posterius* (vorderes und hinteres Kreuzband), das *Lig. popliteum obliquum* (schräges Kniekehlenband), welches die Rückseite der Kniegelenkscapsel verstärkt und die *Plica infrapatellaris* (Schleimhautfalte, Synovialfalte). Die Plateaufläche der *Tibia* (Schienbein) bildet mit den gekrümmten Gelenkflächen der Femurkondylen schließlich die *Art. tibiofemorales*, ein Teilgelenk des Kniegelenks.

## 1.3 Die distale Femurfraktur

### 1.3.1 Epidemiologie und Ätiopathogenese

Im Hinblick auf das Auftreten der distalen Femurfraktur lässt sich eine zweigipflige Altersverteilung erkennen. Auf der einen Seite treten derartige Frakturen im Rahmen von Hochrasanztraumata vornehmlich bei Männern zwischen 15 und 50 Jahren auf, häufig im Zusammenhang mit Verkehrs- oder Sportunfällen (Martinet et al., 2000). Auf der anderen Seite überwiegen die Fälle von Niedrigrasanztraumata bei älteren Patientinnen mit reduzierter Knochenqualität und/oder einliegender Kniegelenkttotalendoprothese (Bliemel et al., 2017).

In einer retrospektiven Untersuchung aus dem Jahr 2019 konnte eine Inzidenz distaler Femurfrakturen in Deutschland von 13,4/100 000 Einwohnern festgestellt werden. Dabei handelte es sich bei ca. zwei Dritteln der Fälle um Frauen und bei einem Drittel der Fälle um Männer. Im Vergleich zu 2009 bedeutet dies einen Anstieg der Inzidenz um 30 %. Am häufigsten traten distale Femurfrakturen bei den 80- bis 89-Jährigen auf. Auch hier waren Frauen häufiger betroffen als Männer (Rupp et al., 2021).

*Court-Brown und Cesar* geben beispielsweise für das Vereinigte Königreich die Prävalenz der distalen Femurfraktur bei Erwachsenen mit 0,4 % an (Court-Brown und Caesar, 2006). Ab dem 60. Lebensjahr zeigt sich zudem ein starker Anstieg des Auftretens distaler Femurfrakturen sowohl bei Männern als auch bei Frauen.

Prädisponierend für das Auftreten distaler Femurfrakturen sind diverse Erkrankungen, die zu einem Knochenumbau führen und mit einem daraus resultierenden Qualitätsverlust einhergehen (Hernigou et al., 2006). Zu diesen Erkrankungen zählen zum Beispiel die Osteomalazie, der Morbus Paget, die rheumatoide Arthritis, eine steroidinduzierte Osteopenie, ein Hyperparathyreoidismus, Osteolysen z. B. bei Plasmozytom, Metastasen und Knochentumoren.

Weitere Risikofaktoren ergeben sich, wenn man Erkrankungen hinzuzieht, aus denen sich ein erhöhtes Sturzrisiko ergibt wie z. B. bei Morbus Parkinson, Epilepsie, Herzrhythmusstörungen, Diabetes mellitus oder transitorisch ischämischer Attacke (Rein et al., 2009).

Ungeachtet dessen steht die Osteoporose in der Ätiopathogenese distaler Femurfrakturen im Mittelpunkt. Sie ist eine Volkskrankheit (Faßbender und Usade, 2003). Dabei unterscheidet man die häufigere primäre von der selteneren sekundären Form der Osteoporose.

Primäre Osteoporose ist ein multifaktorielles Geschehen und hängt von genetischen Faktoren, hormonellen Wechselwirkungen sowie dem Lebensstil des Patienten ab. So haben Frauen im Gegensatz zu Männern von Natur aus eine geringere Knochenmasse, die sich in der Postmenopause noch weiter reduzieren kann. Hinzu kommt, dass die Aktivität der Osteoblasten im Alter abnimmt und daraus ein deutlicher Knochenabbau resultiert (Hadji et al., 2013; Schmolke, 2001).

Bei der sekundären Form dominiert die medikamenteninduzierte Osteoporose vor allem infolge einer Langzeittherapie mit Glukokortikoiden.

### **1.3.1.1 Bedeutsamkeit der Problematik Osteoporose**

In Deutschland leiden mehr als sieben Millionen Erwachsene der über 50-Jährigen an Osteoporose (Hadji et al., 2022; Schieker et al., 2011), die jährlich ca. 740000 Frakturen bedingt. Von diesen ca. 740000 Frakturen entfallen rund 500000 Frakturen auf Frauen und 240000 Frakturen auf Männer (Ström et al., 2011). Die Studie *GEDA 2014/2015* (GEDA = Gesundheit in Deutschland aktuell) erfasste gesundheitliche Daten von mehr als 24000 Personen in Deutschland ab 18 Jahren, welche eine Osteoporose-Prävalenz von 7,8 % für Frauen und 2 % für Männer ergab (Fuchs et al., 2017). Besonders hervorzuheben ist die Prävalenz bei Frauen ab 50 Jahren mit 24 %, wohingegen die Männer dieser Altersgruppe eine Prävalenz von 6 % aufwiesen (Gosch et al., 2019).

Zum derzeitigen Zeitpunkt nennt die BEST-Studie (BEST = *Bone Evaluation Study*) aktuelle, der Literatur entnommene Zahlen, wonach die Hälfte der von Osteoporose betroffenen Patienten innerhalb von vier Jahren mindestens eine Fraktur erleidet (Hadji et al., 2013).

Dabei steigt das relative Risiko zu erkranken mit zunehmendem Alter (Grote et al., 2008). Die *World Health Organisation* (WHO) erklärte bereits 2003 die Osteoporose zu den zehn ökonomisch bedeutsamsten Volkskrankheiten (Peters, 2013). In Deutschland wird die Erkrankung unter den genannten Aspekten daher sozioökonomisch immer relevanter,

da Osteoporose bedingte Frakturen die Beweglichkeit und Lebensqualität einschränken, was wiederum mit einer steigenden Pflegebedürftigkeit einhergeht. Die *International Osteoporosis Foundation (IOF)* berichtete 2019 von einem Anstieg der Frakturinzidenzen sowie der damit verbundenen Gesundheitskosten in Deutschland um 4,8 Mrd. Euro im Vergleich zu 2010 (Kanis et al., 2021)

Darüber hinaus muss mit Komplikationen durch Bettlägerigkeit, wie Pneumonien, Thrombosen und Embolien, gerechnet werden, was zu einer weiteren finanziellen Belastung führen wird.

Ziel ist also, eine Therapieoption zu wählen, die dem Patienten eine schnelle und physiologische Rehabilitation ermöglicht, um die Selbstständigkeit zu fördern und Folgefrakturen sowie auch lange Liegezeiten in den Kliniken zu vermeiden.

Dabei stellt die adäquate Versorgung osteoporotischer Knochenbrüche den behandelnden Arzt vor große Herausforderungen. Auch die Nachsorge bedarf großer Sorgfalt, da die Frakturheilung im Rahmen einer Osteoporose gestört ist. Eventuell fehlende Compliance, Polypharmazie und Begleiterkrankungen müssen ebenfalls berücksichtigt werden.

### **1.3.1.2 Medikamenteninduzierte Osteoporose**

Bei 30 bis 50 % aller Patienten mit Langzeitkortisontherapie kommt es in Abhängigkeit von der Dosis zu pathologischen Frakturen (Panday et al., 2014). Grund ist das massive Eingreifen in den Knochen- und Kalziumstoffwechsel mit dem Ergebnis einer geminderten Knochendichte. Bereits bei einer oralen oder inhalativen Anwendung mit 2,5 bis 7,5 mg Prednison über mehrere Monate steigt das Frakturrisiko um das Fünffache (Mlekusch, 2019).

*Kann et al.* berichteten darüber hinaus über ein erhöhtes Osteoporose-assoziiertes Frakturrisiko unter der Therapie mit Protonenpumpenhemmern (PPI) und Glitazonen (Kann et al., 2014). In diesem Zusammenhang ist die Verdopplung der PPI-Verordnungen in Deutschland alleine zwischen 2008 und 2018 als äußerst kritisch zu sehen (Lohse und Mössner, 2019).

In einer retrospektiven Studie aus Finnland, der *Kuopio Osteoporosis Risk Factor and Prevention Study (OSTPRE)*, zeigte sich ein Zusammenhang zwischen beschleunigtem



Knochenabbau und der Einnahme von trizyklischen Antidepressiva sowie selektiven Serotoninwiederaufnahmehemmern (Starostzik, 2016). Auch in diesem Zusammenhang ist ein Anstieg der Verordnung dieser Medikamente von 40 % in den letzten zehn Jahren als kritisch zu bewerten (Lohse und Müller-Oerlinghausen, 2019).

Weitere knochentoxische Medikamente sind Thyroxin, Medroxyprogesteron-Acetat, Aromataseinhibitoren, GnRH-Agonisten (GnRH = *Gonadotropin-Releasing-Hormon*), Antiepileptika, Antikoagulantien, Schleifendiuretika, Calcineurin-Inhibitoren sowie antiretroviral wirkende Substanzen wie sie z.B. im Rahmen einer HIV-Therapie (HIV = *Human Immunodeficiency Virus*) eingesetzt werden (Gasser und Götsch, 2016).

Daher muss neben der Frakturversorgung daran gedacht werden, inwiefern diese Medikamente bei der Frakturentstehung eine Rolle gespielt haben und ob dadurch die Phasen der Frakturheilung gestört werden können. Dies hätte bei der Rehabilitation des Patienten deutliche Nachteile und bedarf einer genauen Kontrolle (Bartl et al., 2009).

### **1.4 Klassifikation distaler Femurfrakturen**

Eine distale Femurfraktur kann sich auf den distalen Femurschaft, den suprakondylären Bereich sowie die Femurkondyle ggf. mit Gelenkbeteiligung beziehen. Der Literatur lassen sich unterschiedliche Aussagen darüber entnehmen, inwieweit die Begrenzung des distalen Femurs nach proximal aufgeteilt ist (Rein et al., 2009).

So begrenzen z.B. *Neer et al.* die suprakondyläre Region auf die distalen „3 Inches“ des Femurs, die 7,62 cm entsprechen (Neer et al., 1967). Demgegenüber steht die Definition der suprakondylären Region mit 9 cm proximal der Kniegelenkslinie, welche von anderen Autoren eingeführt wurde (Culp et al., 1987; Bai et al., 2018). Andere Untersuchungen hingegen legen 15 cm proximal der Kniegelenkslinie fest, die den Bereich distaler Femurfrakturen definieren (Sisto et al., 1985; Bliemel et al., 2016; Coon und Best, 2021).

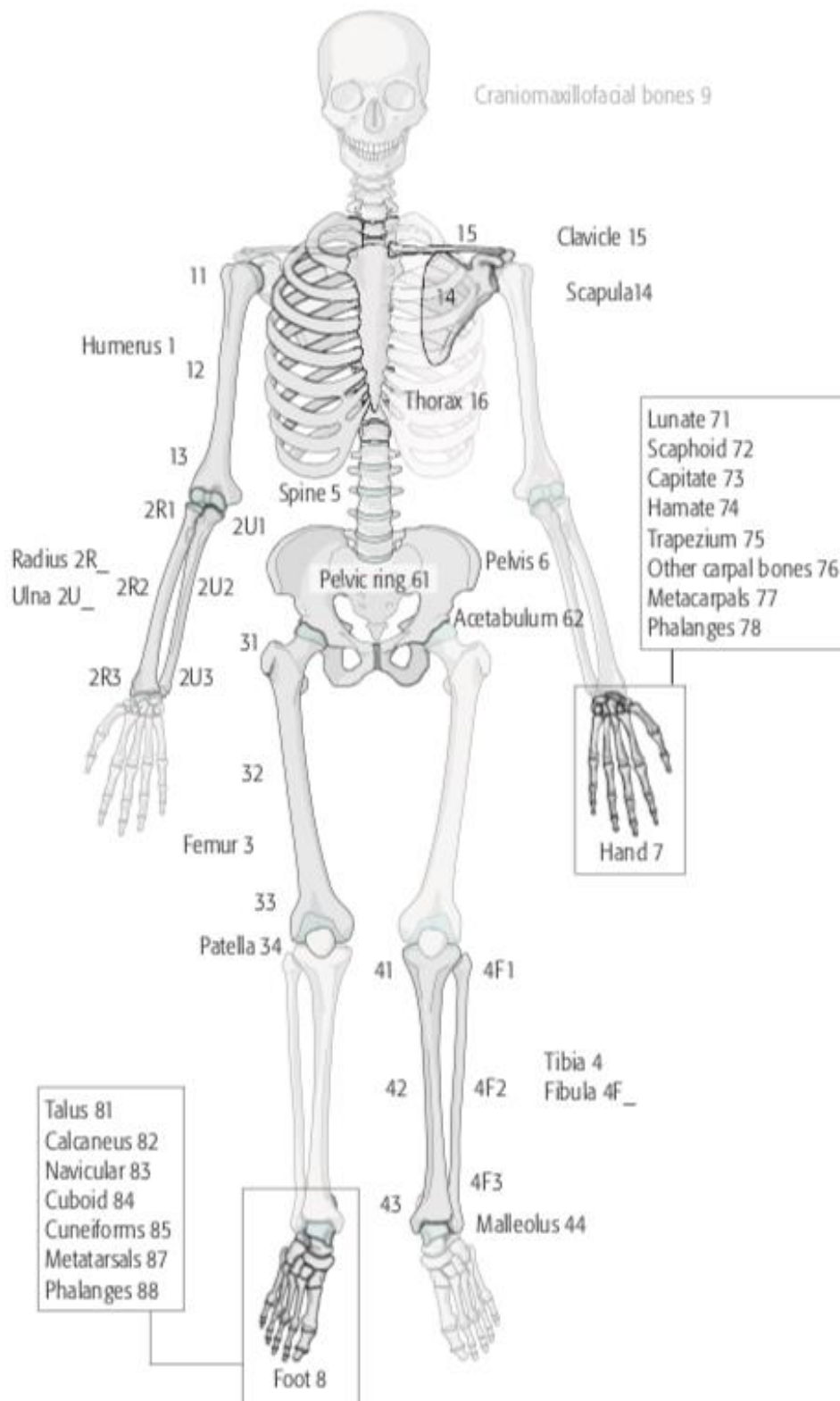
Laut Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) „umfasst das distale Femur ein Quadrat mit der Kantenlänge des größten Epiphysendurchmessers und somit nach proximal den Übergang vom metaphysären zum diaphysären Knochen“ (Bliemel et al., 2017).

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Die gebräuchlichste Einteilung der Frakturen im klinischen Alltag ist die sogenannte AO-Klassifikation. Sie ist international anerkannt und nutzt einen Code, der Frakturen des menschlichen Skeletts lokalisiert und beschreibt. Hierbei werden Frakturen verschlüsselt, indem Körperregion, Lage der Fraktur am Knochen und klinische Besonderheiten wie z.B. Schweregrade jeweils eine eigene Nummerierung erhalten.

In Abbildung 3 ist die systematische Kodierung des menschlichen Skeletts dargestellt, bei der jedem Knochen einer Ziffer zugeteilt ist. Eine zweite Ziffer gibt dabei an, welche Stelle des Knochens eine Fraktur aufweist. Im Fall des distalen Femurs wird die Kodierung mit der Nummer „33“ angegeben. Die erste Ziffer bezieht sich dabei auf den Oberschenkel („3“) und die zweite Ziffer steht für das distale Knochenende („3“).

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur



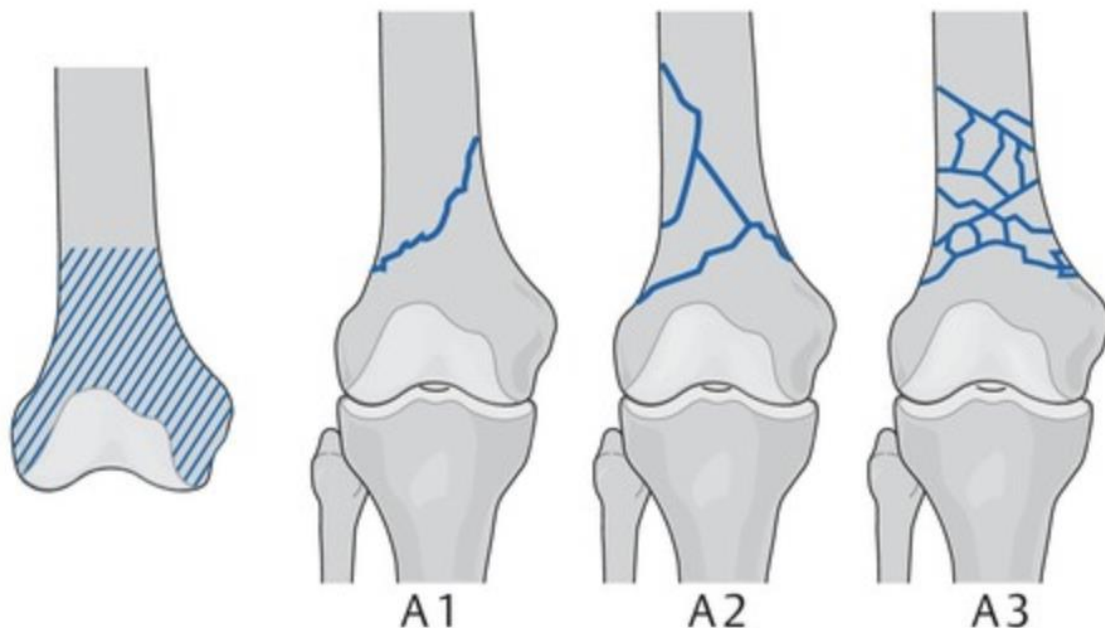
**Abbildung 3: AO-Klassifikation.** Jeder Knochen des menschlichen Skeletts wird mit einer Ziffer kodiert. Die zweite Ziffer gibt wieder, welche Stelle des Knochens eine Fraktur aufweist. (Quelle: Copyright by AO Foundation, Davos, Switzerland; Orthopaedic Trauma Association, IL, US, 2017).

Des Weiteren erfolgt eine Bewertung der eigentlichen Fraktur durch eine dritte Kodierung in drei Hauptgruppen bzw. Typen, die in Abbildung 4 wiedergegeben wird. Extraartikuläre Frakturen werden hierbei als „Typ A“, partielle Gelenkfrakturen als „Typ B“ und vollständige Gelenkfrakturen als „Typ C“ angegeben.

Eine weitere Differenzierung der jeweiligen Typen in weitere Untergruppen erfolgt mit einer Nummerierung von 1 bis 3, die Aussagen über den Schweregrad bzw. die Komplexität einer Fraktur geben (Bliemel et al., 2017).

In der vorliegenden Arbeit wurde im Rahmen der Versuche der Frakturtyp „A3“ und folglich eine extraartikuläre distale Trümmerfraktur verwendet.

Diese Klassifikation erlaubt somit nicht nur eine genaue und einheitliche Einteilung jedes Knochens und jeder Fraktur für den klinischen Alltag, sondern verdeutlicht darüber den Schweregrad der jeweiligen Fraktur.



**Abbildung 4: AO-Klassifikation bei distalen Femurfrakturen (Region 33).** Dargestellt sind die drei Typen der extraartikulären A-Fraktur und eine jeweilige Differenzierung mit einer weiteren Nummerierung von 1 bis 3, die Aussagen über den Schweregrad einer Fraktur erlaubt. A1: extraartikuläre Fraktur mit einfacher metaphysärer Komponente. A2: extraartikuläre Fraktur mit metaphysärer Keilfraktur. A3: extraartikuläre Fraktur mit komplexer Trümmerfraktur. (Quelle: Kühne, C. Ruchholtz, S.: Klassifikation. In: Ruchholtz, S., Wirtz, D., Hrsg. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart: Thieme; 2019.)

## **1.5 Überblick der Therapieoptionen**

Nach Abschluss der Diagnostik und Bestimmung des Frakturtyps gemäß der zuvor erwähnten AO-Klassifikation, stellt sich die Frage nach der adäquaten Therapie für den Patienten. Ziel ist es eine schnelle Mobilisation zu erreichen, um Komplikationen einer Ruhigstellung, wie Thrombosen und Pneumonien, zu vermeiden.

Zur Behandlung einer distalen Femurfraktur stehen sowohl die konservative Therapie als auch die chirurgische Versorgung zur Wahl. Letztere hat sich seit den 70er Jahren des vorigen Jahrhunderts durchgesetzt (Grass et al., 2002).

Damals empfahl die AO eine offene Frakturreposition, die sogenannte ORIF (*Open Reduction and Internal Fixation*), sowie die stabile Osteosynthese mit Kondylenplatten (Grass et al., 2002). Es kam hier jedoch erschwerend hinzu, dass die weit offenen Zugänge lokale Durchblutungsstörungen verursachten. Das Ergebnis waren hohe Zahlen an Frakturheilungsstörungen, Pseudarthrosen sowie Infektionen. Derartige Komplikationen zogen in bis zu 80 % der Fälle primäre bzw. sekundäre Spongiosaplastiken nach sich (Miclau et al., 1998).

Daraufhin setzte sich in den 1990er Jahren der Grundsatz der biologischen Osteosynthese durch (Mast et al., 1989). Dieses Verfahren schont den Knochen und berücksichtigt dabei die Physiologie der Frakturheilung, indem die Knochenfragmente durch bessere Verankerung der Implantate sowie minimalinvasive Eingriffe im Weichteilverbund bestehen bleiben. Die Gefäßschädigung des Knochens wird verringert und eine Heilung mit Kallusbildung ermöglicht (Wagner, 2003).

Hierfür nutzt man winkelstabile Plattensysteme sowie die intramedulläre retrograde Marknagelung. Beide Varianten stellen heute den Goldstandard in der Therapie von distalen Femurfrakturen dar.

### **1.5.1 Konservative Therapie**

Nur unter bestimmten Voraussetzungen stellt die konservative Therapie bei einer distalen Femurfraktur eine relevante Therapieoption dar. Sie ist indiziert, wenn der Gesundheitszustand eines Patienten für eine operative Versorgung nicht stabil genug ist. Sie kann solange erfolgen bis eine vitale Bedrohung ausgeschlossen und eine

osteosynthetische Versorgung infrage kommt. Einfache, nicht dislozierte Frakturen können ebenfalls konservativ, mittels Orthese und Entlastung des betroffenen Beins, versorgt werden (Graef et al., 2018).

Um den Behandlungserfolg zu kontrollieren, erfolgen in regelmäßigen Abständen Röntgenkontrollen bis nach ca. 6 bis 8 Wochen die Frakturheilung abgeschlossen ist und mit einer zunehmenden Mobilisierung und Belastung des ehemals frakturierten Beines begonnen werden kann.

Durch die ausbleibende Invasivität entfällt ein mögliches operationsbedingtes Infektionsrisiko. Dennoch ist die konservative Therapie mit diversen anderen, durch die lange Immobilisation des Patienten hervorgerufenen Risiken verbunden. Dazu gehören unter anderem Pneumonien, Thrombosen, Dekubitus, Harnwegsinfekte sowie Pseudarthrosen (Butt et al., 1996).

Die operative Versorgung ist somit das Mittel der Wahl bei der Behandlung distaler Femurfrakturen, da die Resultate moderner Osteosyntheseverfahren der konservativen Versorgung deutlich überlegen sind (Neubauer, 2012). Selbst bei nicht dislozierten Frakturen fällt die Entscheidung im Allgemeinen zugunsten der operativen Therapie, da eine frühe funktionelle Nachbehandlung unter einer konservativen Therapie nicht erreicht werden kann.

### **1.5.2 Fixateur externe**

Insbesondere bei kreislaufinstabilen Patienten findet die externe Stabilisierung mittels eines Fixateurs externe Anwendung, um zusätzliche Knochen- und Weichteilschäden gering zu halten und die Fraktur dem Damage-Control-Prinzip entsprechend zu versorgen (Bliemel et al., 2017).

Die zu stabilisierenden Knochenfragmente werden dabei durch Schanzsche Schrauben, Steinmann-Pins oder Drähte (bei Ring- und Hybridsystemen) erfasst und über Verbindungsbacken mit den externen Längsträgern verbunden. Ziel des Fixateurs externe ist es eine ausreichende Primärstabilität zu gewährleisten, um ein Aufrechterhalten der Reposition sicherzustellen (Mooney und Claudi, 1982). Anschließend kann eine definitive Frakturversorgung nach Weichteilkonsolidierung und/oder nach Kreislaufstabilisierung des Patienten erfolgen.

### **1.5.3 Retrograde Marknagelosteosynthese**

Zur intramedullären Versorgung distaler Femurfrakturen steht dem behandelnden Chirurgen die Marknagelosteosynthese zur Verfügung. Dieses Verfahren ist vornehmlich bei extraartikulären, suprakondylären Femurfrakturen indiziert (Graef et al., 2018).

Dabei wird der Nagel minimalinvasiv und gewebeschonend retrograd (von distal nach proximal) entlang der Knochenachse in den Markraum eingebracht. Da hierdurch aber nur eine Stabilität in der Längsachse erreicht werden kann, müssen zusätzlich proximal und distal der Fraktur Verriegelungsbolzen in den Nagel eingebracht werden, um auch eine Rotationsstabilität zu erreichen. Dieses Verfahren ermöglicht es dem Patienten, nach dem Eingriff in der Regel voll zu belasten und eine frühe funktionelle Therapie zu beginnen.

Im Gegensatz zur antegraden Marknagelung, bei der ein Marknagel von proximal nach distal eingebracht wird, ist der operative Zugang durch das Kniegelenk bei der retrograden Variante einfacher (Wenda, 2003). Ein entscheidender Vorteil ist, dass das distale Fragment besser gefasst werden kann.

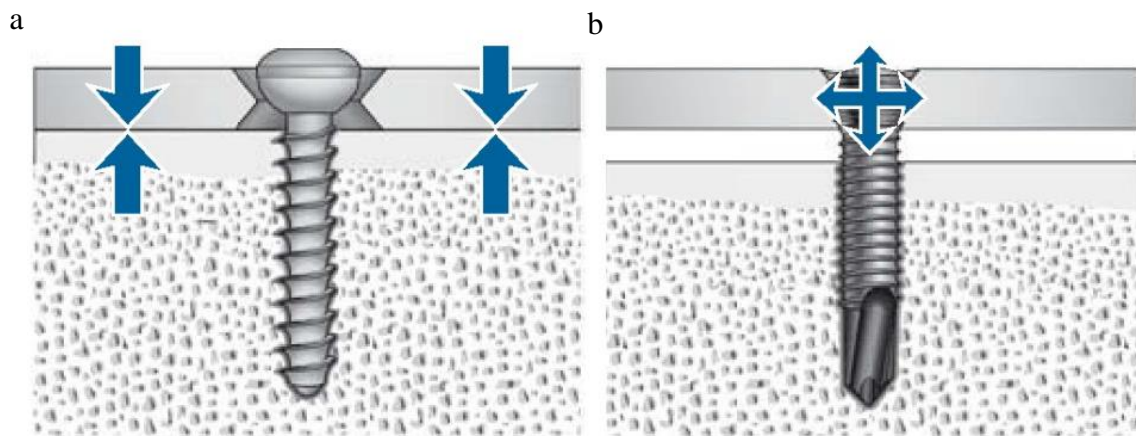
Jedoch muss bei einem retrograden Zugang das Kniegelenk eröffnet werden, um den Nagel einzubringen. Auf Grund einer möglichen Knorpelschädigung oder auch der Schädigung der Kniebinnenstrukturen wird der retrograde Marknagel somit vor allem bei jungen Patienten nur zurückhaltend eingesetzt (Graef et al., 2018).

### **1.5.4 Winkelstabile Plattenosteosynthese**

Die anatomische Reposition einer Fraktur ist Grundlage zur optimalen Versorgung des Knochens und seiner Heilung. Besteht bei der Fraktur eine Trümmerzone mit mehreren Knochenfragmenten, ist eine direkte Reposition oftmals nicht möglich, sodass eine überbrückende Osteosynthese notwendig wird. Hierzu erfolgt die Implantation der Platte derart, dass proximal und distal der Trümmerzone, also im intakten Knochenbereich, Schrauben verankert werden, die so die einwirkenden Kräfte, wie z.B. das Körpergewicht, auf die Platte umleiten, was letztlich zu einer Entlastung der Frakturzone führt.

Eine Winkelstabilität wird durch die kompatiblen Gewindeverbindungen zwischen Schraubenkopf und Platte erreicht. Die Platte wird somit zum Lastenträger. Dadurch kann eine sekundäre Frakturheilung mit Kallusaufbau erfolgen.

Abbildung 5 zeigt das Prinzip der Winkelstabilität und veranschaulicht die Umleitung der einwirkenden Kräfte auf die Platte, woraus eine Verringerung des Anpressdrucks der Platte auf das Periost resultiert. Winkelstabile Plattensysteme müssen hierbei nicht unbedingt auf der Oberfläche des Knochens anliegen. Diese Reduzierung des Anpressdrucks der Platte auf das Periost ermöglicht somit dessen bessere Durchblutung und beeinflusst die Frakturheilung positiv.



**Abbildung 5: Prinzip der Winkelstabilität.** Anstelle des Anpressdrucks der Platte an den Knochen (a) wird die Kraft auf die Platte umgeleitet (b) und somit eine stabile Schienung ohne Knochenkontakt erreicht. (Quelle: Fuchs, T., Meffert, R., Raschke, M.J. Innovationen in der operativen Frakturbehandlung – Winkelstabilität. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date; 1: 167–186. 2006).

Ist die Fraktur indirekt und geschlossen reponiert, kann unter ausgeglichener Achse, Länge sowie Rotation auch ein minimalinvasiver Zugang der Platte erfolgen. (Scharf et al., 2009). Dieses Vorgehen wird auch als MIPO-Technik bezeichnet (MIPO: Minimalinvasive Plattenosteosynthese).

Somit wird das Periost und dessen Durchblutung im Sinne der biologischen Osteosynthese geschont. Weitere Vorteile der Winkelstabilität sind die erhöhte Ausrissstabilität bei osteoporotischen Knochen sowie eine Weichteilschonung durch das minimalinvasive Vorgehen mit passgenauen, anatomischen Platten (Ruchholtz und Wirtz, 2013).

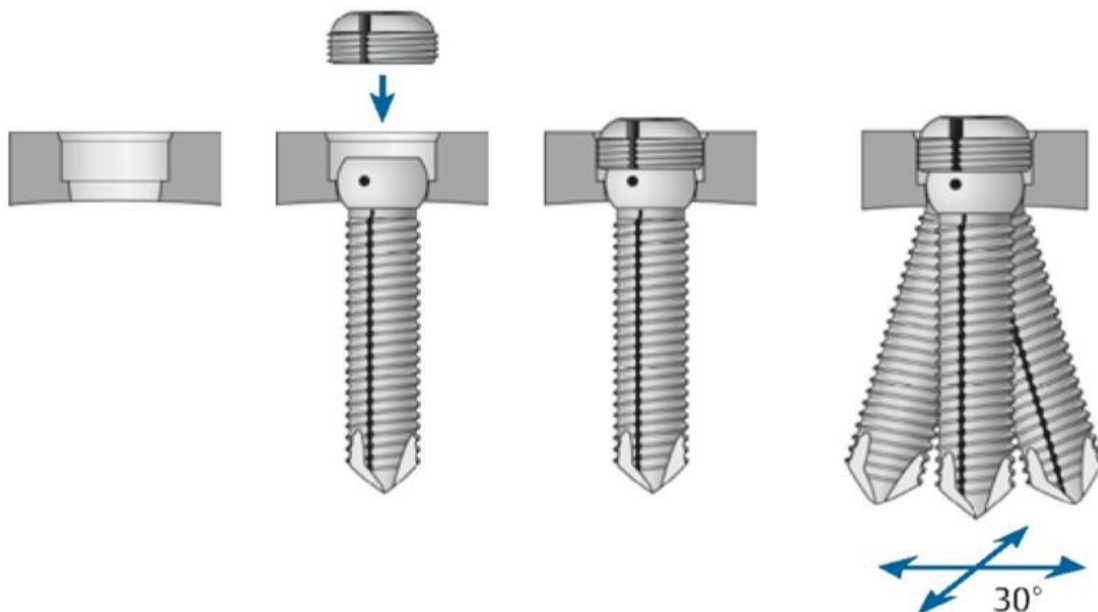


Je nach Lokalisation des betroffenen Knochens stehen anatomisch passgenaue Modelle zur Verfügung, sodass ein zusätzliches individuelles Anpassen einzelner Platten nicht mehr nötig ist. Weiterhin unterscheidet man monoaxiale von polyaxialen Systemen der winkelstabilen Plattenosteosynthese.

Monoaxialität wird dadurch erreicht, dass die verwendete Schraube in einem festgelegten Winkel von meist  $90^\circ$  in der Platte fixiert wird. Polyaxialität hingegen ermöglicht eine individuelle und variable Positionierung der Schraube im Knochen (Bliemel et al., 2017).

Im Fall des im Rahmen dieser Dissertation verwendeten NCB-Systems der Fa. Zimmer Biomet ist hierbei eine Schraubenpositionierung in einem Winkel bis zu  $30^\circ$ , wie auf Abbildung 6 zu erkennen ist, möglich.

Die Winkelstabilität wird dabei durch eine additiv aufzuschraubende Verriegelungskappe erreicht.



**Abbildung 6: Polyaxiale Winkelstabilität des NCB®-Systems der Fa. Zimmer Biomet.** In der Platte befindet sich ein vorgefertigtes Gewinde sowohl für die Schraube als auch für die Verriegelungskappe. Schraube und Verriegelungskappe gehen zusammen eine kraftübertragende Verbindung ein. Die Schraube kann multidirektional im Knochen positioniert werden, bei einem Winkel bis zu  $30^\circ$ . (Quelle: Ruchholtz, S., Wirtz, D.C. Orthopädie und Unfallchirurgie essentials, Kapitel 2.2.6 Plattenosteosynthese, S. 109, Stuttgart: Thieme Verlag, 2013)

Die von der Firma Zimmer Biomet entwickelte polyaxiale NCB-DF-Platte besitzt eine Titanlegierung und ist anatomisch sowohl in einer linken als auch einer rechten Variante für das Femur vorgeformt verfügbar. Des Weiteren sind kompatible Spongiosaschrauben

in kanülierten, soliden und selbstschneidenden Varianten erhältlich (Röderer und Gebhard, 2017).

In einer prospektiven randomisierten Studie wurde das monoaxiale LISS-System mit dem polyaxialen NCB-DF-System verglichen. Hierbei zeigte sich, dass die NCB-DF-Behandlung tendenziell zu besseren funktionellen und radiologischen Ergebnissen führte als die LISS-Behandlung (Hanschen et al., 2014).

### **1.5.5 Endoprothetischer Gelenkersatz**

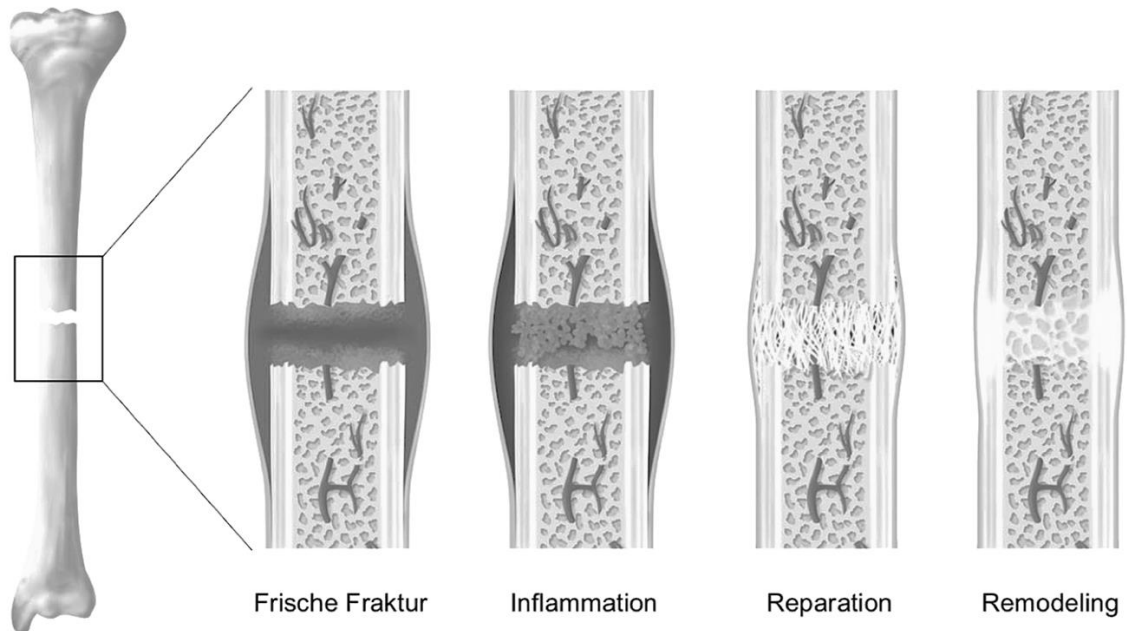
In Fällen, bei denen aufgrund einer massiven Osteoporose sowie der Frakturkonstellation keine stabile Osteosynthese erreicht werden kann, kann der endoprothetische Gelenkersatz diskutiert werden. Der primäre endoprothetische Gelenkersatz ist jedoch ausschließlich eine Option beim biologisch alten Patienten und wird aufgrund einer relativ hohen Komplikationsrate bei jungen Patienten nicht durchgeführt (Fakler et al., 2013).

Nach aktuellem Wissensstand ist die Prothesenimplantation bei kniegelenknahen Frakturen indiziert, wenn eine Rekonstruktion der Gelenkfläche keine Erfolgsaussichten verspricht oder intraoperativ nicht möglich ist (Buecking et al., 2016). Die Prothesenimplantation bietet darüber hinaus den Vorteil einer sofortigen Vollbelastung sowie einer frühen funktionellen Nachbehandlung. In der Alterstraumatologie wird daher die Relevanz der Endoprothetik in Zukunft zunehmen.

## **1.6 Physiologie und biomechanische Aspekte der Frakturheilung**

Frakturiert der Knochen, sorgen verschiedene Abläufe dafür, dass abgestorbenes Gewebe abgebaut, die Durchblutung regeneriert und neue Knochenmatrix aufgebaut werden kann (Rausch et al., 2017). Bei diesem Prozess wird nicht nur der eigentliche Defekt wie bei anderen Gewebearten saniert, sondern der biomechanische Zustand des Knochens wieder auf das Niveau des ursprünglichen Knochens gebracht. Eine komplette Wiederherstellung der ursprünglichen Anatomie erfolgt zwar häufig nur bei Kindern, jedoch kommt es auch bei Erwachsenen durch ein Remodelling zu einer Wiederherstellung der mechanisch stabilen lamellären Knochenstruktur (Voggenreiter, 2009).

Es werden fünf Phasen der Frakturheilung unterschieden, die teilweise parallel zueinander ablaufen und sich gegenseitig beeinflussen können. Abbildung 7 zeigt die schematische Darstellung der Frakturheilung.



**Abbildung 7: Schematische Darstellung der Knochenbruchheilung.** (Quelle: Rausch, V., Seybold, D., Königshausen, M. et al. Grundlagen der Knochenbruchheilung. Orthopäde (46), S. 641. 2017).

Zu den fünf Phasen der Knochenheilung zählen die Inflammationsphase als unmittelbare Traumareaktion, die intramembranöse Knochenneubildung, die Chondrogenese, die enchondrale Knochenneubildung aus Kallus mit resultierender Frakturstabilisierung sowie das Knochenremodelling, das am Ende zur vollständigen biomechanischen Wiederherstellung führt.

Darüber hinaus unterscheidet man die primäre von der sekundären Frakturheilung. Bei der primären Frakturheilung erfolgt eine direkte Heilung der unterbrochenen kortikalen Struktur, wenn die beiden Frakturrenden eine direkte und stabile Verbindung miteinander eingehen. Die Voraussetzung dafür ist eine interne Osteosynthese. Die primäre Frakturheilung ist jedoch selten, da es bei der Behandlung der Mehrzahl der Knochenbrüche zu einer mehr oder weniger stark ausgeprägten Bewegung im Frakturbereich kommt.

Ohne starre interne Fixation, kommt es im Frakturbereich zu Mikrobewegungen und somit zur häufigeren sogenannten sekundären Knochenbruchheilung. Dabei handelt es

sich um eine Kombination von intramembranöser und enchondraler Knochenneubildung, bei der sowohl das Periost als auch die Weichteile von Bedeutung sind. Die Perfusion der Frakturzone ist entscheidend für den Heilungsverlauf und erfolgt zum größten Teil über das Periost und weniger über den Markraum.

Es gilt daher ein Osteosyntheseverfahren zu wählen, welches eine möglichst geringe Schädigung des Periosts hervorruft und somit den Heilungsverlauf gemäß dem Prinzip der biologischen Osteosynthese optimiert (Marsell und Einhorn., 2011). Da die interfragmentäre Bewegung, relativ zur Größe des Frakturspaltes, von der verwendeten Osteosyntheseart bestimmt wird, beeinflusst das verwendete Verfahren somit maßgeblich die anschließend ablaufende Frakturheilung.

Eine höhere interfragmentäre Bewegung, z.B. beim Fixateur externe, bei der langstreckig schwingenden winkelstabilen Plattenosteosynthese oder bei der Marknagelosteosynthese, induziert eine sekundäre Knochenheilung und wird somit stärker zu einer Kallusbildung führen (Cleas, 2017).

Niedrigere interfragmentäre Bewegungen, z.B. durch winkelstabile Plattenosteosynthesen ohne Schwingstrecke oder direkte Verschraubung der Fragmente, reduzieren die Kallusbildung und führen eher zu einer primären Ossifikation (Claes, 2011).

Zeigt sich die interfragmentäre Beweglichkeit zu hoch oder zu niedrig, kann eine Frakturheilung ausbleiben, was sich dann als atrophie (bei zu geringer interfragmentärer Beweglichkeit) bzw. hypertropher Pseudarthrose (bei zu hoher interfragmentärer Beweglichkeit) bemerkbar macht (Epari et al.,2006).

### **1.7 Zementaugmentation**

Insbesondere bei Osteoporose-assoziierten Frakturen, gewinnen Maßnahmen zur Stabilisierung der Osteosynthese eine immer größere Bedeutung. Wegweisend war unter anderem die Konzipierung der Implantataugmentation sowie die Weiterentwicklung von Operationsverfahren, z.B. bei Kypho- und Vertebroplastien, bei denen die Zementapplikation genutzt wurde, um Wirbelkörper zu stabilisieren (Hopf und Scheyerer, 2019).

Je nach Schweregrad des osteoporotischen Knochens kann die alleinige Schraubenverankerung von Platten problematisch sein. Somit ist es von Vorteil, dass sich die Ausrissfestigkeit von Schrauben durch Zementaugmentation um bis zu 348 % verbessern lässt. Dies ist jedoch sowohl vom verwendeten Zement als auch von der Augmentationstechnik abhängig (Becker et al., 2008). Die positiven Auswirkungen der Zementaugmentation auf die Implantatverankerung bei osteoporotischen distalen Femurfrakturen wurden bereits überprüft (Bliemel et al., 2016; Wähnert et al., 2014). So vergrößert die Augmentation der Schrauben die Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat. *Mehaffey et al.* bezeichnen darüber hinaus die Zementaugmentation als „Vermehrung der knöchernen Substanz“ (Mehaffey et al., 2018).

Verwendbare Materialien sind u.a. Calciumderivate, bioaktive Polymere sowie das häufig zum Einsatz kommende Polymethylmethacrylat (PMMA). Darüber hinaus können verschiedene Zusätze beigemischt werden wie z.B. Antibiotika, Zytostatika und Antimykotika. Um eine bessere Visualisierung des Knochenzementes zu erreichen, kann dem PMMA-Knochenzement Zirkondioxid oder Bariumsulfat als Röntgenkontrastmittel hinzugefügt werden.

PMMA besteht aus zwei Komponenten. Einem Pulver, dem Polymer, sowie einer Flüssigkeit, dem Monomer. Beim Zusammenmischen von Pulver und Flüssigkeit kommt es zu einer Polymerisation, die eine Zunahme der Viskosität sowie eine Temperaturerhöhung bewirkt (Breusch und Kühn, 2003). Wie schnell diese Polymerisation abläuft, ist in erster Linie abhängig vom Anteil des Benzylperoxids (BPO), das sich im Pulver des PMMAs befindet.

Das PMMA-Material verteilt sich im flüssigen Zustand zunächst in den Knochenbälkchen und härtet schließlich unter Wärmeentwicklung von 42 bis 46 °C aus (Biehl et al., 1974). Zudem ist die Temperaturentwicklung abhängig von der applizierten Zementdicke und den ableitenden Oberflächen wie z.B. Metallimplantaten. Ebenso senkt der Blutstrom die Temperatur herab, wodurch Hitzenekrosen bei Verwendung metallischer Implantate unter In-vivo-Bedingungen seltener vorkommen (Kühn und Höntzsch, 2015). Neben der Hitzenekrose wurde insbesondere bei der Ballonkyphoplastie die Gefahr einer Zementembolie beschrieben (Bliemel et al., 2013). Gelangen Bestandteile des Zements unkontrolliert in die kleinen Knochenvenen, werden sie letztendlich wie bei einem Thrombus in den Lungenkreislauf transferiert und können

dort einen Verschluss der Lungenarterien herbeiführen. Fernerhin verbleibt der Zement nach der Injektion dauerhaft im Körper (Hofmann-Fliri und Windolf, 2017).

Ein weiterer, häufig zum Einsatz kommender, Knochenzement ist der biologisch abbaubare Calciumphosphat-Knochenzement (CPC), der in einer biokompatiblen Flüssigkeit bzw. Paste auf Lipidbasis fein verteilte Calcium- und Phosphatsalze enthält.

Er ähnelt chemisch betrachtet der Mineralphase des Knochens, zeichnet sich durch seine Osteokonduktivität aus (Dorozhkin und Epple, 2002; Lian et al., 2008) und ist somit in der Lage die Knochenneubildung anzuregen. Dies geschieht, indem sich Knochenzellen aus der Umgebung an die CPC-Oberfläche haften, vermehren und differenzieren können, was schließlich zur Matrixproduktion sowie Biomineralisierung führt (LeGeros, 2008). Im weiteren Verlauf wird CPC während des Umbauprozesses resorbiert und schließlich durch neues Knochengewebe ersetzt (Sohn und Oh, 2019). Des Weiteren härtet er innerhalb von Minuten nach der Injektion ohne wesentliche Temperaturentwicklung aus (Larsson, 2006).

## 1.8 Fragestellung

In dieser Dissertation wird die Plattenosteosynthese des distalen Femurs mit neu entwickelten zementaugmentierbaren kanülierten Kondylenschrauben untersucht. Es wird überprüft, ob mit Knochenzement augmentierbare Schrauben in osteoporotischen Knochen zu einer stabileren Plattenosteosynthese führen als reguläre Schrauben.

In den nachfolgenden Unterpunkten werden weiterführende Fragen thematisiert:

- Wirkt eine gezielte Zementimplantation einem unkontrollierten Zementabfluss entgegen?
- Lassen sich im Belastungsversuch messbare Unterschiede der biomechanischen Eigenschaften zwischen einer Osteosynthese mit kanülierten augmentierbaren Schrauben und herkömmlichen nicht zementierbaren Schrauben feststellen?
- Inwiefern unterscheiden sich diese Versorgungsmethoden hinsichtlich irreversibler Verformung unter zyklischer Druckbelastung?
- Welche Druckkräfte sind nötig um in beiden Gruppen ein Versagen der Osteosynthese herbei zu führen?
- Gibt es individuelle Unterschiede hinsichtlich des Versagens der beiden Osteosyntheseverfahren?
- Lässt sich anhand der Ergebnisse eine Empfehlung zur Therapie Osteoporosebedingter distaler Femurfrakturen formulieren?

## **2 Material und Methodik**

### **2.1 Materialien**

Für diese biomechanische Studie wurden 16 Femora von acht humanen Körperspendern verwendet. Die Körperspender stammten vom Institut für Anatomie und Zellbiologie der Philipps-Universität Marburg, das unter der Leitung von Herrn Univ.-Prof. Dr. sc. hum. Kinscherf steht. Alle Körperspender erteilten vor ihrem Tod eine schriftliche Zustimmung ihre Körper für wissenschaftliche Zwecke zur Verfügung zu stellen.

Die lokale Ethikkommission (Aktenzeichen 56/17) gab ihr positives Votum zur Durchführung der biomechanischen Belastungsversuche.

Die Femora wurden mit einer zu 96 % aus Ethanol und zu 2 % aus Formaldehyd bestehenden Flüssigkeit fixiert. Anschließend wurden die Femora paarweise in mit 3,7%iger Formalinlösung angefeuchtete Baumwolltücher gehüllt. Die Formalinlösung wurde aus 37%igem Formaldehyd mit Phosphat gepufferter Salzlösung (PBS, 137 mM NaCl, 2,7 mM KCl und 12 mM Gesamtphosphat  $\text{HPO}_4^{2-}$ , pH 7,4) im Mischverhältnis 1:10 angefertigt.

Um ein Austrocknen der Proben sowie Schimmelbildung zu verhindern, wurden die Femora darüber hinaus in einem Kühlraum bei 4 °C gelagert (Bliemel et al., 2015).

### **2.2 Proben**

In Tabelle 1 sind die Kenndaten der verwendeten Knochenpaare aufgelistet. Sie stammten von fünf weiblichen und drei männlichen Körperspendern. Das durchschnittliche Alter der Spender belief sich auf 77 Jahre bei einer Altersspanne von 62 bis 88 Jahren.

Per Zufallsprinzip wurde festgelegt, dass alle linken Femora nicht zementiert versorgt wurden (Gruppe 1), während die rechten Femora zementiert versorgt wurden (Gruppe 2).



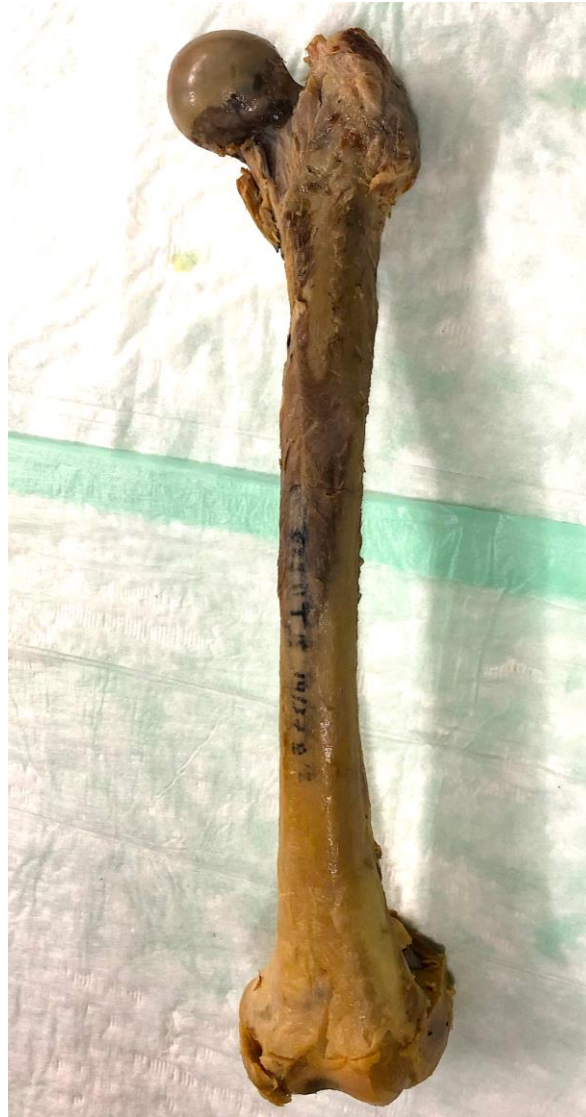
## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

**Tabelle 1: Untersuchungskollektiv der Femurknochen.** Aufgeführt sind alle acht Knochenpaare mit Angabe der jeweiligen Seite, der Versuchsgruppe sowie des Alters und des Geschlechts der Spender.

Probe	Seite	Gruppe	Alter	Geschlecht
1	links	1	62	weiblich
1	rechts	2		
2	links	1	77	männlich
2	rechts	2		
3	links	1	72	weiblich
3	rechts	2		
4	links	1	88	männlich
4	rechts	2		
5	links	1	75	weiblich
5	rechts	2		
6	links	1	81	weiblich
6	rechts	2		
7	links	1	74	männlich
7	rechts	2		
8	links	1	87	weiblich
8	rechts	2		
<b>Mittelwert:</b>			77,0	

Zur Vorbereitung der Versuche wurden die anliegenden Weichteile entfernt (Abb. 8) und anschließend der proximale Anteil des Femurs distal des *Trochanter minors* per Knochensäge separiert. Anschließend erfolgte eine Überprüfung auf Läsionen sowie äußere Mängel.

Eine radiologische Diagnostik mittels C-Bogen im lateralen und anterior-posterioren Strahlengang konnte bereits bestehende Frakturen und Osteolysen ausschließen, die sonst zu einem Studienausschluss geführt hätten.



**Abbildung 8: Linkes Femur in anteriorer Ansicht.** Das Bild zeigt exemplarisch das linke Femur des Probenpaares 1 nach der Präparation und Entfernung der Weichteile.

### 2.3 Dual-Energy X-Ray Absorptiometry (DEXA)

DEXA ist ein zweidimensionales röntgenbasiertes Verfahren der Osteodensitometrie. Es dient zur Messung der Knochenflächendichte in  $\text{g}/\text{cm}^2$  an Schenkelhals sowie Lendenwirbelsäule und kann dabei den Knochenmineralgehalt, die sog. *Bone Mineral Density* (BMD), ermitteln.

Die Ergebnisse liegen als sogenannter T-Score vor. Dies entspricht einer Anzahl von Standardabweichungen (SD) (Zendeli, 2019), die sich auf den durchschnittlichen Wert der *Peak Bone Mass* (PBM) des Referenzstandards für die Knochendichte der weiblichen Bevölkerung im Alter von 20 bis 29 Jahren bezieht (Peters und Niedhart, 2019). Normwertig wird eine BMD von nicht mehr als 1,0 SD unter dem Mittelwert der PBM

junger knochengesunder Frauen bezeichnet. Liegt der T-Score niedriger als -2.5 SD, spricht man von einer Osteoporose. Bei einer BMD zwischen -1,0 und -2,5 SD des Mittelwerts der PBM junger normaler Frauen spricht man hingegen von einer Osteopenie.

Mithilfe der DEXA kann somit schnell bestimmt werden, inwieweit eine Osteopenie bzw. Osteoporose vorliegt. Darüber hinaus gilt die Methode aufgrund der geringen Strahlenbelastung als Goldstandard in der Diagnostik osteoporotischer Veränderungen.

Mithilfe der Abteilung Osteologie des Universitätsklinikums Marburg konnten die Messungen dieser Versuchsreihe durchgeführt und ausgewertet werden.

### **2.4 Frakturmodell**

Zur Simulation einer instabilen distalen Femurfraktur, die gemäß AO/OTA als 33-A3 klassifiziert ist, wurde ein bereits etabliertes Frakturmodell genutzt (Higgins et al., 2007; Bliemel et al., 2015). Mit einer chirurgischen Säge wurde senkrecht zum Oberschenkelschaft eine Osteotomie durchgeführt, die nachfolgend in Abbildung 12 veranschaulicht wird.

Anschließend erfolgte eine Distraction der Knochenfragmente und somit die Simulation eines Frakturspalts von 2 cm.

### **2.5 Ablauf des Osteosyntheseverfahrens**

#### **2.5.1 Gruppe 1**

Nach der Randomisierung der Femora erfolgte die osteosynthetische Versorgung durch zwei erfahrene Studienoperateure der Forschungsgruppe für Biomechanik.

Um einen exakten Sitz der Osteosynthese sicherzustellen, erfolgte die intra- und postoperative Kontrolle durch ein mobiles Röntgengerät der Fa. Siemens (*Siremobil Iso-C*). Nach Beendigung der Osteosynthese wurden darüber hinaus digitale Röntgenbilder der Kondylenregion sowie des Femurschaftes in zwei Ebenen erstellt.

Die Materialien für die Osteosynthese wurden von der Firma Zimmer Biomet zur Verfügung gestellt.

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Die verwendete NCB®-DF-Platte (Abb. 9) ist eine winkelstabile Verriegelungsplatte, die sich durch ihr anatomisches Design an die laterale Kortikalis des distalen Femurs anpasst. Es handelt sich dabei um eine 9-Loch-Platte mit einer Länge von 24,6 cm.



**Abbildung 9:** NCB-DF®-Platte. rechts, 9 Löcher, 24,6 cm.

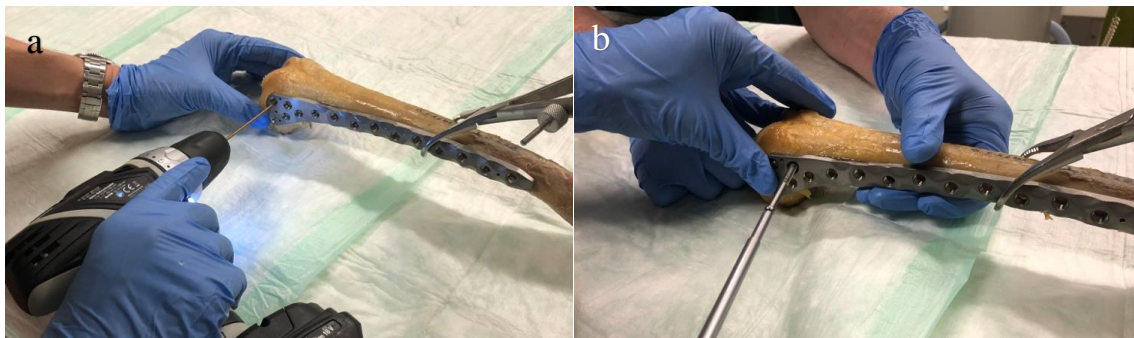
Die Femora aus Gruppe 1 wurden mit jeweils fünf herkömmlichen Spongiosa- sowie fünf Kortikalisschrauben (5 mm Durchmesser) versorgt, die für das NCB®-DF-System erhältlich sind. Weitere technische Details des NCB®-DF-Systems sind in Tabelle 2 aufgeführt.

**Tabelle 2:** Technische Daten des NCB®-DF-Systems der Fa. Zimmer Biomet.

NCB®-DF-System, Fa. Zimmer Biomet	
Position	extramedullär, laterale Kortikalis
Material	Titan
Größe	9-Loch-Platte (24,6 cm lang)
Stärke	4,0 mm
Verschraubung Art	polyaxial Spongiosa-/Kortikalis-Schrauben, kanülierte Spongiosaschrauben
Durchmesser	5,0 mm
Länge	proximal: 35–45 mm distal: 70–90 mm
Anzahl	proximal: 5 distal: 5
Verriegelungsmechanismus	Verschlusskappe

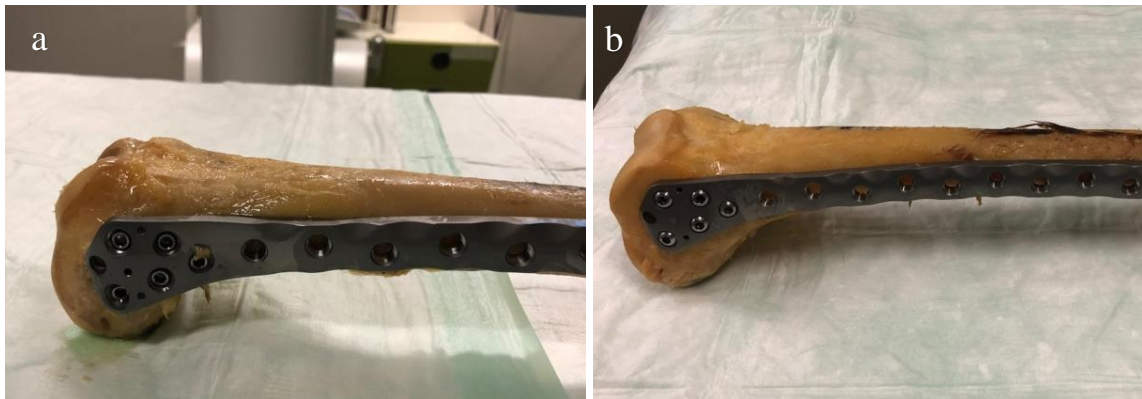
## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Dabei wurde die Platte am distalen Femur zunächst korrekt mit einer stumpfen Repositionsklemme positioniert. Die Löcher für die fünf Spongiaschrauben wurden in der Kondylenregion vorgebohrt, bevor dann anschließend die Schrauben eingebracht wurden. Das Vorgehen ist in Abbildung 10 veranschaulicht. Eine NCB®-Bohrhülse half dabei, die Richtung der Bohrung einzustellen, da bei der vorliegenden Polyaxialität ein variabler Winkel von bis zu 30° im Kondylen- und Schaftbereich wählbar ist. Zur Bestimmung der korrekten Schraubenslänge wurde ein Längenmesser verwendet, der die Tiefe der Bohrlöcher ermittelte. Es fiel die Entscheidung zur Verwendung einer Schraubenslänge zwischen 70 und 90 mm bei einem Durchmesser von 5 mm. Es galt dabei, die Durchbohrung der medialen Kondylenkortikalis sowie der interkondylären Notch zu vermeiden, welche im klinischen Alltag zu einer schmerzhaften Extension und Flexion im Kniegelenk führen würden.



**Abbildung 10: Arbeitsschritte der Plattenosteosynthese am linken Femur.** a) Zunächst wurde die Platte korrekt positioniert, bevor Löcher für die Schrauben vorgebohrt wurden. b) Anschließend erfolgte das Einschrauben der fünf Spongiaschrauben in die Kondylenregion.

Daraufhin erfolgten das Einschrauben sowie die anschließende Verriegelung mittels Kappen, wie in Abbildung 11 zu erkennen ist. Die Verriegelungskappen ermöglichten dabei die Winkelstabilität des NCB®-DF-Systems.



**Abbildung 11: Fixierung der Platte mittels Spongiaschrauben am linken Femur.** a) Ohne Verriegelungskappen. b) Schrauben mit Verriegelungskappen als Voraussetzung für Winkelstabilität des NCB®-DF-Systems.

Anschließend wurde mit einer oszillierenden Säge eine Osteotomie am distalen Femurschaft durchgeführt (Abb. 12). Um die Höhe der Osteotomie zu bestimmen, wurde die individuelle Kondylenbreite des entsprechenden Femurs in Höhe der Gelenklinie gemessen.

Die Osteotomie wurde dann bei 75 % der maximal gemessenen Kondylenbreite oberhalb der Gelenklinie durchgeführt. Anschließend erfolgte die Schaftfixierung mit fünf Kortikalisschrauben im proximalen Teil der Platte.

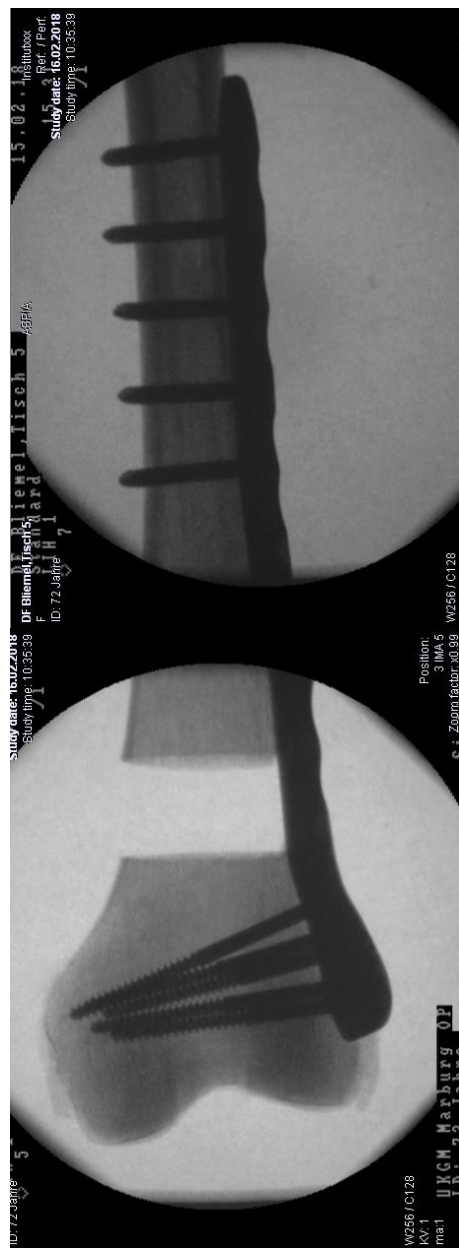


**Abbildung 12: Osteotomie und Frakturmodell.** Dargestellt ist nach bereits angebrachter Osteosynthese die Osteotomie (a) sowie das Frakturmodell des Typs 33-A3 mit einem Frakturspalt von 2 cm (b) an einem linken Femur.

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Nach Osteotomie des Knochens wurde das Schaftfragment 2 cm nach proximal verschoben und an der Platte mit einer stumpfen Repositionsklemme fixiert. Auch am Femurschaft erfolgte das Vorbohren und Ausmessen der Bohrkanäle.

Anschließend wurden fünf Kortikalisschrauben der Länge 35 bis 45 mm (5 mm Durchmesser) bikortikal eingebracht und ebenfalls mit Kappen verriegelt. Eine abschließende röntgenologische Kontrolle dokumentierte den korrekten Sitz der Osteosynthese in zwei Ebenen. Eine zusammengesetzte Ansicht von anterior ist in Abbildung 13 dargestellt.



**Abbildung 13: Röntgenologische Kontrolle der NCB®-DF-Plattenosteosynthese.** Dargestellt ist eine zusammengesetzte Ansicht von anterior zur Überprüfung des korrekten Sitzes der Osteosynthese.

### 2.5.2 Gruppe 2

Die Osteosynthese der Femora in Gruppe 2 wurde mit kanülierten zementaugmentierbaren Schrauben durchgeführt. Es handelte sich dabei um fenestrierte Spongiosaschrauben (Abb. 14) mit einem Durchmesser von 5 mm, die mit einem 2,5-mm-Bohrloch im distalen Teil der NCB®-DF-Osteosynthese positioniert wurden.



**Abbildung 14: Zementaugmentierbare Schraube.** Kanülierte, zementaugmentierbare Schraube der Firma Zimmer Biomet mit einem Durchmesser von 5 mm. Zwei Längsfurchen mit jeweils zehn Perforationslöchern sorgten entlang der Schraubenwelle für eine optimale Zementextrusion.

Die korrekte Positionierung der kanülierten Schrauben in den distalen Teil der NCB®-DF-Platte, unter röntgenologischer Kontrolle, stellte eine korrekte Applizierung des Zements sicher.

In jede dieser Schrauben wurden 3 ml Calciumphosphat-Knochenzement (CPC) (iN3-Knochenzement; CelgenTek Limited, Shanon, Irland) unter Verwendung einer speziellen Knochenzement-Injektionspistole und eines Applikators (Abb. 15) injiziert.





**Abbildung 15: Knochenzement-Injektionspistole (großes Bild) mit Zementapplikator und iN3-Calciumphosphat-Knochenzement (kleines Bild).**

Das Ziel war es, einen unkontrollierten Zementabfluss ins Weichteilgewebe zu verhindern sowie die metaphysäre Hohlräumfüllung zu verbessern. Hierbei sollte der Zement in die Spongiosa fließen und eine bessere Verzahnung des Implantats mit dem osteoporotischen Knochen ermöglichen. Somit sollte sich das Implantat-Knochen-Interface erhöhen.

Die Zementapplikation in die kanülierte Schraube ist in Abbildung 16 veranschaulicht.

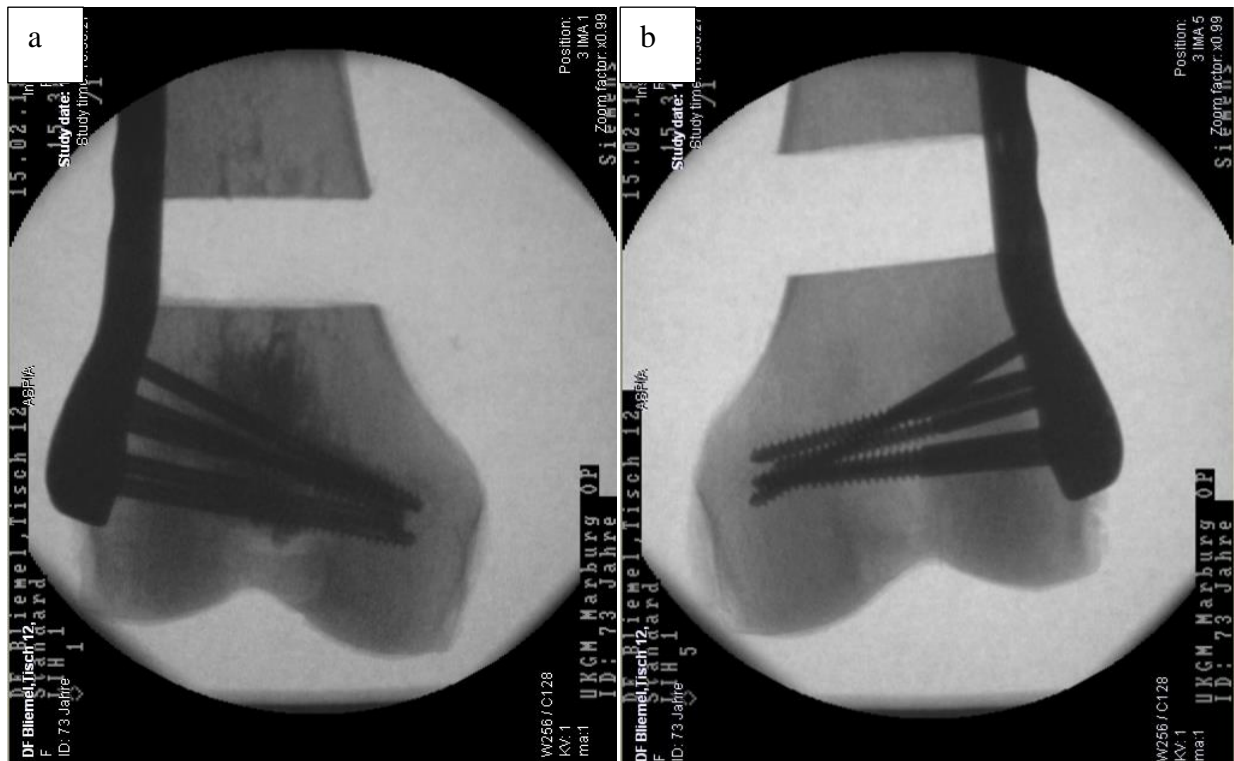


**Abbildung 16: Applikation des Knochenzements.** Nach korrekter Positionierung der kanülierten Schraube erfolgt die Zementapplikation mittels Injektionspistole und Applikator.

Anschließend erfolgte, wie bereits in Kapitel 2.5.1 beschrieben, die Osteotomie am distalen Femurschaft sowie die Schaftfixierung mit fünf Kortikalisschrauben im proximalen Teil der Platte.

Nach Abschluss der Osteosynthese erfolgte die radiologische Kontrolle des Verteilungsmusters des röntgendichten Knochenzements mittels C-Bogen in zwei Ebenen. Es konnten dabei keine Zementleckagen nachgewiesen werden, womit die korrekte Zementapplikation sichergestellt war.

Zum Vergleich beider Osteosyntheseverfahren am distalen Femur werden in Abbildung 17 anhand eines Knochenpaares in anteriorer Ansicht einerseits die abschließende postinterventionelle Kontrolle der Osteosynthese mit Zementaugmentation (rechts) und andererseits ohne Zementaugmentation (links) gezeigt.



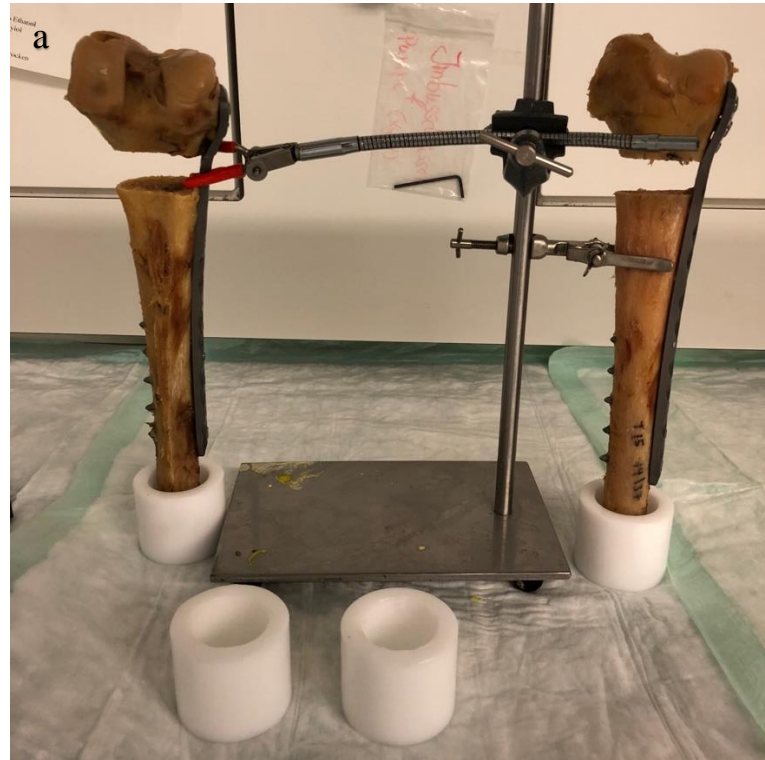
**Abbildung 17: Vergleich der Osteosyntheseverfahren mit und ohne Zementaugmentation in anteriorer Ansicht.** a) Verteilungsmuster des röntgendichten Zements nach Zementaugmentation im rechten Femur. b) Postinterventionelle Kontrolle des herkömmlichen Osteosyntheseverfahrens ohne Zementaugmentation im linken Femur.

## 2.6 Einbettung des Femurschaftes

Zur Vorbereitung auf die eigentliche Versuchsdurchführung mussten die Femora zunächst bearbeitet bzw. angepasst werden. Das Ziel war es dabei, einen Standfuß zum Einspannen der einzelnen Femora in die Belastungsmaschine herzustellen.

Dazu erfolgte unter Verwendung einer oszillierenden Säge das Kürzen des Femurschaftes 6 cm proximal des Plattenendes sowie dessen Einbettung in eine eingefettete, zylinderförmige und 5 cm tiefe Kunststoffform. Anschließend wurde ein Zweikomponenten-Kunststoff, Technovit 3040 (Heraeus, Wehrheim, Deutschland), eingegossen, der schnell aushärtete. In Abbildung 18 wird dieser Ablauf veranschaulicht.

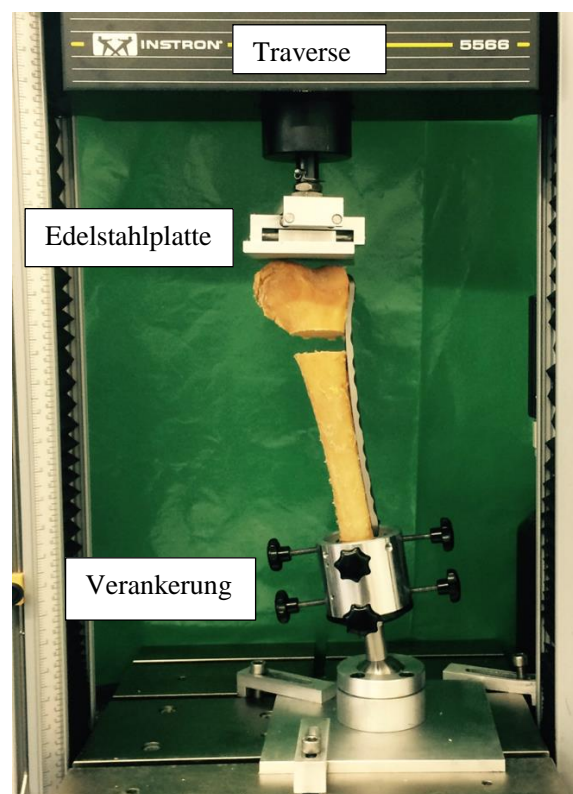
## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur



**Abbildung 18: Einbettung des Femurschaftes.** a) Positionierung der Femora in Zylinderformen. b) Eingießen von Technovit 3040. c) Fertiger Standfuß nach Aushärtung.

## 2.7 Prüfmaschine Instron 5566

Die biomechanischen Belastungsversuche wurden an der Prüfmaschine 5566 (Abb. 19) der Firma Instron (*Instron Corporation*, Darmstadt) durchgeführt. Sie enthielt einen 2-Säulen-Prüf- bzw. Lastrahmen, eine *Digital-Signal-Processing* (DSP)-Elektronik sowie die Software Bluehill® 2. Der elektromechanische Lastrahmen bestand aus einer stabilen Basis mit zwei Führungssäulen und war so ausgelegt, dass diese Säulen über die bewegliche Traverse eine Last auf den Prüfling ausübten. Die Konstruktion bildete somit ein geschlossenes System mit hoher Steifigkeit.



**Abbildung 19: Materialprüfmaschine Firma Instron, Modell 5566.** Für den biomechanischen Belastungsversuch wurde ein Femur eingespannt, auf das eine zuvor bestimmte Last über die bewegliche Traverse ausgeübt wurde.

Jede Säule umfasste eine Führungssäule, die für Stabilität sorgte, sowie eine Kugelumlaufspindel. Ein Antriebssystem bewegte die dazwischenliegende Traverse nach unten und bewirkte über die Edelstahlplatte eine zyklische Auf- und Abbewegung, die den Testknochen mit festgelegter Druckkraft belastete. Die retrograde Ausrichtung der Femurkondyle erfolgte zentral unter der Edelstahlplatte. Verankert wurde das proximale Femurende in einer kugelgelagerten Vorrichtung.

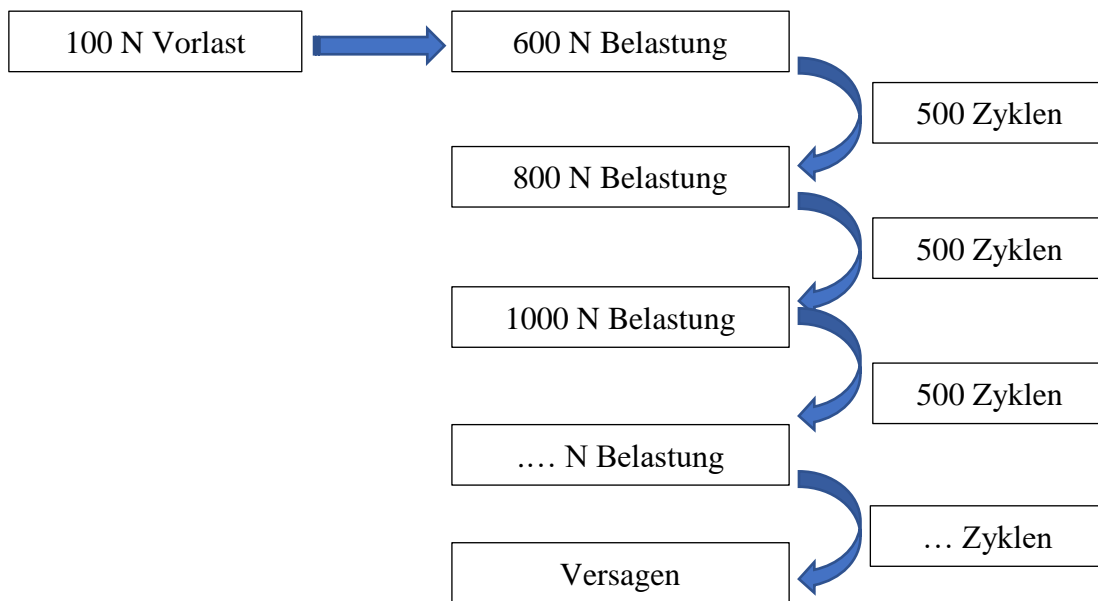
Ein Lastaufnehmer (Wägezelle), der in Reihe mit der Probe montiert war, maß die aufgebrachte Last und wandelte sie in ein elektrisches Signal um, das anschließend vom Steuerungssystem gemessen und angezeigt wurde. Die Versuche konnten mit einer maximalen Kraft von 10 kN sowie einer Maximalgeschwindigkeit von 250 mm/min durchgeführt werden. Mithilfe der Bluehill®-2-Software konnten die Testdurchläufe geplant und gesteuert werden, um sogenannte Prüflose zu erstellen, die dann die Art und den Ablauf der Testabläufe definierten. So konnten die Daten nach jedem Testdurchlauf anschließend als Excel-Tabelle abgespeichert sowie grafisch dargestellt werden.

### **2.8 Erstellung der Prüflose**

Die erstellten Prüflose gaben den genauen Ablauf der Versuche vor. Jeder Testdurchlauf erhielt spezifische Parameter, um die Stabilität der Femora nach stattgefundenener Osteosynthese zu überprüfen.

Dabei wurden die Knochen in der Prüfmaschine zyklusweise und unter steigender Kraft belastet, wobei ein Zyklus einer vollendeten Auf- und Abwärtsbewegung der Transverse entsprach. Bei einer initialen Vorbelastung von 100 N ergaben 500 Belastungszyklen einen Durchgang. Begonnen wurde der erste Durchgang mit einer Druckbelastung von 600 N, der dann nach 500 Zyklen automatisch beendet wurde. Blieb der Knochen unbeschadet, kam das nächste Prüflos zum Einsatz und die Druckkraft auf das jeweilige Femur wurde um 200 N gesteigert.

Dieser Prozess wurde solange fortgeführt, bis einer der Endpunkte der Studie erreicht wurde (Abb. 20).



**Abbildung 20: Belastungszyklen.** Dargestellt sind die aufgebrachten Druckkräfte sowie die jeweils zuständigen Prüflose der verschiedenen Belastungszyklen.

## 2.9 Studienendpunkte

Versagte die jeweilige Osteosynthese des Femurs, so wurde dies als sogenannter Endpunkt definiert. Als ein Versagen der Osteosynthese wurde zum einen ein plötzlicher Druckkraftverlust von 30 % der applizierten Kraft oder aber eine Druckverformung des Osteosynthesekonstrukts von mehr als 20 mm festgelegt.

Als Ursachen für das Erreichen des Studienendpunktes "plötzlicher Druckkraftverlust von 30 %" kamen z.B. ein Knochenbruch, ein Plattenbruch oder auch ein Bruch der Schrauben in Frage. Beim Erreichen des Studienendpunktes "Druckverformung des Osteosynthesekonstrukts von mehr als 20 mm" sind primär eine Verformung der Osteosyntheseplatte als auch ein Ausriss (Cutting out) der Schrauben denkbar. Die Definition dieser Studienendpunkte erfolgte in Anlehnung an vorangegangene Publikationen aus unserer Arbeitsgruppe (Bliemel et al., 2015; Bliemel et al., 2016; Bliemel et al., 2020).

Die Druckkraft eines jeweiligen Durchgangs, die zum Erreichen des Endpunktes notwendig war, sowie die Art des Versagens wurden dokumentiert. Ebenso wurde die Ursache für das individuelle Versagen dokumentiert.

### **2.9.1 Plastische Verformung**

Die plastische Verformung (in mm) ist definiert als die permanente Verformung des Konstrukts nach Abstellen der Belastung. Sie ist gleichzusetzen mit einer irreversiblen Formveränderung (Plastizität) nach dem Wegfall der Krafteinwirkung. Aus den so gewonnenen Messwerten der 500 Zyklen wurde anschließend der Mittelwert berechnet.

### **2.9.2 Druckverformung**

Unter der Druckverformung (in mm) versteht man die maximale reversible Verformung des Konstrukts unter der Belastung. Sie zeigt die Fähigkeit des Konstruktes, nach dem Wegfall der Krafteinwirkung, wieder in seine Ursprungsform zurückzukehren (Elastizität). Für jede Belastungsstufe wurde der Mittelwert der Messwerte aller Knochenproben berechnet.

## **2.10 Aufbau und Versuchsgestaltung**

Die Versuche erfolgten im biomechanischen Labor des Zentrums für Orthopädie und Unfallchirurgie (ZOU) des Universitätsklinikums Marburg. Jedes einzelne Femur wurde zentral und retrograd mit dem aus Technovit gegossenen Standfuß über eine spezielle Haltevorrichtung in die Instron 5566-Prüfmaschine eingespannt (Abb. 19). Die kugelgelagerte Vorrichtung ermöglichte die Positionierung des Testknochens in anatomischer Valgusstellung von 5-7°. Um dort Drehbewegungen des Knochens zu vermeiden, wurde der aus Technovit gegossene Kunststoffzylinder mittels Drehschrauben in der Vorrichtung fixiert. Dadurch, dass die obige Edelstahlplatte zweidimensional (anterior-posterior & medial- lateral) verschieblich ist, konnten Ausweichbewegungen kompensiert werden, um eine axiale Kraftübertragung bzw. physiologische Belastung auf die Femurkondyle zu gewährleisten. Vor dem Start eines jeden Prüfloses wurden die Messwerte auf null gesetzt. Es wurde anschließend der jeweilige Durchlauf gestartet, der durch die Software Bluehill® 2 kontrolliert wurde.

Dabei beeinflusste der zurückgelegte Weg der Traverse die Bewegungsgeschwindigkeit, die aus technischen Gründen maximal 250 mm/min betrug. Eine gesteigerte Druckkraft



und damit eine zunehmende plastische Verformung ließ somit die Frequenz (Zyklen pro Sekunde) sinken. Wurden 500 Zyklen absolviert, stoppte die Prüfmaschine automatisch.

Um anschließend Berechnungen und Auswertungen durchzuführen, erfolgte eine Datenerfassung von Zeit (in Sekunden [s]), Traversenweg (in Millimeter [mm]), Druckkraft (in Newton [N]), Druckverformung (in [mm]) sowie der Zahl der Zyklen in einem Intervall von 100 ms. Die Bluehill®-2-Software generierte darüber hinaus auf Grundlage der zyklischen Belastung die plastische Verformung in einer Grafik.

Vor und nach jeder Testung eines Femurs sowie bei Erreichen des Endpunktes erfolgte eine Fotodokumentation aus verschiedenen Betrachtungswinkeln.

### **2.11 Auswertung der Daten**

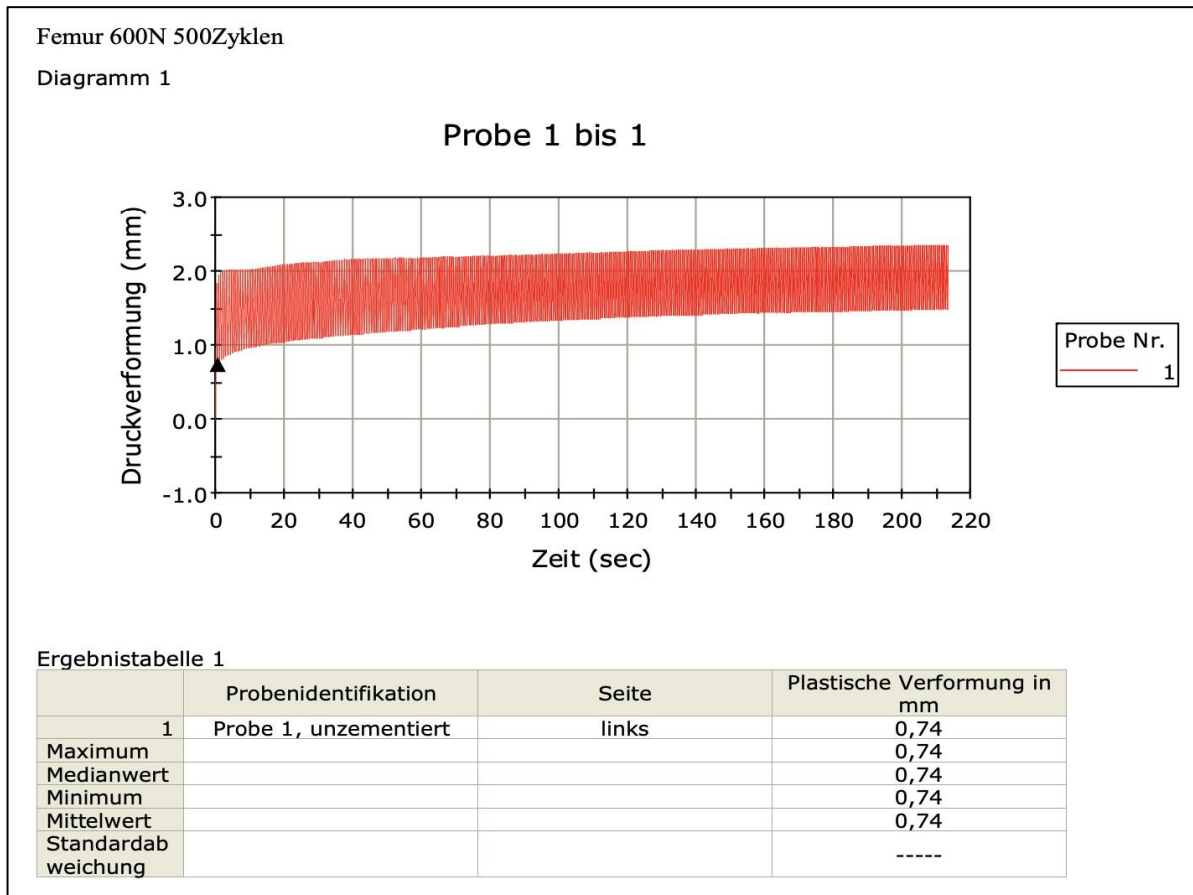
Die Untersuchung jedes einzelnen Femurs lieferte während der Durchläufe individuelle Daten, die auf dem Computer gespeichert wurden. Mithilfe des Programms Office Excel der Firma Microsoft® wurden die gewonnenen Daten ausgewertet und Diagramme erstellt, um die Beziehungen zwischen Druckverformung und Zeit sowie Druckverformung und Druckkraft grafisch veranschaulichen zu können. Das SPSS-Statistikpaket von IBM (IBM Corporation, Armonk, New York, USA) wurde genutzt, um die Daten auszuwerten. Mit Hilfe des Shapiro-Wilk-Testes wurden die erhobenen Daten auf Normalverteilung überprüft. Abhängig vom Ergebnis wurde ein gepaarter t-Test oder ein Wilcoxon-Rangsummentest für die statistische Auswertung durchgeführt. Das statistische Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt

### **2.12 Darstellung der Testdurchläufe**

In Abbildung 21 ist das Resultat des Testdurchlaufes der Knochenprobe 1, linke Seite, bei 600 N in einem Diagramm sowie in einer Ereignistabelle dargestellt, die durch die Bluehill®-2-Software generiert wurden. Das Diagramm zeigt die Druckverformung in Millimetern auf der y-Achse, die zu der Zeit in Sekunden auf der x-Achse in Beziehung gesetzt wird. Die anfängliche Druckaufnahme mit 100 N wird durch einen kleinen senkrechten schwarzen Pfeil dargestellt. Zu bestimmten Zeiten erscheinen punktuell die minimale sowie die maximale dynamische Druckverformung, welche sich in ihrer Gesamtheit zu Linien anordnen. Da diese Linien eng beieinander liegen, entsteht eine rote

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Fläche, welche die dynamische Druckverformung während der 500 Belastungszyklen widerspiegelt. Die Ereignistabelle zeigt die plastische Verformung nach dem abgeschlossenen Durchlauf in Millimetern.



**Abbildung 21: Illustration der Testdurchläufe.** Abgebildet ist der Testverlauf der Probe 1, linke Seite, während einer Belastung von 600 N und das dazugehörige Resultat der plastischen Verformung.

### 3 Ergebnisse

Nachdem zunächst die Ergebnisse der Knochendichtemessung aller Femora wiedergegeben werden, folgt eine Steifigkeitsberechnung der osteosynthetisch versorgten Knochen. Daraufhin werden separat für die Gruppen 1 und 2 die plastische Verformung sowie die Druckverformung am Ende der jeweiligen Testdurchläufe sowie die Art des Osteosyntheseversagens aufgeführt. Abschließend werden die Ergebnisse beider Gruppen miteinander verglichen.

#### 3.1 Knochendichte

In Tabelle 3 werden die Ergebnisse der DEXA-Messung mittels T-Score dargestellt. Wie bereits in Kapitel 2.3 erläutert, spricht man bei einem T-Score von weniger als -2,5 von Osteoporose. Wohingegen man bei einem T-Score von -1 bis -2,5 von einer Osteopenie spricht.

**Tabelle 3: T-Score-Werte der DEXA-Messungen.** 14 der 16 Knochenpaare wiesen eine Osteoporose auf. 2 Knochenpaare waren osteopen.

<b>Knochenpaar</b>	<b>T-Score Linke Seite</b>	<b>T-Score Rechte Seite</b>
1	-3,2	-3,0
2	-2,7	-2,5
3	-2,7	-3,3
4	-3,9	-3,9
5	-2,6	-2,9
6	-2,2	-2,8
7	-2,9	-2,3
8	-2,6	-2,6
<b>Mittelwert Gesamt</b>	<b>-2,9</b>	<b>-2,9</b>

Alle getesteten Knochen wiesen eine reduzierte Knochendichte auf. Der T-Score ergab bei 14 von 16 Knochen per Definition eine Osteoporose. Die Ergebnisse der Knochendichtemessung der Paare 2 (rechte Seite), 6 (linke Seite) und 7 (rechte Seite) waren mit einer Osteopenie gleichzusetzen. Die höchste Knochendichte wies mit einem Wert für den T-Score von -2,3 der rechte Knochen des Paares 7 auf. Die geringste

Knochendichte zeigte sich bei den beiden Knochen des Paares 4 mit einem T-Score-Wert von -3,9. Der Mittelwert der Knochendichte aller 16 Exemplare ergab einen T-Score-Wert von -2,9.

### 3.2 Berechnung der Steifigkeit

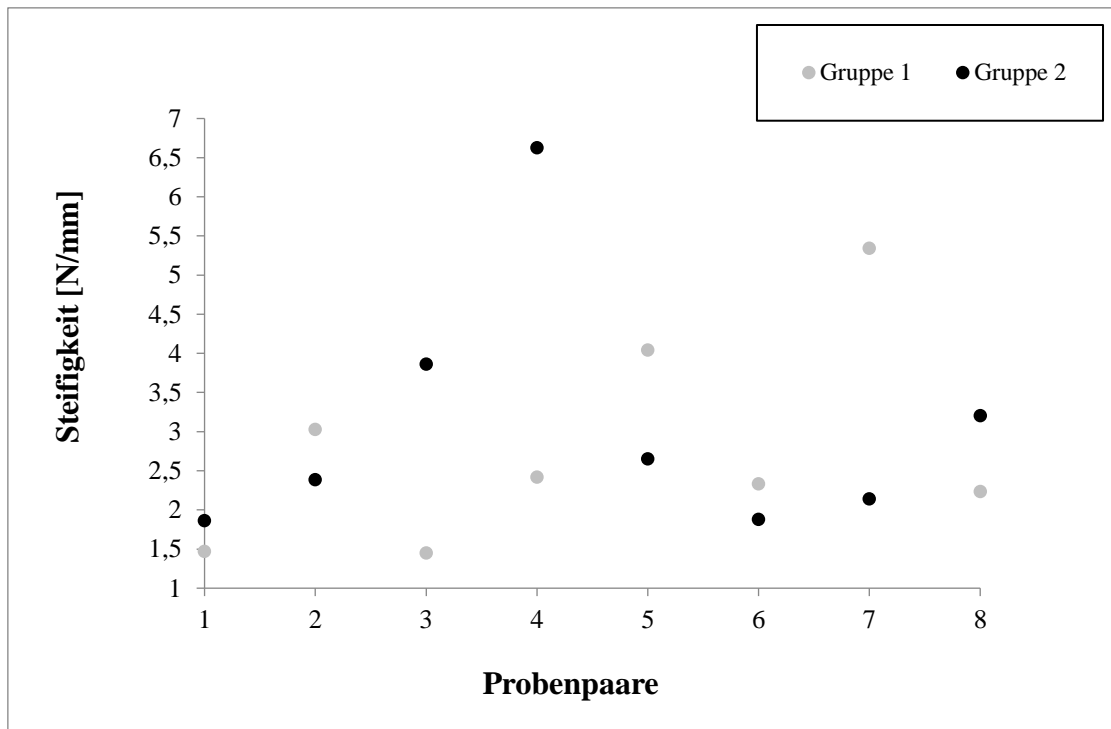
Bei einer Belastung von 1200 N versagten die ersten untersuchten Proben. Aus diesem Grund wurde bei einem Lastniveau von 1000 N eine Steifigkeitsanalyse der Konstrukte durchgeführt, da zu diesem Zeitpunkt noch alle Femora intakt waren (Tab. 4). In Gruppe 2 lag der Mittelwert bei 3,08 kN/mm (95 % CI: 1,49–4,66 kN/mm) im Gegensatz zu Gruppe 1, die einen Mittelwert von 2,79 kN/mm (95 % CI: 1,46–4,12 kN/mm) aufwies. Bei dieser Belastung war die Steifigkeit zwischen beiden Gruppen ohne signifikanten Unterschied ( $p = 0,889$ ).

**Tabelle 4: Absolutwerte der Steifigkeit in kN/mm.** Es sind die Absolutwerte der Steifigkeitsberechnung der Gruppe 1 und 2 bei einer Belastung mit 1000 N aufgeführt.

Probe	Gruppe 1	Gruppe 2
1	1,47	1,86
2	3,03	2,39
3	1,45	3,86
4	2,42	6,62
5	4,04	2,65
6	2,33	1,88
7	5,34	2,14
8	2,24	3,21
<b>Mittelwert</b>	2,79	3,08

Die Ergebnisse der Steifigkeitsberechnung werden in Abbildung 22 grafisch veranschaulicht und erlauben einen Vergleich der beiden Gruppen.

Den höchsten Wert für die Steifigkeit zeigte der zementierte Knochen von Probenpaar 4, wohingegen der geringste Wert für die Steifigkeit beim nicht zementierten Knochen des Probenpaares 3 festzustellen war.



**Abbildung 22. Vergleich der Steifigkeiten zwischen beiden Gruppen.** Das Diagramm zeigt die Resultate der Steifigkeitsberechnung bei 1000 N von allen Proben. Resultate der biomechanischen Eigenschaften

### 3.2.1 Gruppe 1: Zementfreie Osteosynthese

#### 3.2.1.1 Plastische Verformung

In der nachstehenden Tabelle 5 sind die absoluten Werte der plastischen Verformung in Millimetern der getesteten Knochen aus Gruppe 1 für die jeweilige Belastungsstufe bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens aufgeführt. Hier zeigt sich der Effekt der Sinterung und somit die Eigenschaft des Osteosynthesekonstrukts nach jeder Belastungsstufe bzw. Rutsch in der Probe eine neue Stabilität im osteoporotischen Knochen zu finden im Vergleich zur vorherigen Belastungsstufe.

Je höher die aufgebrachte Druckkraft war, desto mehr Knochen waren bereits in den vorangegangenen Belastungsdurchläufen durch Versagen aus der Gruppe der zu testenden Knochen herausgefallen. Bei Probe 2 führte dabei die maximale Belastung von 2600 N zum Versagen. Die Hälfte der acht Proben konnte bis zu einer Belastungsstufe von 2000 N und darüber hinaus geprüft werden bevor das Versagen eintrat.

**Tabelle 5: Die plastische Verformung (mm) der Femora in Gruppe 1.**

Belastungsstufe	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
600 N	0,74	2,53	1,17	1,56	2,48	0,6	1,05	0,4
800 N	0,53	0,47	0,88	0,63	1,28	1,2	0,3	0,4
1000 N	0,6	0,41	0,83	0,67	1,97	1,62	0,82	0,73
1200 N	2,52	0,61	1,02	0,75	Versagen	Versagen	4,32	0,68
1400 N	0,79	1,27	0,78	1,03			Versagen	0,77
1600 N	4,87	0,84	1,49	1,87				0,85
1800 N	Versagen	0,93	1,23	2,23				1,08
2000 N		0,49	1,28	1,98				0,94
2200 N		0,92	1,57	Versagen				Versagen
2400 N		1,48	Versagen					
2600 N		Versagen						

Für jede Belastungsstufe wurde aus den erzielten Absolutwerten der noch funktionsfähigen bzw. intakten Knochen der Mittelwert berechnet. Die größte plastische Verformung ergab sich mit 1,98 mm bei einer Belastung von 1600 N. Dagegen zeigte sich die geringste plastische Verformung mit 0,71 mm unter einer Druckkraft von 800 N. In Tabelle 6 sind die berechneten Mittelwerte der intakten Knochen aus Gruppe 1 wiedergegeben.

**Tabelle 6: Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora in Gruppe 1.**

N	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200
MW	1,32	0,71	0,95	1,65	0,93	1,98	1,36	1,17	1,25

### 3.2.1.2 Druckverformung

In der nachstehenden Tabelle 7 sind alle Absolutwerte der Druckverformung in Gruppe 1 aufgelistet

Die maximale Druckverformung, bis das Konstrukt letztendlich versagte, von 9,96 mm ergab sich bei Probe 4 unter einer Belastung von 1400 N, wohingegen die geringste Druckverformung von 1,37 mm bei Probe 1 unter einer Belastung von 800 N beobachtet werden konnte. Die maximale Druckkraft, die zum Versagen führte, lag bei 2600 N.

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

**Tabelle 7: Die Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 1.** Dokumentiert wurden die Resultate bis zu der Belastungsstufe, bei der die Knochen noch unversehrt geblieben sind.

Belastungsstufe	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
<b>600 N</b>	1,8	3,47	4,14	4,4	3,82	1,84	3,28	1,47
<b>800 N</b>	1,37	1,93	4,07	3,68	2,96	2,64	3,45	1,38
<b>1000 N</b>	1,78	2,22	1,57	4,2	4,65	3,79	4,45	2,13
<b>1200 N</b>	4,52	2,81	5,01	4,85	Versagen	Versagen	9,07	2,46
<b>1400 N</b>	2,65	3,81	4,79	9,96			Versagen	3,01
<b>1600 N</b>	4,66	4,79	4,54	6,8				4,48
<b>1800 N</b>	Versagen	6,87	3,01	7,52				4,92
<b>2000 N</b>		7,29	3,33	7,39				4,17
<b>2200 N</b>		9,4	3,43	Versagen				Versagen
<b>2400 N</b>		9,78	Versagen					
<b>2600 N</b>		Versagen						

Anschließend konnten die Mittelwerte aus den vorliegenden Daten, mit mindestens zwei Werten je Probe, für die Druckverformung (in mm) jeder Belastungsstufe bis 2200 N berechnet werden (Tab. 8). Je höher die Belastungsstufe war, umso weniger Daten konnten in die Berechnung mit einbezogen werden, da immer mehr Femora in den vorangegangenen Belastungsstufen bereits versagt hatten. Das Maximum der Druckverformung mit 6,43 mm zeigte sich bei einer Druckkraft von 2200 N. Das Minimum der Druckverformung war hingegen mit 2,69 mm bei 800 N festzustellen. Tendenziell stieg die Druckverformung mit steigender Druckkraft an. Der Durchschnitt aller Mittelwerte der Druckverformung in Gruppe 1 lag bei 4,47 mm.

**Tabelle 8: Mittelwerte der Druckverformung (mm) der Gruppe 1.** Aufgeführt sind die Mittelwerte der Druckverformung in mm jeder Belastungsstufe bis 2200 N.

N	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200
<b>MW</b>	3,03	2,69	3,1	4,79	4,04	5,05	5,58	5,55	6,43

### 3.2.1.3 Osteosyntheseversagen

In Gruppe 1 konnte für Probe 2 die größte Belastung ermittelt werden, bevor die Probe bei einer maximalen Druckkraft von 2600 N versagte. Alle anderen Femora des Untersuchungskollektivs frakturierten bereits bei weniger Belastung oder verformten sich mehr als 20 mm. Das Versagenskriterium wurde bereits unter 1200 N bei den Proben 5 und 6 erreicht.

In Tabelle 9 werden für die untersuchten Knochenproben die jeweilige Druckkraft, die zum Versagen und somit zum Erreichen des Studienendpunktes führte, unter Angabe von Art und Lokalisierung des Osteosyntheseversagens, aufgeführt.

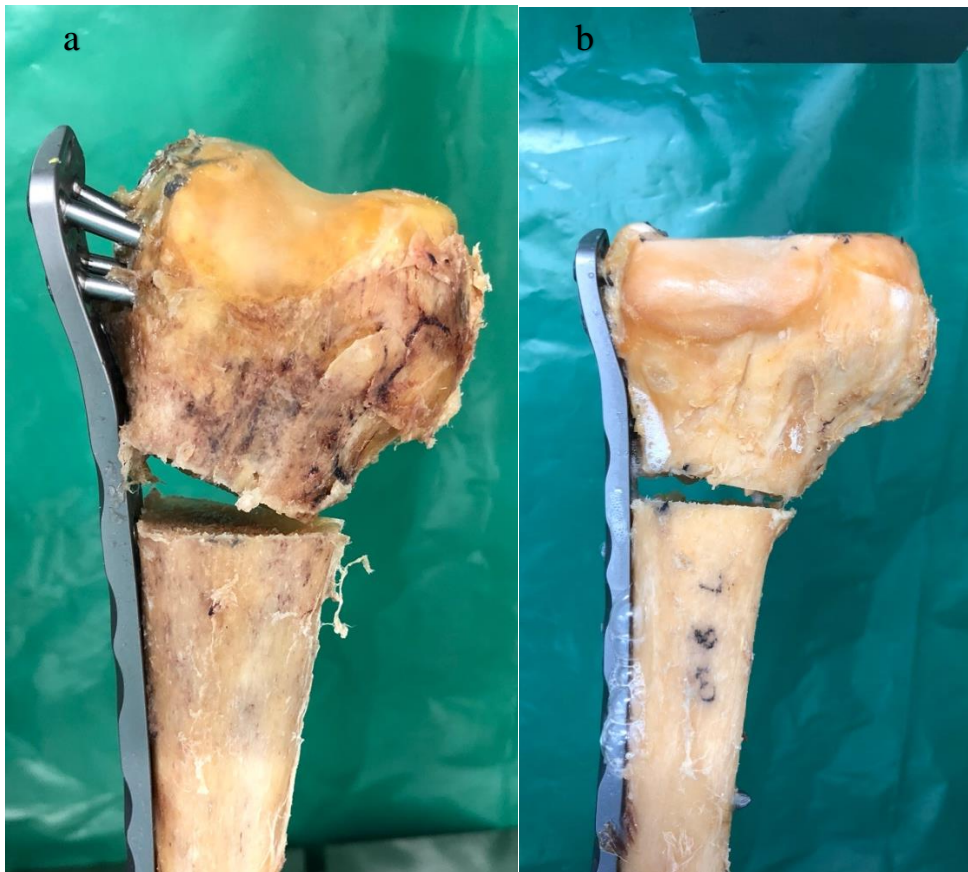
**Tabelle 9: Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 1.**

<b>Probe</b>	<b>Maximale Druckkraft</b>	<b>Art des Versagens</b>	<b>Lokalisation</b>
1	1800 N	Schraubenausriss	Kondyle
2	2600 N	Deformierung	Kondyle
3	2400 N	Schraubenausriss	Kondyle
4	2200 N	Deformierung	Kondyle
5	1200 N	Schraubenausriss	Kondyle
6	1200 N	Schraubenausriss	Kondyle
7	1400 N	Schraubenausriss	Kondyle
8	2200 N	Schraubenausriss	Kondyle

Sechs der nicht zementierten Proben erlitten einen Schraubenausriss in der Kondylenregion (Abb. 23a), wohingegen zwei der untersuchten Proben eine Deformierung der Kondylenregion aufwiesen (Abb. 23b).

Der Schaftbereich der untersuchten Femora blieb unterdessen bei allen Proben intakt. Bei einer Verformung von mehr als 20 mm stieß die distale Bruchkante an die des Femurschaftes an. Dies führte folglich zum Versuchsabbruch der laufenden Untersuchung bei allen Proben.





**Abbildung 23: Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 1.** a) Ausriss der Kondylenschrauben. Abgebildet ist der Schraubenausriss in der Kondylenregion als Grund für das Osteosyntheseversagen. b) Deformierung der Kondylenregion. Hier zeigt sich die Fraktur der lateralen Kondylenregion des linken Femurs, welche ebenfalls einen Grund für das Osteosyntheseversagen darstellte.

### 3.2.2 Gruppe 2: Zementaugmentierte Osteosynthese

#### 3.2.2.1 Plastische Verformung

In Tabelle 10 sind die absoluten Werte der plastischen Verformung (in mm) der getesteten Knochen aus Gruppe 2 dargestellt für die jeweilige Belastungsstufe bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens. Bei Probe 2 führte die maximale Belastung von 3600 N zum Versagen. Sechs der acht Proben erreichten Belastungsstufen von 2000 N und darüber hinaus.

**Tabelle 10: Plastische Verformung (mm) der Femora in Gruppe 2.**

Belastungsstufe	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
600 N	1,22	0,97	1,21	5,17	0,22	0,72	0,69	0,81
800 N	0,53	0,46	0,39	4,23	0,36	0,53	0,42	0,43
1000 N	0,88	0,22	0,47	1,68	0,46	0,43	0,43	0,26
1200 N	0,86	0,22	0,45	0,98	0,48	0,91	0,25	0,37
1400 N	1,45	0,49	0,44	9,78	0,65	Versagen	0,08	0,38
1600 N	Versagen	0,24	0,37	1,23	1,08		0,3	0,43
1800 N		0,58	0,57	2,56	13,03		0,33	0,57
2000 N		0,31	1,21	0,81	9,47		1,43	0,93
2200 N		0,66	1,03	7,78	Versagen		2,74	1,08
2400 N		0,48	2,16	Versagen			3,28	3,13
2600 N		0,26	3,73				Versagen	1,43
2800 N		0,68	Versagen					1,62
3000 N		0,62						7,33
3200 N		1,44						Versagen
3400 N		2,48						
3600 N		Versagen						

Auch hier wurde der Mittelwert aus den erreichten Absolutwerten berechnet, solange die Knochen noch unversehrt waren. Mit den vorliegenden Datensätzen wurden die Mittelwerte aus Gruppe 2 bis zu einer Druckkraft von 2600 N berechnet, die in Tabelle 11 aufgeführt sind.

**Tabelle 11: Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora in Gruppe 2.**

N	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400	2600
MW	1,38	0,92	0,6	0,57	0,61	0,61	2,94	2,36	2,66	2,26	1,81

Je höher die aufgebrauchte Druckkraft war, desto weniger Knochen hielten der Belastung stand. Bei einer initialen Druckkraft von 600 N nahm die plastische Verformung zunächst kontinuierlich ab bis zu einem Minimum von 0,57 mm bei 1200 N Druckkraft. Im weiteren Verlauf stiegen die Werte der plastischen Verformung wieder an, bis sie bei 1800 N ein Maximum von 2,94 mm erreichten. Ab diesem Wert zeigte sich dann ein

variabler Verlauf der plastischen Verformungen mit schwankenden Werten je höher die Druckkraft wurde.

### 3.2.2.2 Druckverformung

In der nachstehenden Tabelle 12 sind alle Absolutwerte der Druckverformung der Knochenproben von Gruppe 2 für jede Belastungsstufe aufgelistet, bis zum Versagen der Konstrukte. Die maximale Druckverformung von 13,35 mm ergab sich bei Probe 5 unter einer Belastung von 1800 N. Die geringste Druckverformung von 1,42 mm wurde bei Probe 6 unter 600 N Belastung beobachtet. Die maximale Druckkraft, welche zum Versagen führte, betrug 3600 N.

**Tabelle 12: Die Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 2.** Dokumentiert wurden die Resultate bis zu der Belastungsstufe, bei der die Knochen noch unversehrt geblieben sind.

Belastungsstufe	Probe 1	Probe 2	Probe 3	Probe 4	Probe 5	Probe 6	Probe 7	Probe 8
600 N	2,61	1,95	4,84	8,15	2,55	1,42	2,84	3,46
800 N	2,26	1,94	3,85	9,63	2,83	1,51	2,33	3,15
1000 N	2,86	2,33	4,45	7,34	3,55	2,02	2,9	3,86
1200 N	3,07	2,73	4,82	7,17	4,39	2,53	3,55	4,23
1400 N	3,78	3,33	5,21	7,44	5,32	Versagen	3,91	4,72
1600 N	Versagen	3,57	5,68	8,05	6,44		4,06	4,96
1800 N		4,29	6,19	4,73	13,35		4,47	5,20
2000 N		5,65	6,82	4,05	11,55		5,20	5,61
2200 N		7,16	7,18	7,89	Versagen		6,37	5,90
2400 N		8,74	8,31	Versagen			6,33	7,40
2600 N		9,61	9,22				Versagen	6,34
2800 N		7,70	Versagen					6,30
3000 N		8,24						9,00
3200 N		9,12						Versagen
3400 N		11,92						
3600 N		Versagen						

Aus den vorliegenden Absolutwerten der Druckverformung (in mm) konnten die jeweiligen Mittelwerte bis zu einer Belastungsstufe von 3000 N berechnet werden. Sie sind in Tabelle 13 dargestellt. Je größer die Belastungsstufe war, umso weniger Daten konnten in die Berechnung mit einbezogen werden.

**Tabelle 13: Mittelwerte der Druckverformung (mm) der Femora in Gruppe 2.**

N	600	800	1000	1200	1400	1600	1800	2000	2200	2400	2600	2800	3000
MW	3,48	3,44	3,66	4,06	4,80	5,46	6,37	6,48	6,9	7,70	8,39	7,00	8,63

Das Maximum der Druckverformung mit 8,63 mm zeigte sich bei einer Druckkraft von 3000 N. Dagegen war das Minimum der Druckverformung mit 3,44 mm bei 800 N festzustellen. Tendenziell stieg die Druckverformung mit steigender Druckkraft an. Der Durchschnitt aller Mittelwerte der Druckverformung in Gruppe 2 lag bei 5,87 mm.

### 3.2.2.3 Osteosyntheseversagen

Die Last, die zum Versagen des Osteosynthesekonstrukts führte, war in Probe 2 mit 3600 N am größten. Die anderen Proben des Untersuchungskollektivs frakturierten oder verformten sich > 20 mm bereits bei geringerer Belastung. Die Last die zum Versagen des Osteosynthesekonstrukts führte war mit 1400 N bei Probe 6 am geringsten.

In Tabelle 14 werden für die untersuchten Knochenproben die jeweilige Druckkraft, die zum Versagen und somit zum Erreichen des Studienendpunktes führte, unter Angabe von Art und Lokalisierung des Osteosyntheseversagens aufgeführt.

**Tabelle 14: Osteosyntheseversagen der Femora in Gruppe 2.**

Probe	Maximale Druckkraft	Art des Versagens	Lokalisation
1	1600 N	Deformierung	Kondyle
2	3600 N	Deformierung	Kondyle
3	2800 N	Fraktur	Kondyle
4	2400 N	Schraubenausriss	Kondyle
5	2200 N	Schraubenausriss	Kondyle
6	1400 N	Schraubenausriss	Kondyle
7	2600 N	Schraubenausriss	Kondyle
8	3200 N	Schraubenausriss	Kondyle

Fünf der zementierten Proben erlitten einen Schraubenausriss in der Kondylenregion, wohingegen zwei eine Deformierung der Kondyle erlitten. Eine Fraktur der

Kondylenregion kam einmalig bei Probe 3 vor (Abb. 24). Der Schaftbereich der untersuchten Femora blieb bei allen Proben intakt.



**Abbildung 24: Kondylenfraktur in der Aufsicht.** Zu erkennen ist die gebrochene Gelenkfläche des rechten Femurs der Probe 3.

### 3.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse

Für eine direkte Gegenüberstellung der biomechanischen Merkmale der Femora aus Gruppe 1 und Gruppe 2 wurden die Werte der durchgeführten Testreihen analysiert. Diese Analyse erfolgte anhand der Daten, die bei einer Belastungsstufe von 1000 N Druckkraft erzielt wurden, da bis zu diesem Wert alle untersuchten Proben unversehrt blieben.

In Tabelle 15 sind für beide Gruppen die Mittelwerte für die plastische Verformung und die Druckverformung bei 1000 N sowie die durchschnittliche Druckkraft, die zu einem Osteosyntheseversagen führte, dargestellt.

**Tabelle 15: Gegenüberstellung der biomechanischen Merkmale der Femora in Gruppe 1 und 2.**

	<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>
<b>Plastische Verformung (1000N)</b>	0,96 mm	0,6 mm
<b>Druckverformung (1000N)</b>	3,1 mm	3,66 mm
<b>Mittleres Osteosyntheseversagen</b>	1875 N	2475 N

In Gruppe 1 fielen die Werte der plastischen Verformung durchschnittlich höher und die Mittelwerte der Druckverformung niedriger aus als in Gruppe 2.

Die Knochenproben aus Gruppe 2 hielten mit durchschnittlich 2475 N (95 % CI: 1990 N – 2960 N) höheren Druckkräften stand als die Proben aus Gruppe 1 mit 1875 N (95 % CI: 1515 N – 2235 N).

Die plastische Verformung sowie die Druckverformung in beiden Gruppen werden in den folgenden Abschnitten ausführlich gegenübergestellt. Dazu werden die jeweiligen Mittelwerte aus den Belastungsstufen von 600 N bis 2000 N miteinander verglichen, da innerhalb dieser Belastungsstufen im Durchschnitt die meisten Ergebnisse der Probenpaare vorlagen, bevor durch Belastungsstufen über 2000 N immer mehr Probenpaare versagten.

Um beide Gruppen direkt miteinander vergleichen zu können, wurden die Werte genutzt, die bei einer Belastung von 1000 N Druckkraft erzielt wurden. Es erfolgt im nächsten Kapitel die Gegenüberstellung von Art und Häufigkeit des Osteosyntheseversagens in den beiden untersuchten Gruppen.

### **3.3.1 Gegenüberstellung der plastischen Verformung**

Die Hälfte der Knochenproben aus Gruppe 1 erzielte bezüglich der plastischen Verformung höhere Werte in den Belastungsstufen von 1000 N bis 1600 N.

Demgegenüber wiesen die Femora aus Gruppe 2 in den ersten beiden Belastungsstufen von 600 N bis 800 N sowie in den Belastungsstufen von 1800 N bis 2000 N größere Werte hinsichtlich der plastischen Verformung auf.

Sowohl der höchste als auch der niedrigste Mittelwert der plastischen Verformung zeigte sich in Gruppe 2 bei einer Druckkraft von 1800 N (2,94 mm) beziehungsweise 1200 N (0,43 mm).

Die durchschnittlichen Mittelwerte waren in den beiden Gruppen ohne signifikanten Unterschied.

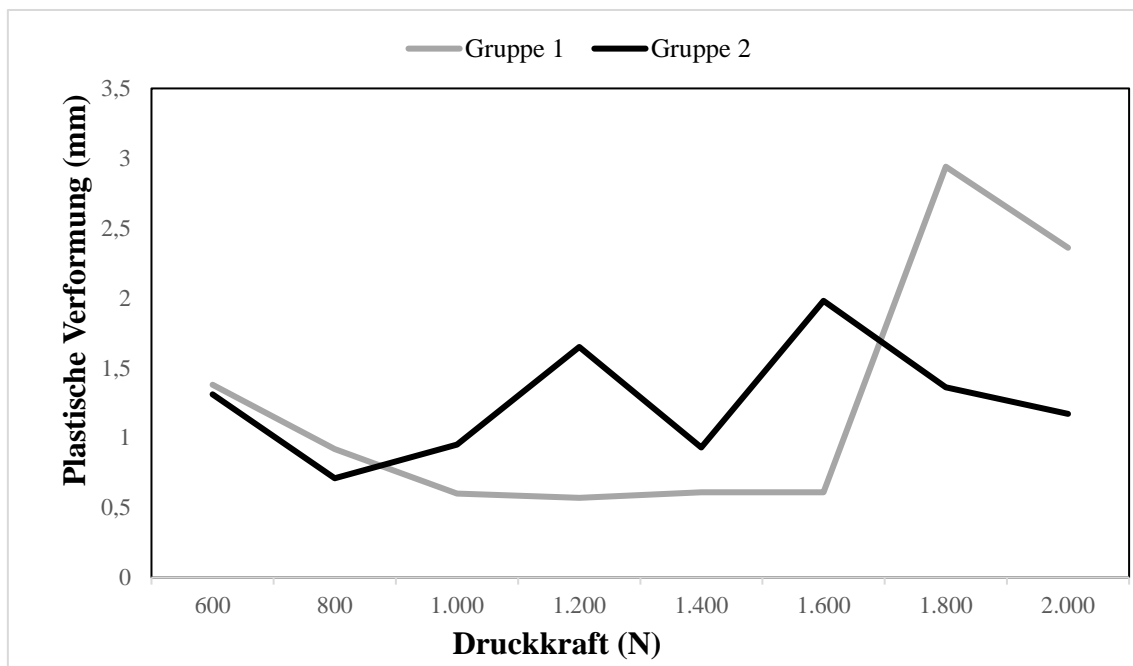
Da bis zu einer Belastung von 2000 N noch mindestens die Hälfte der Proben je Gruppe unversehrt blieben, konnten in beiden Gruppen für die Belastungsstufen die Mittelwerte

der plastischen Verformung sowie die durchschnittlichen Mittelwerte ermittelt werden, die in Tabelle 16 wiedergegeben sind.

**Tabelle 16: Mittelwerte der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und 2.** Aufgelistet sind die jeweiligen Belastungsstufen beider Gruppen und die dazugehörigen Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) sowie für alle Belastungsstufen bis 2000 N der Mittelwert für beide Gruppen.

	600 N	800 N	1000 N	1200 N	1400 N	1600 N	1800 N	2000 N	MW
<b>Gruppe 1</b>	1,31	0,71	0,95	1,65	0,93	1,98	1,36	1,17	1,26
<b>Gruppe 2</b>	1,38	0,92	0,6	0,57	0,61	0,43	2,94	2,36	1,25

In Abbildung 25 werden die Ergebnisse bezüglich der mittleren plastischen Verformung grafisch dargestellt.

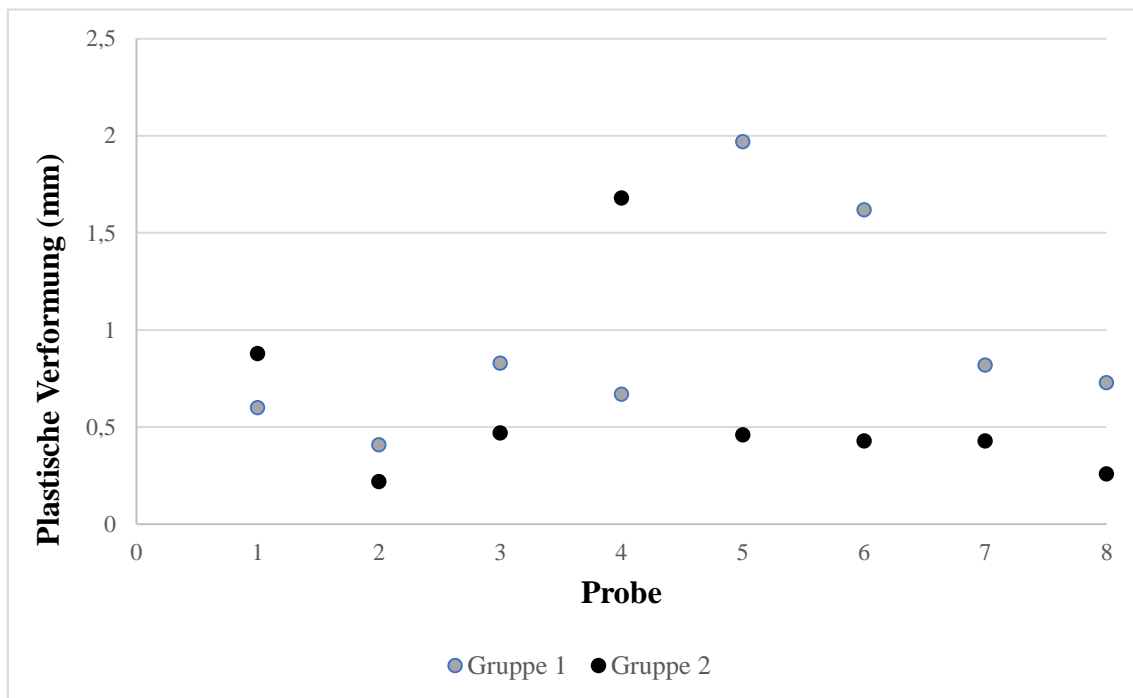


**Abbildung 25: Verlauf der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und 2.** Die Grafik stellt den Verlauf der mittleren plastischen Verformung aller Proben beider Gruppen für eine stufenweise Erhöhung der Belastung von 600 N bis 2000 N Druckkraft dar.

Für einen direkten Vergleich der Ergebnisse beider Gruppen miteinander wurde die plastische Verformung der Osteosynthesekonstrukte bei einem Belastungsniveau von 1000 N analysiert, da bei dieser Stufe noch alle Knochenproben intakt waren. Die Absolutwerte (mm) bei dieser Belastung sind in Tabelle 17 dargestellt. Die grafische Veranschaulichung ist Abbildung 26 zu entnehmen.

**Tabelle 17: Absolutwerte der plastischen Verformung (mm) der Femora bei einer Druckkraft von 1000 N.**

Probe	Gruppe 1	Gruppe 2
1	0,60	0,88
2	0,41	0,22
3	0,83	0,47
4	0,67	1,68
5	1,97	0,46
6	1,62	0,43
7	0,82	0,43
8	0,73	0,26

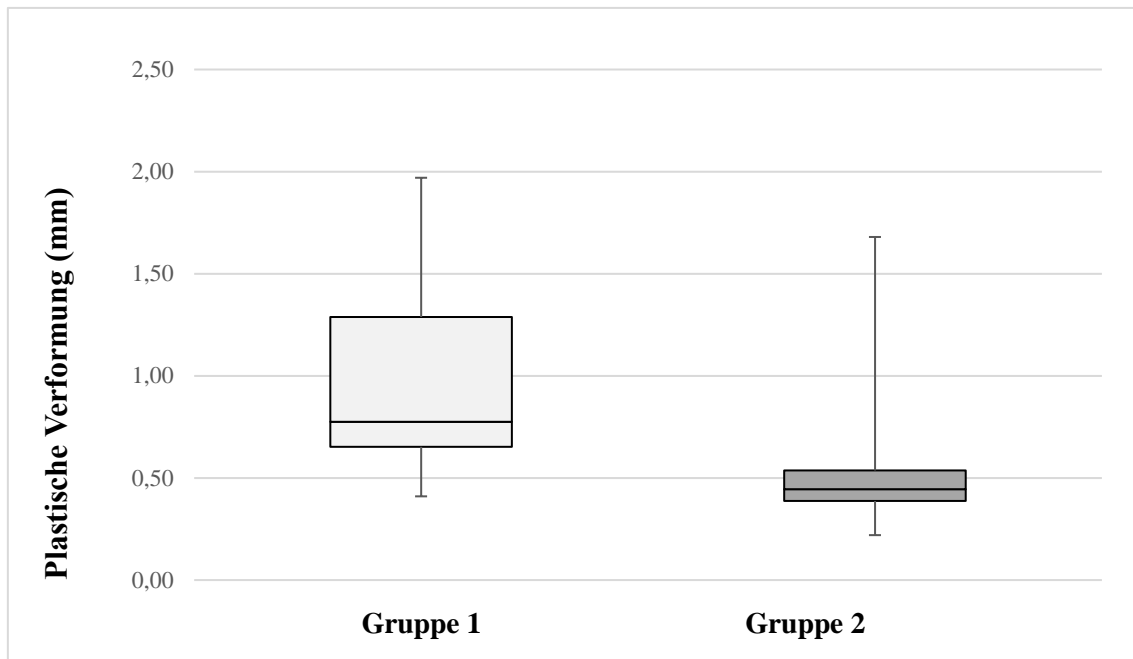


**Abbildung 26: Vergleich der plastischen Verformung der Femora in Gruppe 1 und Gruppe 2 bei einer Belastung von 1000 N.**

Bei einer Druckkraft von 1000 N konnte mit 1,97 mm für die Probe 5 aus Gruppe 1 die größte plastische Verformung festgestellt werden. Insgesamt wies Gruppe 1 in sechs von acht Fällen ein höheres Niveau als Gruppe 2 auf. Für Probe 2 aus Gruppe 2 konnte mit 0,22 mm die geringste plastische Verformung ermittelt werden. Am stärksten divergierten die Werte der Probe 5 mit einer Differenz von 0,51 mm.



Wie in Abbildung 27 gezeigt wird, ist eine höhere Variabilität der plastischen Verformung in Gruppe 1 festzustellen. In Gruppe 1 lag der Mittelwert bei 0,96 mm (95 % CI: 0,41–1,50 mm). Gruppe 2 wies hingegen einen Mittelwert von 0,60 mm (95 % CI: 0,13–1,08 mm) auf. Dieser numerische Unterschied in der plastischen Verformung zwischen beiden Arten der Osteosynthese blieb ohne statistische Signifikanz ( $p = 0,161$ ).



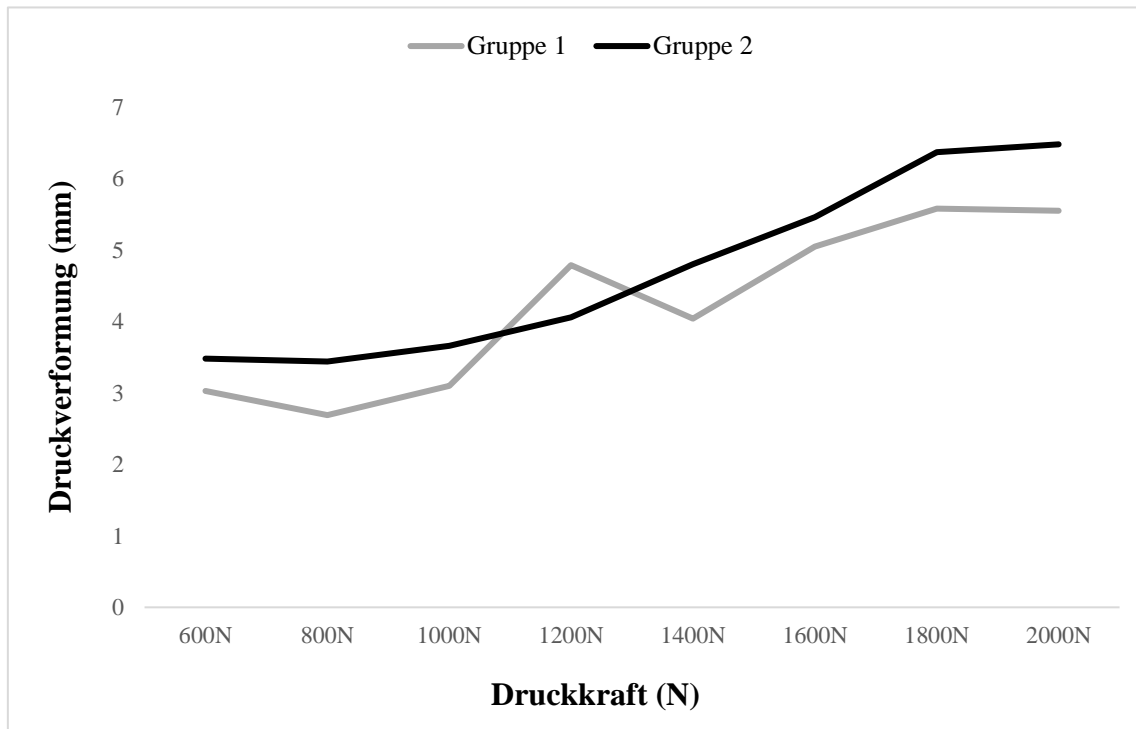
**Abbildung 27: Boxplot der plastischen Verformung der Femora bei einer Druckkraft von 1000 N.** Minimum und Maximum werden durch die Begrenzung der Striche (Whisker) nach unten und oben gekennzeichnet. Der Abstand zwischen Minimum und Maximum gibt die Spannweite, ein Maß der Variabilität, an.

### 3.3.2 Gegenüberstellung der Druckverformung

Konform zur Analyse der plastischen Verformung, wurde die Druckverformung beider Gruppen bezüglich der Mittelwerte aus den Belastungsstufen von 600 N bis 2000 N analysiert. Ebenso erfolgte ein direkter Vergleich beider Gruppen bei 1000 N Druckkraft. Die Mittelwerte der Druckverformung der jeweiligen Belastungsstufen beider Gruppen sind in Tabelle 18 wiedergegeben und in Abbildung 28 grafisch veranschaulicht.

**Tabelle 18: Mittelwerte der Druckverformung der Femora in Gruppe 1 und 2.** Es sind für beide Gruppen die Mittelwerte der plastischen Verformung (mm) für die einzelnen Belastungsstufen sowie deren Mittelwert dargestellt..

	600 N	800 N	1000 N	1200 N	1400 N	1600 N	1800 N	2000 N	MW
<b>Gruppe 1</b>	3,03	2,69	3,1	4,79	4,04	5,05	5,58	5,55	4,23
<b>Gruppe 2</b>	3,48	3,44	3,66	4,06	4,8	5,46	6,37	6,48	4,72



**Abbildung 28: Verlauf der Druckverformung der Femora in Gruppe 1 und 2.** Die Grafik stellt den Verlauf der mittleren Druckverformung aller Proben für beide Gruppen bei einer Belastung von 600 N bis 2000 N dar.

In Gruppe 1 konnte nach einem initialen kurzen Absinken der Druckverformung auf ein Minimum von 2,69 mm bei 800 N Druckkraft eine nahezu kontinuierliche Steigerung bis auf ein Maximum von 5,58 mm Druckverformung bei einer Belastung von 1800 N festgestellt werden. Einen nahezu gleichen Verlauf, jedoch insgesamt mit höheren Werten der Druckverformung, konnte bei den Femora aus Gruppe 2 festgestellt werden. Auch hier zeigte sich zunächst bei 800 N Belastung ein Minimum mit 3,44 mm, bis unter einer Belastung von 2000 N das Maximum von 6,48 mm erreicht wurde. Der durchschnittliche Mittelwert für die Belastungsstufen von 600 N bis 2000 N lag in Gruppe 1 bei 4,23 mm und in Gruppe 2 bei 4,72 mm.

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Somit zeigte sich, dass die durchschnittliche Druckverformung in Gruppe 2 um 0,49 mm höher als in Gruppe 1 war.

In Tabelle 19 sind die Ergebnisse für die Druckverformung aller Knochenproben unter 1000 N Belastung für beide Gruppen dargestellt, womit ein direkter Vergleich möglich wird. Auch hier liegt der Mittelwert in Gruppe 2 mit 3,66 mm um 0,55 mm höher als in Gruppe 1 mit 3,1 mm.

**Tabelle 19: Absolutwerte der Druckverformung (mm) unter 1000 N Belastung in Gruppe 1 und 2.**

<b>Probe</b>	<b>Gruppe 1</b>	<b>Gruppe 2</b>
1	1,78	2,86
2	2,22	2,33
3	1,57	4,45
4	4,20	7,34
5	4,65	3,55
6	3,79	2,02
7	4,45	2,9
8	2,13	3,86
<b>Mittelwert</b>	3,10	3,66

In Abbildung 29 werden die Ergebnisse aus Tabelle 19 grafisch veranschaulicht.

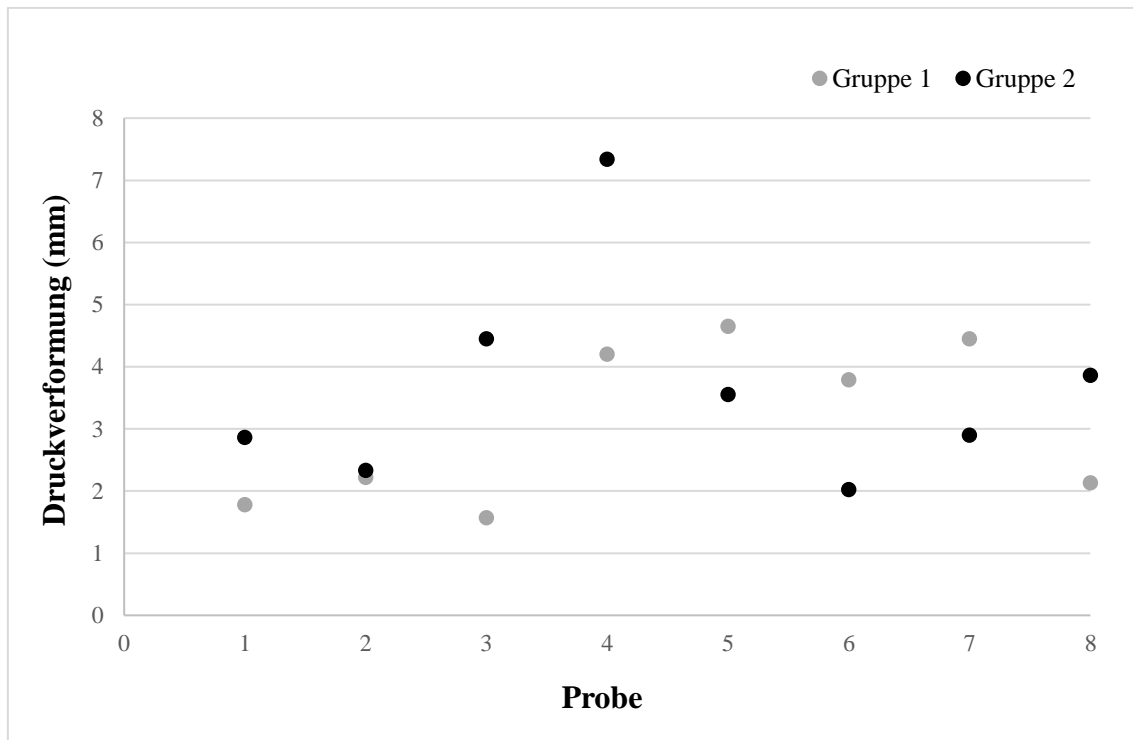


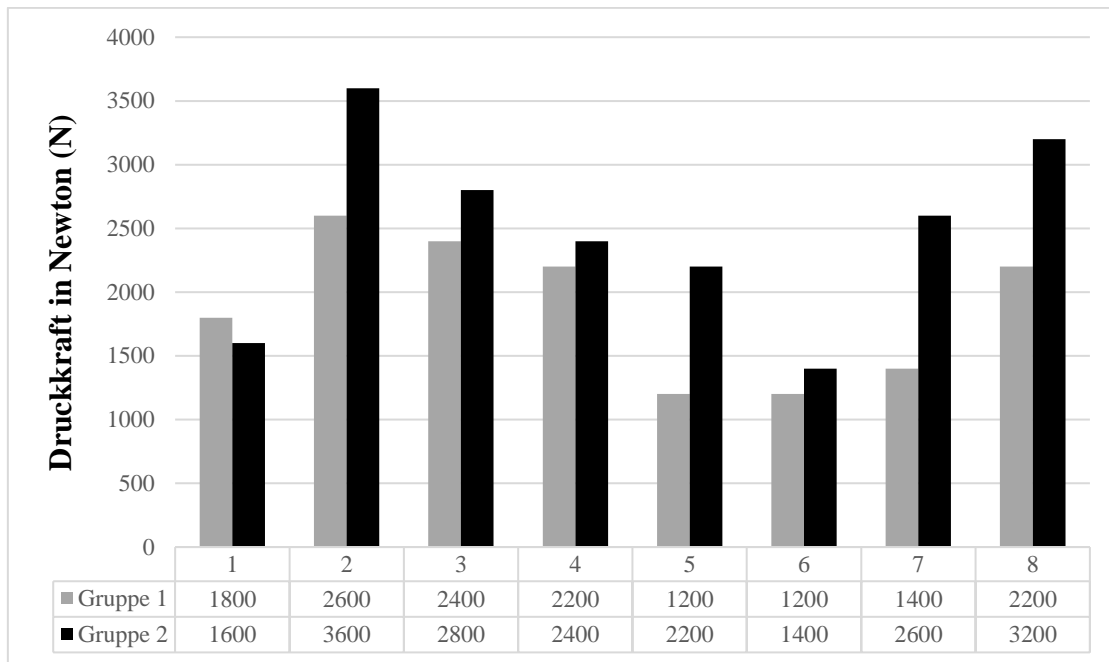
Abbildung 29: Vergleich der Druckverformung bei einer Belastung von 1000 N in Gruppe 1 und 2.

In Gruppe 1 kam es bei Probe 3 mit 1,57 mm zu einer minimalen Druckverformung, wohingegen sich Probe 5 mit 4,65 mm am stärksten verformte. Es ergab sich somit zwischen Minimum und Maximum eine Differenz von 3,08 mm.

In Gruppe 2 wurde für Probe 6 mit 2,02 mm der geringste Wert festgestellt, der somit 5,32 mm niedriger lag als die maximale Druckverformung von Probe 4 mit 7,34 mm.

### 3.3.3 Gegenüberstellung der Ergebnisse zum Osteosyntheseversagen

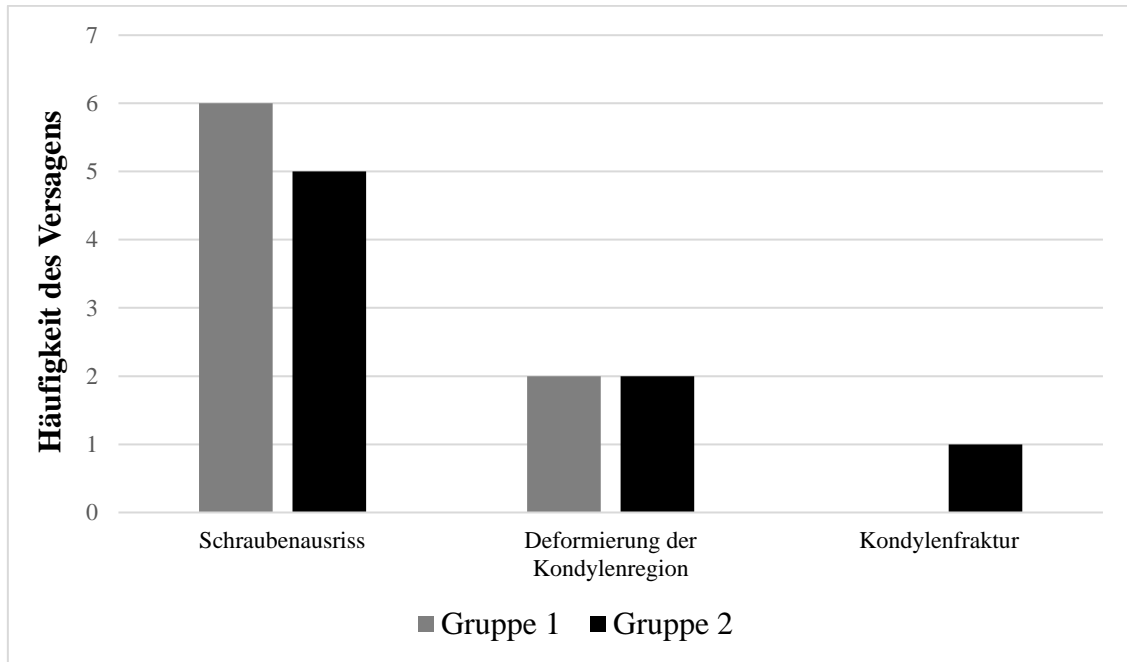
Die mittlere Druckkraft, die in Gruppe 1 bei allen Knochenproben zum Osteosyntheseversagen führte, betrug 1875 N (95 % CI: 1320 N–2430 N). Im Gegensatz dazu betrug in Gruppe 2 der Mittelwert der Druckkraft 2475 N (95 % CI: 1727–3223 N). Dieser Unterschied war statistisch signifikant ( $p = 0,024$ ). In Abbildung 30 sind für die einzelnen Knochenproben beider Gruppen die Druckkräfte dargestellt, die zum Versagen führten.



**Abbildung 30: Druckkraft, die zum Osteosyntheseversagen der Femora führte.** Das Diagramm gibt die jeweiligen Druckkräfte wieder, die basierend auf den zyklischen Belastungstests bei allen Knochenproben zum Versagen geführt haben.

Bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens lagen die Druckkräfte in Gruppe 2, mit Ausnahme des ersten Probenpaares, durchweg höher als in Gruppe 1. Die geringsten Druckkräfte, die zu einem Osteosyntheseversagen führten, zeigten sich bei Probe 5 und 6 in Gruppe 1 mit jeweils 1200 N, wohingegen für Probe 2 aus Gruppe 2 ein Maximum von 3600 N festgestellt wurde.

Bezüglich der Lokalisierung und der Versagensart aller durchgeführten Osteosynthesen zeigten sich Schraubenausrisse in der Kondylenregion. Hierbei resultierte eine mehr als 20 mm große Verformung bzw. das Abscheren des distalen Femurs, das zum Versagen führte. Des Weiteren kam es zu Deformierungen der Kondylenregion sowie zur Kondylenfraktur. Der Femurschaft blieb bei allen Exemplaren intakt. Die Ergebnisse sind für beide Gruppen in Abbildung 31 vergleichend dargestellt.



**Abbildung 31: Vergleich des Osteosyntheseversagens der Femora.** Die Abbildung veranschaulicht Art und Häufigkeit des Osteosyntheseversagens in beiden Gruppen.

Am häufigsten führte ein Schraubenausriss aus der Kondylenregion zum Osteosyntheseversagen. Dies war bei insgesamt elf Ereignissen der Fall, von denen sechs in Gruppe 1 und fünf in Gruppe 2 ohne signifikanten Unterschied ( $p = 0,619$ ) auftraten. Je zwei Deformierungen der Kondylenregion fanden sich in Gruppe 1 und 2 ( $p = 1,000$ ). Eine Fraktur der Kondylenregion wurde einmal in Gruppe 2 beobachtet ( $p = 0,334$ ). Schaftfrakturen fanden sich in keiner Gruppe. Hinsichtlich der Häufigkeit ergab sich in keiner Art des Osteosyntheseversagens ein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen.

## 4 Diskussion

Die vorliegende Dissertationsarbeit analysierte erstmalig den Einfluss neu entwickelter, fenestrierter zementierbarer Kondylenschrauben zur Fixierung der polyaxial, winkelstabilen NCB-DF Plattenosteosynthesen bei der Behandlung distaler Femurfrakturen unter biomechanischen Gesichtspunkten. Als Frakturmodell wurde eine AO 33-A3 Fraktur erzeugt.

Die Zementaugmentation der kanülierten Kondylenschrauben in Gruppe 2 führte im Vergleich zur konventionellen Plattenosteosynthese in Gruppe 1 zu einer signifikanten Erhöhung der axialen Druckbelastbarkeit bis zum Versagen des Osteosynthesekonstrukts (Bäumlein et al., 2020).

Die Zementaugmentation zur verbesserten Verbindung der Knochen-Implantat-Grenzfläche von metallischen Implantaten mit dem Knochen ist eine gängige Technik und in der modernen chirurgischen Versorgung weit verbreitet. Neben der Jahrzehnte alten Endoprothesenfixation mit Knochenzement ist diese Anwendung in der Schraubenfixation in den vergangenen Jahren zunehmend in den Fokus der Wissenschaft gerückt. Eine Anwendung im Bereich der Fixation von Pedikelschrauben ist ebenfalls schon länger bekannt (Gasbarrini et al., 2017).

Um die positiven Effekte einer verbesserten Verankerung einer zementaugmentierten Schraubenosteosynthese auch auf andere Arten der Frakturversorgung zu übertragen, bestehen derzeit auf internationaler Ebene zahlreiche Forschungsvorhaben. Diese positiven Effekte auf die Frakturheilung konnten bereits in einer Vorarbeit unserer Arbeitsgruppe auf die Versorgung distaler Femurfrakturen übertragen werden (Bliemel et al., 2016). Die genannte Untersuchung von zementaugmentierten, jedoch nicht kanülierten Schrauben ergab eine signifikante Steigerung der maximalen Belastung bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens. Auch *Goodnough et al.* untersuchten in einer Metaanalyse den Einsatz von Zementaugmentation von intertrochantären Femurfrakturen bei geriatrischen Patienten mit reduzierter Knochenqualität, und bestätigten bessere Ergebnisse der Osteosynthesekonstrukte sowie das verringerte Auftreten von Frakturdislokationen (Goodnough et al., 2021).

Ebenso bestätigte sich in der hier vorliegenden Arbeit, unter Verwendung kanülierter Schrauben, der Zusammenhang, dass die Zementaugmentation in Gruppe 2 zu einer signifikanten Erhöhung der Belastung bis zum Eintreten des Osteosyntheseversagens führte (Bäumlein et al., 2020). Es wird vermutet, dass ein solcher Anstieg der Belastbarkeit durch eine Vergrößerung der Knochen-Implantat-Grenzfläche der zementierten Kondylenschrauben bedingt wird, was wiederum zu einem erhöhten Widerstand im osteoporotischen Knochen führt (Kammerlander et al., 2016).

*Bliemel et al.* beschrieben in der zementaugmentierten Gruppe bei sehr ähnlichen biomechanischen Angriffspunkten und einem identischen Versuchsaufbau sowie demselben Frakturmodell eine durchschnittliche Bruchlast von 2420 N im Vergleich zur nicht zementierten Kontrollgruppe von 1620 N (Bliemel et al., 2016). Die in der hier vorliegenden Arbeit dokumentierte Bruchlast von kanülierten zementierten Schrauben in Gruppe 2, bei identischer Osteosynthese, ergab im Durchschnitt eine Bruchlast von 2475 N im Vergleich zur Kontrollgruppe von 1875 N. Damit sind sowohl die Absolutwerte für die jeweilige Bruchlast als auch die Steigerung der Bruchlast durch die Zementaugmentation von ca. 30 % ähnlich. Die hier vorgelegten Studienergebnisse belegen, dass die biomechanischen Eigenschaften der neu entwickelten, hier verwendeten kanülierten Schrauben denen der bisher verwendeten Augmentationsverfahren mit Zement in biomechanischen Aspekten ebenbürtig sind. In diesem Zusammenhang könnte – um die strukturelle Unterstützung des Implantats zu verbessern – die Einführung von fenestrierten Spongiosaschrauben zur Implantataugmentation eine weitere Innovation gegenüber der bisherigen Forschung zu diesem Thema darstellen.

Neben der deutlich verbesserten Bruchlast zeigten sich in der bereits erwähnten Untersuchung von *Bliemel et al.* Limitationen im Operationsablauf (Bliemel et al., 2016). So konnte eine solche konventionelle Spongiosaschraube innerhalb eines kurzen Zeitfensters erst nach Einbringen des PMMA-Zements in das Bohrloch erfolgen. Ein weiterer Nachteil dieses Verfahrens ist, dass einmal eingebrachte Schrauben durch das Abbinden des PMMA-Zements nur nach destruktiver Lösung der Schraube vom Zementkörper möglich ist. Damit sind sekundäre Korrekturen generell nur schwer möglich.

Die hier vorliegende Arbeit hatte zum Ziel, die kanülierte Schraube hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften in der Versorgung distaler Femurfrakturen zu untersuchen.



Der besondere Vorteil dieses Verfahrens besteht darin, dass der Knochenzement erst nach optimaler Positionierung der Schraube eingebracht wird. Hieraus resultiert eine verbesserte Applikation im operativen Ablauf. Der Knochenzement tritt durch kleine Perforationslöcher entlang des gesamten Schraubengewindes aus und verteilt sich entlang der Schraubenlängsachse. Dadurch stellt der Knochenzement eine optimale Verbindung zwischen dem Gewinde und der Spongiosa her.

Eine kraftschlüssige Positionierung ist in einem Osteoporose-geschädigten Patientenkollektiv besonders wichtig, kann jedoch schlecht im operativen Verlauf vor einer Schraubenpositionierung vorhergesagt werden. Somit ist eine bedarfsgerechte Neupositionierung der Schraube, ohne bereits erfolgter Zementinfiltration, für das Patienten-Outcome besonders vorteilhaft. Eine Anwendung kanülierter Schrauben gegenüber der konventionellen Augmentationstechnik kann somit als eine Optimierung in der Osteosynthese angesehen werden.

Ähnliche Feststellungen konnten schon für die Verwendung kanülierter Schrauben bei sakroiliakaler Schraubenfixation gemacht werden. Hier konnten im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren sowohl eine intraoperative Zeitersparnis als auch eine geringere applizierte Zementmenge dokumentiert werden (Hack et al., 2018). Damit wäre davon auszugehen, dass ein solches Verfahren auch die Risiken für eine Zementembolisation reduziert und solche Vorteile auch für die in dieser vorliegenden Untersuchung verwendeten Spongiosaschrauben gelten.

Ebenso finden kanülierte zementaugmentierte Schrauben in der Wirbelsäulen Chirurgie bereits Anwendung. In diesem Kontext überprüften *Saadeh et al.* in einer Metaanalyse diverse Veröffentlichungen, die sich mit zementaugmentierten gefensterten Schrauben befassten, und kamen zu dem Schluss, dass diese Schrauben eine effektive Anwendung sein können, um eine verbesserte Schraubenfixation bei Patienten mit Osteoporose zu erreichen (Saadeh et al., 2020). Dabei konnte festgestellt werden, dass durch die Einbringung von PMMA-Zement in das Bohrloch und der anschließenden Insertion einer einfachen Pedikelschraube die Bruchlast signifikant erhöht werden konnte.

Die bereits erwähnte biomechanische Studie von *Bliemel et al.* zur Frakturfixation bei distalen Femurfrakturen verwendete Polymethylmethacrylat (PMMA)-Zement zur Augmentation der Kondylenschrauben (Bliemel et al., 2016). Derzeit werden jedoch

verstärkt zementbedingte Probleme im Zusammenhang mit Störungen des Knochenstoffwechsels diskutiert. Die exotherme Aushärtung von PMMA-Zement erzeugt Temperaturen bis 45 °C und kann somit das Risiko einer Knochen- und Knorpelnekrose erhöhen (Fliri et al., 2012). Die PMMA-Applikation sollte somit geringgehalten werden, oder gänzlich vermieden werden, um das umliegende Weichteilgewebe zu schonen.

In diesem Kontext überwindet der in der hier vorliegenden Dissertation verwendete Calciumphosphat-Knochenzement (CPC) die temperaturbedingten Nachteile von PMMA-Zement, da CPC innerhalb von Minuten nach der Injektion ohne wesentliche Temperaturentwicklung aushärtet (Larsson, 2006). Der für die Zementaugmentation in dieser Studie verwendete iN3-Calciumphosphat-Knochenzement ist ein mineralischer Knochenzement. Er wird bei Applikation aus zwei Phasen in der Injektionskanüle vermischt und härtet durch Bildung von Hydroxyapatit-Kristallen aus. Der Zement bindet vollständig intraoperativ ab und behält seine Form ohne problematische Schrumpfung (Luo et al., 2018).

Neben der reduzierten thermischen Belastung zeichnet sich iN3-Calciumphosphat-basierter Zement durch seine besondere Biokompatibilität aus. Der Zement ist osteokonduktiv (Lian et al., 2008) und somit in der Lage, als Leitgerüst die Knochenneubildung anzuregen und das Knochenwachstum zu erleichtern. Die Remodellierung erfolgt in einem Eins-zu-Eins-Substitutionsprozess mit dem umgebenden Knochen. Ob die beschriebenen osteokonduktiven Eigenschaften auch im osteoporotisch vorgeschädigten Organismus vollständig zur Geltung kommen, ist fraglich. Dies kann naturgemäß durch die hier vorgelegte In-vitro-Studie nicht beantwortet werden. Dennoch untersucht diese Studie in einem ersten Versuch, ob der CPC hinsichtlich seiner, durch ihn vermittelten Festigkeitsverbesserung der konventionellen Osteosynthese überlegen ist und inwiefern diese mit der bisherigen Verwendung des problematischen PMMA-Zements vergleichbar ist. Somit kann durch diese Studie geschlussfolgert werden, dass PMMA und CPC in der Anwendung bei einem identischen Frakturmodell eine vergleichbare durchschnittliche Bruchlast zeigen (Bliemel et al., 2016). Sollten sich die biologischen Vorteile von CPC bei bekannter Osteoporose im Allgemeinen bestätigen und dieser Knochenzement eine weite

Verbreitung finden, kann die Verwendung von CPC auch für die Zementaugmentation zur Versorgung von distalen Femurfrakturen empfohlen werden.

Als weitere schwerwiegende Komplikation bei der Zementaugmentation orthopädischer Implantate ist, neben der bereits erwähnten pulmonalen Zementembolie, die unkontrollierte Extrusion von Zement in das umgebende Weichteilgewebe oder ins Gelenk, wie sie bereits in anderen Bereichen der orthopädischen Chirurgie beschrieben wurde (Bliemel et al., 2013), zu nennen.

Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten kanülierten Spongiosaschrauben wurden, ausgehend vom proximalen Teil des Schraubengewindes mit Löchern konstruiert, um eine möglichst sichere Applikation von Knochenzement in den Kondylenbereich zu ermöglichen. In den radiologischen Aufnahmen, die in dieser Studie regelhaft angefertigt wurden, konnte beobachtet werden wie Zement im Bereich des Gewindes austrat ohne eine ungewollte Zementleckage zu verursachen. Dies unterstreicht, wenn auch nicht quantifizierbar, die Sicherheit der Anwendung kanülierter zementierter Knochenschrauben.

Bei den hier durchgeführten biomechanischen Belastungstests wurde eine geringere plastische Verformung in der zementaugmentierten Gruppe 2 beobachtet. Bereits andere Untersuchungen (Wähnert et al., 2013; Wähnert et al., 2014; Bliemel et al., 2016) resultierten in übereinstimmenden Feststellungen und bestätigen somit eine höhere Stabilität der Osteosynthese nach erfolgter Zementaugmentation. Die Zementaugmentation der Kondylenschrauben hatte in der hier vorliegenden Arbeit jedoch weder auf die plastische Verformung noch auch auf die Steifigkeit der Osteosynthesekonstrukte einen signifikanten Einfluss (Bäumlein et al., 2020). Weiterhin fallen bei genauer Betrachtung der Druckverformung innerhalb der Gruppe 2 immer wieder Mikrobewegungen bei sich langsam steigenden Belastungen auf (vgl. Tabelle 12). Diese Ergebnisse sind positiv zu beurteilen, und zwar aufgrund von folgenden Sachverhalten. Mikrobewegungen sind für eine sekundäre Knochenheilung sehr bedeutsam, da eine gewisse interfragmentäre Bewegung für eine optimale Kallusbildung notwendig ist, wie bereits *Epari et al.* feststellen konnten (Epari et al., 2010). Ohne diese Bewegung resultiert eine geringere mechanische Belastung und der Umbau des unreifen Geflechtknochens zu belastungsfähigem Lamellenknochen wird gestört. Weitere Untersuchungen bestätigten den Zusammenhang, dass es unter einer zu steifen

Osteosynthese zu einer schlechteren Knochenheilung kommt (Glatt et al., 2017; Morshed und Ding, 2018). Insbesondere bei dem hier verwendeten Frakturmodell der Trümmerfraktur scheint es bei zu steifen Osteosynthesen der unteren Extremität häufiger zu einer verzögerten Knochenheilung und somit zu Sekundärkomplikationen zu kommen (Rußow et al., 2019).

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie stehen somit im Einklang mit früheren biomechanischen Untersuchungen zur Augmentation der Plattenosteosynthese bei distalen Femurfrakturen von *Bliemel et al.* sowie *Wähnert et al.* (Bliemel et al., 2016; Wähnert et al.; 2013, Wähnert et al., 2014). *Bliemel et al.* kamen zu dem Schluss, dass die Mehrheit der Bewegungen der Osteosynthese höchstwahrscheinlich durch die Biegung der Platte selbst unter dem Einfluss der axialen Kraft erfolgt und nicht durch Mikrobewegungen der Schrauben im Knochen. Die hier vorliegenden Ergebnisse sprechen ebenso für die Annahme, dass die natürliche, biologische Leistungsfähigkeit von CPC, die sich durch eine hohe Biokompatibilität und Bioaktivität auszeichnet, zu solch vergleichbaren biomechanischen Eigenschaften beigetragen haben könnte (Williams, 2008; Ginebra et al., 2012).

Bei ca. 70 % aller hier untersuchten Knochenproben war der häufigste Grund für ein Osteosyntheseversagen ein Schraubenausriss aus der Kondylenregion. Dabei gab es zwischen den beiden Gruppen keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,619$ ). Somit widersprechen die in dieser Arbeit vorgestellten Ergebnisse denen von *Bliemel et al.* (Bliemel et al., 2016), die ein deutlich selteneres Ausreißen der Schrauben in der zementaugmentierten Gruppe beobachteten. In der genannten vorausgegangenen Untersuchung lag der Mittelwert des T-Scores bei -3,3 und somit niedriger als in der hier vorliegenden Studie (-2,9). Die von *Bliemel et al.* untersuchten Knochen waren damit poröser als die in der vorliegenden Arbeit untersuchten Knochen und somit anfälliger für Schraubenausrisse. Es bleibt fraglich, ob die unterschiedlichen Ergebnisse beider Arbeitsgruppen auf die verschiedenen T-Scores zurückzuführen sind. Fernerhin müssen die unterschiedlichen biomechanischen Eigenschaften der jeweils verwendeten Zementarten diskutiert werden. *Hofman-Fliri und Windolf* weisen auf die überlegeneren „Scher- und Zugeigenschaften“ von PMMA im Vergleich zum CPC hin (Hofmann-Fliri und Windolf, 2017). Folglich kann davon ausgegangen werden, dass ein Schraubenausriss in der PMMA-augmentierten Gruppe von *Bliemel et al.* erschwerter

und somit seltener war als ein Schraubenausriss in der hier untersuchten CPC-augmentierten Gruppe 2.

### **Methodendiskussion**

In der vorgelegten Studie wurden biomechanische Versuche mit 16 Formaldehyd-fixierten Femora von Körperspendern unternommen. Diese Zahl wurde nach vorausgegangener Power-Analyse gewählt. Dabei unterstreichen die Ergebnisse mit ihrer Normalverteilung im Shapiro-Wilk-Test und dem Überschreiten der Signifikanzgrenze die Ergebnisse der vorausgegangenen Untersuchung von *Bliemel et al.* (Bliemel et al., 2016), die mit 20 Exemplaren bisher die höchste Anzahl an Knochenproben umfasste.

Um das geriatrische Patientenprofil im Hinblick auf seine Besonderheiten in der Frakturheilung bestmöglich abbilden zu können, wurden ausschließlich Knochen mit reduzierter Knochenqualität, im Sinne einer osteoporotischen Grunderkrankung, mit einem durchschnittlichen T-Score von -2,9 verwendet. Das durchschnittliche Alter der Körperspender lag bei 77 Jahren. Es ist davon auszugehen, dass eine Zementaugmentation aufgrund einer erhöhten mechanischen Belastbarkeit die Versorgung von osteoporotisch bedingten Frakturen verbessern kann (Augat und Bühren, 2010; Bliemel et al., 2016). Die Möglichkeit einer verbesserten Zementapplikation mittels kanülierter Schraube wurde in der hier vorgelegten Dissertation untersucht und bestätigte die gute Handhabung im operativen Verlauf (Bäumlein et al., 2020).

### **Limitationen**

Trotz der zahlreichen Vorexperimente unserer Arbeitsgruppe, bei denen bereits die Stabilität von Osteosynthesen am Femur im Fokus stand, liegen für die vorgelegte Dissertation einige Limitationen vor. Offensichtlich ist nicht immer die Übertragbarkeit von In-vitro-Experimenten auf die tatsächlichen Gegebenheiten in vivo gegeben bzw. vollständig möglich.

So gibt es kontroverse Studiendaten zur Veränderung der Knochenstruktur durch Konservierung der Präparate durch Formaldehyd. Nach *Hammer et al.* kommt es aufgrund der Präparation zu organischen Veränderungen durch den Konservierungsprozess in Leichenknochen (Hammer et al., 2014). Die induzierte Veränderung der Tertiärstruktur von Knochenproteinen wird gefestigt. Dies verbessert die axiale Belastbarkeit um ca. 14,1 % im Vergleich zu nativen Knochen (Burkhart et al.,

2010). Die jeweilig verwendete Fixierungsart – es wurden Formaldehyd-Fixation, Fresh-Frozenservierung, Thiel-Fixation sowie Alkohol-Glycerin verglichen – scheint dagegen keinen signifikanten Unterschied zu machen (Unger et al., 2010; Topp et al., 2012).

Es wurde sich in der vorgelegten Dissertation für die Verwendung von Formaldehyd entschieden, um die Knochen bei Raumtemperatur bearbeiten, die Versuchsdurchführenden vor potenziellen Infektionserkrankungen schützen und die optimale Vergleichbarkeit zu Vorversuchen in der Arbeitsgruppe gewährleisten zu können.

Weiterhin stand eine limitierte Zahl an Femora von Körperspendern zur Verfügung, die zudem für die biomechanischen Untersuchungen eine osteoporotische Qualität aufweisen mussten. Ferner konnten für den Vergleich von plastischer Verformung sowie Druckverformung der Knochenproben in beiden Gruppen nur die jeweiligen Mittelwerte aus den Belastungsstufen bis 2000 N herangezogen werden, da unter höheren Belastungsstufen immer mehr Knochenproben versagten, was wiederum weniger Werte für eine Auswertung ergeben hätte. Diese Faktoren wirkten sich begrenzend auf die Studiendurchführung sowie auf eine ausführliche Statistik aus.

Mit der hier zur Verfügung stehenden mechanischen Prüfmaschine waren Untersuchungen von Torsions- und Biegebelastungen aus technischen Gründen nicht möglich. Es ist bekannt, dass vielfältige dynamische Belastungen alltäglicher Bewegungen, mit entsprechender Biege- und Torsionsbelastung, sehr große Kraftspitzen hervorrufen (Bergmann et al., 2007). Diese konnten in dem vorgelegten Experiment nicht abgebildet werden. Dennoch finden sich auch in der hier vorgelegten Dissertation Hinweise, dass bei den bekanntermaßen hohen dynamischen Lasten die Verwendung von zementaugmentierten kanülierten Schrauben eine verbesserte Frakturheilung in vivo bewirken könnte. Bei der auftretenden axialen Belastung ist die plastische Verformung, wenn auch nicht signifikant, reduziert. Dies führt zu einer höheren Steifigkeit, mit einer besseren Widerstandsfähigkeit gegenüber großen Lastenspitzen. Daneben lässt sich anhand der vorliegenden Daten, trotz zunehmender Belastung, an mehreren Stellen auch eine reduzierte Deformierung feststellen (vgl. Tabelle 10, Probe 4, 1400 N und 1600 N). Dies könnte durch die vergrößerte Oberfläche der Schraube, die nach Sinterung der

Fraktur in der Spongiosa neuen Halt findet, mit ihrer umgebenen Zementwolke bedingt sein.

Eine weitere Einschränkung betrifft den vorliegenden In-vitro-Aufbau, bei dem nur die axiale Belastung in Form einer Auf- und Abbewegung der Knochenproben getestet wurde. In der vorgelegten Dissertation wurde ausschließlich die Axiallast und somit nur eine Kraftdimension untersucht. Somit konnte auch der Einfluss der umliegenden Weichteile nicht imitiert werden. Durch die alleinige Durchführung der Belastungszyklen in axialer Richtung ist es zu plastischen Veränderungen im Femur gekommen, die mutmaßlich auch die Belastbarkeit hinsichtlich der Biege- und Torsionsbeanspruchung beeinflussen.

Ebenso stellt das Zerdrücken bzw. die Fraktur der Kondyle eine höchst unphysiologische Versagensart dar. Dies zeigt nochmals, dass das hier verwendete Studienmodell nicht ganz realitätsgetreu war.

### **Weiterführende Forschung**

In der vorliegenden biomechanischen Untersuchung konnten Torsions- und Biegebelastungen nicht getestet werden. Fortführend könnte sich eine weitere Studie damit befassen, inwiefern die komplexen Bewegungsmuster des Alltags wie Gehen und Treppensteigen sich auf die Osteosyntheskonstrukte auswirken. Eine Dauerbelastung mit einer daraus resultierenden Langzeitwirkung könnte durch eine deutlich höhere Zyklenzahl imitiert werden.

Zudem könnte der Einsatz anderer Biomaterialien verschiedener Viskositäten zur Augmentation von Osteosynthesen bei Osteoporose-bedingten Frakturen ein weiterer interessanter Aspekt sein.

Eine Studie untersuchte in diesem Zusammenhang die Auswirkungen von unterschiedlich viskosem Zement auf gesunde sowie osteoporotische Femora (Ramos-Infante und Pérez, 2019). Dabei zeigte sich eine höhere Bruchlast durch die Anwendung von niedrigviskosem Zement insbesondere bei den osteoporotischen Knochen. So wird bereits bei Wirbelkörperfrakturen die sogenannte Elastoplastie, eine silikonbasierte Augmentation, genutzt. *Gasbarrini et al.* untersuchten die silikonbasierte Substanz und wiesen auf eine bessere Knochenhaftung im direkten Vergleich zu PMMA-Zement sowie

eine hohe Stabilität hin (Gasbarrini et al., 2017). Des Weiteren ist das Handling einfacher, da ein Anmischen der silikonbasierten Substanz nicht notwendig ist und eine exotherme Reaktion wie beim PMMA-Zement ausbleibt. Jedoch begrenzten sich diese Studien auf Wirbelkörperfrakturen und lassen sich biomechanisch nicht einfach auf das distale Femur übertragen. Ein Materialvergleich zwischen dem hier verwendeten CPC und der silikonbasierten Substanz unter Verwendung kanülierter Schrauben könnte daher in weiteren Versuchsreihen erprobt werden.

Ebenso existieren zum gegenwärtigen Zeitpunkt kaum Studien, die sich mit dem Einfluss des Schraubendesigns auf die Osteosynthese befassen. Eine Arbeit über die Zementverteilung im Wirbelkörper in Abhängigkeit vom Schraubendesign kam zu dem Ergebnis, dass Schrauben mit seitlichen Öffnungen eine bessere Zementverteilung ermöglichen (Kafchitsas et al., 2010). Jedoch handelte es sich dabei um eine Kadaverstudie und es müssten entsprechende Untersuchungen in vivo durchgeführt werden, insbesondere bei distalen Femurfrakturen.

Inwieweit sich der Vorteil für das Patienten-Outcome des hier untersuchten Osteosyntheseverfahrens ableitet, könnte ebenfalls Gegenstand einer weiterführenden klinischen Untersuchung sein. Das Erfassen des postoperativen Verlaufs von Patienten mit eventuellen Komplikationen sowie die Dauer von Krankenhausaufenthalten wären bedeutsame klinische Marker, die für eine Etablierung des hier untersuchten Verfahrens bei der Behandlung distaler Femurfrakturen als gängige Methode sprechen würden.



## **5 Fazit**

Basierend auf den vorliegenden Studienergebnissen könnte die neu entwickelte fenestrierte zementaugmentierbare Kondylenschraube eine vielversprechende Möglichkeit zur Fixation distaler Femurfrakturen bei Patienten mit reduzierter Knochenqualität sein, sowohl in Bezug auf die Versagenslast als auch auf die Handhabung bzw. Genauigkeit der Zementapplikation.

Die gemessenen Druckkräfte, die zum Versagen der Osteosynthese führten, waren bei den Proben mit zementierten Kondylenschrauben signifikant höher als bei nicht zementierten Proben. Hingegen zeigten Steifigkeit und plastische Verformung keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen. Die erforderliche Elastizität und Mikrobewegung für die Kallusbildung bleiben zugunsten der Knochenheilung erhalten. Dadurch können eine frühzeitige Mobilisierung der Patienten gefördert und Sekundärkomplikationen im Heilungsverlauf minimiert werden. Die kanülierte Schraube ermöglicht eine verbesserte Zementapplikation im operativen Ablauf sowie eine bedarfsgerechte Neupositionierung.

Größere Vergleichsstudien sind erforderlich, um die klinische Wirksamkeit genauer abzugrenzen. Zukünftige Ansätze werden sich auf ein optimiertes Schraubendesign konzentrieren, um die Implantatintegration weiter zu verbessern.

## Zusammenfassung

**Ziel:** Die stabile Implantatverankerung in stark osteoporotischen Knochen ist eine Herausforderung, da sie bei geriatrischen Patienten mit distalen Femurfrakturen häufig zum Versagen der Osteosynthese führt.

Es wird angenommen, dass die Zementierung von Schrauben ein solches Versagen der Osteosynthese verringert. Ziel dieser Studie war es, die Wirkung einer neu konstruierten, zementaugmentierbaren, fenestrierten Kondylenschraube zur Plattenfixation in einer biomechanischen Umgebung zu untersuchen.

**Methodik:** Bei acht Paaren osteoporotischer Leichenfemora (Alter der Körperspender 62 bis 88 Jahre, Durchschnittsalter 77 Jahre), wurde eine instabile AO-33-A3-Fraktur mit einer winkelstabilen Verriegelungsplatte fixiert. Alle linken Proben eines Knochenpaares wurden der konventionellen Gruppe zugeordnet und erhielten eine winkelstabile Plattenosteosynthese zur Versorgung der distalen Femurfraktur. Alle rechten Knochenproben erhielten zusätzlich zur Versorgung mit einer winkelstabilen Plattenosteosynthese eine Zementaugmentation mittels fenestrierter Kondylenschrauben unter Verwendung von Calciumphosphat-Knochenzement (CPC). Mit Hilfe einer Instron-5566-Belastungsmaschine wurden die Knochen in einem Last-bis-Versagen-Modus durch zyklische axiale Belastungen in anatomischer retrograder Stellung belastet.

**Ergebnisse:** Mit einem Mittelwert von 2475 N (95 % CI: 1727–3223 N) waren die Druckkräfte, die zum Versagen der Osteosynthese führten, bei den Proben mit zementierten Kondylenschrauben signifikant höher als bei den nicht zementierten Proben (1875 N (95 % CI: 1320–2430 N)) ( $p = 0,024$ ). Ein Ausreißen der Kondylenregion aus den Kondylenschrauben war in beiden Gruppen der häufigste Grund für ein Osteosyntheseversagen. Die axiale Steifigkeit ( $p = 0,889$ ) sowie die plastische Verformung der Osteosynthesekonstrukte waren in beiden Gruppen vergleichbar ( $p = 0,161$ ). Es wurde keine ungewollte Zementleckage beobachtet.

**Schlussfolgerung:** Basierend auf den vorliegenden Studienergebnissen könnte die neu entwickelte zementaugmentierbare Kondylenschraube eine vielversprechende Möglichkeit zur Fixation distaler Femurfrakturen bei Patienten mit reduzierter Knochenqualität sein, sowohl in Bezug auf die Versagenslast sowie die Genauigkeit der

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

Zementapplikation. Dadurch könnten eine frühzeitige Mobilisierung der Patienten gefördert und Sekundärkomplikationen im Heilungsverlauf minimiert werden.

## Summary

**Background:** Anchoring implants in severely osteoporotic bones is a challenge, as it often leads to failure of the osteosynthesis in geriatric patients with supracondylar femoral fractures, resulting in delayed full weight bearing and associated secondary complications such as pneumonia or pressure ulcers. It is believed that the cementation of screws prevents such osteosynthesis failure. The aim of this study was to investigate the effect of a newly designed, cement-augmentable fenestrated condyle screw for plate fixation in a biomechanical setting.

**Methods:** Eight pairs of osteoporotic cadaver femora between 62 and 88 years of age, with a mean age of 77 years, were randomly assigned to either an augmented or a non-augmented group. In both groups, an unstable 33-A3 fracture according to the AO/OTA classification was fixed with an angular stable locking plate. All left specimens from a pair of bones were assigned to the conventional group and received an angular stable plate fixation to treat the distal femoral fracture.

All bone samples on the right received cement augmentation using fenestrated condyle screws and calcium phosphate bone cement. The Instron 5566 loading machine tested these bones mechanically in load-to-failure mode by cyclic axial loading in an anatomical retrograde valgus position.

**Results:** With a mean value of 2475 N (95 % CI: 1727–3223 N), the pressure forces that led to the failure of the osteosynthesis were significantly higher in the specimens with a cemented condyle screw than in the non-cemented samples (1875 N (95 % CI: 1320–2430 N)) ( $p = 0.024$ ).

In both groups cutting out of the condyle screws from condyle region was the most common reason for osteosynthesis failure. Analysis of axial stiffness ( $p = 0.889$ ) and irreversible deformity of the specimens revealed no differences between the both groups ( $p = 0.161$ ) No cement leakage through the joint line or the medial cortex was observed.

**Conclusion:** Based on the present study results, the newly introduced cementable condyle screw could be an encouraging option for the fixation of supracondylar femoral fractures in patients with reduced bone quality in terms of load to failure and the accuracy of the

## Biomechanische Belastungsversuche am distalen Femur

cement application. This could improve the early mobilization of the patient and minimize secondary complications in the further healing process.

## Literaturverzeichnis

- Augat, P. und Bühren, V. (2010). Modernes Implantatdesign für Osteosynthesen bei vorbestehender Osteoporose. *Der Orthopäde*(39), 397–406.
- Bäumlein, M., Klasan, A., Klötzer, C. et al. (2020). Cement augmentation of an angular stable plate osteosynthesis for supracondylar femoral fractures - biomechanical investigation of a new fixation device. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21(1), 226.
- Bai, Z., Gao, S., Hu, Z. et al. (2018). Comparison of Clinical Efficacy of Lateral and Lateral and Medial Double-plating Fixation of Distal Femoral Fractures. *Scientific Reports*, 8(4863), 1-9.
- Bartl, R., Bartl, C. und Gradinger, R. (2009). Medikamenteninduzierte Osteopathien. *Orthopäde* 38, S. 1245.
- Becker, S., Chavanne, A., Spitaler, R. et al. (2008). Assessment of different screw augmentation techniques and screw designs in osteoporotic spines. *European Spine Journal*(17), 1462–1469.
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A. et al.. (2007). Die Belastung orthopädischer Implantate. *Der Orthopäde*, 36, 195–204.
- Biehl, G., Harms, J. und Hanser, U. (Oktober 1974). Experimentelle Untersuchungen über die Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement. *Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie, mit besonderer Berücksichtigung der Frakturenlehre und der orthopädisch-chirurgischen Technik*(78), S. 62-69.
- Bliemel, C., Anrich, D., Knauf, T. et al. (2020). More than a reposition tool: additional wire cerclage leads to increased load to failure in plate osteosynthesis for supracondylar femoral shaft fractures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 141, 1197-1205.
- Bliemel, C., Bücking, B. und Ruchholtz, S. (Februar 2017). Distale Femurfrakturen. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, 12(1), S. 63-84.

- Bliemel, C., Buecking, B., Mueller, T. et al. (2015). Distal femoral fractures in the elderly: biomechanical analysis of a polyaxial angle-stable locking plate versus a retrograde intramedullary nail in a human cadaveric bone model. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 135(1), S. 49-58.
- Bliemel, C., Buecking, B., Struwer, J. et al. (August 2013). Detection of pulmonary cement embolism after balloon kyphoplasty: should conventional radiographs become routine? *Acta Orthopædica Belgica*, 79(4), S. 444-450.
- Bliemel, C., Oberkircher, L., Bockmann, B. et al. (2016). Impact of cement-augmented condylar screws in locking plate osteosynthesis for distal femoral fractures - a biomechanical analysis. *Injury*, 47(12), 2688–2693.
- Bliemel, C., Rascher, K., Oberkircher, L. et al. (2022). Surgical Management and Outcomes following Pathologic Hip Fracture—Results from a Propensity Matching Analysis of the Registry for Geriatric Trauma of the German Trauma Society. *Medicina*, 58(7), 871.
- Breusch, S. und Kühn, K.-D. (2003). Knochenzemente auf Basis von Polymethylmethacrylat. *Der Orthopäde*(32), S. 41–50.
- Buecking, B., Eschbach, D., Bliemel, C. et al. (2016). Endoprothetik in der Alterstraumatologie. *Der Orthopäde*(46 (1)), S. 48-53.
- Burkhardt, K., Nowak, T., Blum, J. et al. (2010). Influence of formalin fixation on the biomechanical properties of human diaphyseal bone. *Biomedizinische Technik/ Biomedical Engineering*, 55(6), 361-365.
- Butt, M., Krikler, S. und Ali, M. (1996). Displaced fractures of the distal femur in elderly patients. Operative versus non-operative treatment. *The Journal of bone and joint surgery*(78), S. 110–114.
- Claes, L. (Februar 2011). Biomechanical Principles and Mechanobiologic Aspects of Flexible and Locked Plating. *Journal of Orthopaedic Trauma*(25), S. S4-S7.
- Claes, L. (2017). Mechanobiologie der Frakturheilung Teil 1. *Der Unfallchirurg*(120 (1)), S. 14-22.

- Coon, M. S. und Best, B. J. (9. August 2021). *Distal Femur Fractures*. Treasure Island (FL), USA: StatPearls Publishing.
- Court-Brown, C. und Caesar, B. (2006). Epidemiology of adult fractures: A review. *Injury*, S. 37: 691-697.
- Culp, R. W., Schmidt, R. G., Hanks, G. et al. (1987). Supracondylar fracture of the femur following prosthetic knee arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 222, 212–222.
- Dávid, A. (2006). Distale Femurfrakturen. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*(1), S. 9-27.
- Dorozhkin, S. und Epple, M. (2002). Biological and Medical Significance of Calcium Phosphates. *Angewandte Chemie*, 41(17), 3130-3146.
- Epari, D. R., Taylor, W. R., Heller, M. O. et al. (2006). Mechanical conditions in the initial phase of bone healing. *Clinical Biomechanics*, 21(6), S. 646-655.
- Epari, D., Duda, G. N. und Thompson, M. S. (2010). Mechanobiology of bone healing and regeneration: in vivo models. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(12), S. 1543-1553.
- Faßbender, W. J. und Usade, K.-H. (2003). Die Osteoporose ist eine Volkskrankheit - Evidenzbasierte Leitlinien wurden verabschiedet. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, S. 128(17): 915.
- Fakler, J., Hepp, P., Marquaß, B. et al. (2013). Ist der distale Femurersatz als extremitätenerhaltendes Verfahren nach komplexen Frakturen am distalen Femur geeignet? *Zeitschrift für Orthopädie und Unfallchirurgie*, 151(2), 173-179.
- Fliri, L., Lenz, M., Boger, A. et al. (2012). Ex vivo evaluation of the polymerization temperatures during cement augmentation of proximal femoral nail antirotation blades. *The Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 72(4), S. 1098-1101.
- Fuchs, J., Scheidt-Nave, C. und Kuhnert, R. (2017). 12-Monats-Prävalenz von Osteoporose in Deutschland. *Journal of Health Monitoring*, 3, 61-65.



- Gasbarrini, A., Ghermandi, R., Akman, Y. E. et al. (Mai 2017). Elastoplasty as a promising novel technique: Vertebral augmentation with an elastic silicone-based polymer. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 51(3), 209-214.
- Gasser, R. und Götsch, C. (2016). Pharmaka mit negativer Auswirkung auf den Knochen – durch Medikamente induzierte Osteoporose. *Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskelettale Erkrankungen*, S. 23 (3), 78-85.
- Ginebra, M.-P., Canal, C., Espanol, M. et al. (2012). Calcium phosphate cements as drug delivery materials. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 64(12), S. 1090-1110.
- Glatt, V., Evans, C. und Tetsworth, K. (2017). A Concert between Biology and Biomechanics: The Influence of the Mechanical Environment on Bone Healing. *Frontiers in Physiology*, 7(678), 1-18.
- Goodnough, L., Wadhwa, H., Tigchelaar, S. et al. (2021). Indications for cement augmentation in fixation of geriatric intertrochanteric femur fractures: a systematic review of evidence. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*.
- Gosch, M., Kammerlander, C. und Neuerburg, C. (2019). Osteoporose – Epidemiologie und Versorgungsqualität. *Zeitschrift für Gerontologie und Geriatrie*(52), 408–413.
- Graef, F., Tsitsilonis, S. und Märdian, S. (2018). Distale Femurfrakturen extraartikulär und intraartikulär. *OP-JOURNAL*(34), S. 145–155.
- Grass, R., Biewener, A., Rammelt, S. et al. (2002). Die retrograde Verriegelungsnagelosteosynthese distaler Femurfrakturen mit dem distalen Femurnagel DFN. *Der Unfallchirurg*(105), S. 298–314.
- Grote, S., Boecker, W. und Mutschler, W. (2008). Current Aspects of Fragility Fracture Repair. *European Journal of Trauma and Emergency Repair*, S. 34: 535-41.
- Höntzsch, D. (2010). Fixateur-externe- Osteosynthese. *Der Orthopäde*(39 (2)), 192-200.
- Hack, J., Krüger, A., Masaeli, A. et al. (2018). Cement-augmented sacroiliac screw fixation with perforated versus cannulated screws provided equal results in this biomechanical study, with no significant difference between both techniques of

- cement augmentation in terms of plastic deformation, stiffness. *Injury*, 49(8), 1520-1525.
- Hadji, P., Bartsch, R., Sorio-Vilela, F. et al. (2022). POSB196 Epidemiology of Osteoporosis: Risk Factor Distribution, Osteoporosis Prevalence and Treatment Gap in the General Population  $\geq 50$  Years of Age in Germany. *Value in Health*, 25(1), 132.
- Hadji, P., Klein, S., Gothe, H. et al. (2013). The Epidemiology of Osteoporosis—Bone Evaluation Study (BEST). *Deutsches Ärzteblatt International*, 110(4), S. 52-57.
- Hammer, N., Voigt, C., Werner, M. et al. (2014). Ethanol and formaldehyde fixation irreversibly alter bones' organic matrix. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*(29), S. 252-258.
- Hanschen, M., Aschenbrenner, I. M., Fehske, K. et al. (2014). Mono- Versus Polyaxial Locking Plates in Distal Femur Fractures: A Prospective Randomized Multicentre Clinical Trial. *International orthopaedics*(38(4)), S. 857–863.
- Hernigou, P., Mathieu, G., Filippini, P. et al. (2006). Facteurs du risque de fracture du fémur distal dans les prothèses totales du genou: Étude de 32 fractures per et postopératoires. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur*, S. Volume 92, Issue 2: 140-147.
- Higgins, T. F., Pittman, G., Hines, J. et al. (2007). Biomechanical Analysis of Distal Femur Fracture Fixation: Fixed-Angle Screw-Plate Construct Versus Condylar Blade Plate. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 21(1), S. 43-46.
- Hillbricht, S., Schulz, A. und Paech, A. (2010). Distaler Oberschenkel. In C. Müller-Mai, & A. Ekkernkamp, *Frakturen: Klassifikation und Behandlungsoptionen* (S. 143-144). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Hofmann-Fliri, L. und Windolf, M. (2017). Knochenzemente für die Behandlung osteoporotischer Frakturen. *OP-Journal*, 33(1), 56-62.
- Hopf, S. und Scheyerer, M. (2019). Augmentationstechniken/-verfahren. In G. Stein, P. Eysel, & M. Scheyerer, *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie Wirbelsäule* (Bd. 1. Auflage). Stuttgart: Thieme.

- Janssen, I., Ryang, Y. M. und Gempt, J. (2017). Risk of cement leakage and pulmonary embolism by bone cement-augmented pedicle screw fixation of the thoracolumbar spine. *The Spine Journal*, 17(6), S. 837-844.
- Kühn, K. und Höntzsch, D. (2015). Augmentation mit PMMA-Zement. *Der Unfallchirurg*(118), S. 737–748.
- Kafchitsas, K., Habermann, B., Rauschmann, M. et al. (2010). Zementaugmentation mittels kanülierter Schrauben – der Einfluss unterschiedlichen Schraubendesigns auf die Zementverteilung im Wirbelkörper eine Kadaverstudie . *Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie*. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House.
- Kammerlander, C., Neuerburg, C. V. et al.. (2016). The use of augmentation techniques in osteoporotic fracture fixation. *Injury*, 47(2), S. 36-43.
- Kanis, J., Norton, N., Harvey, N. et al. (2021). SCOPE 2021: a new scorecard for osteoporosis in Europe. *Archives of Osteoporosis*, 16(82).
- Kann, P., Hadji, P. und Bergmann, R. (2014). Pharmakogene Osteoporose jenseits von Kortison. Protonenpumpenhemmer, Glitazone, Diuretika. *Zeitschrift für Rheumatologie*, S. 73(4):323-8.
- Larsson, S. (2006). Cement Augmentation in Fracture Treatment. *Scandinavian Journal of Surgery*, 95(2), S. 111-118.
- LeGeros, R. Z. (2008). Calcium Phosphate-Based Osteoinductive Materials. *Chemical Reviews*(108), 4742-4753.
- Lian, Q., Li, D.-C., He, J.-K. et al. (2008). Mechanical properties and in-vivo performance of calcium phosphate cement–chitosan fibre composite. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 222(3), 347–353.
- Lohse, A. und Mössner, J. (2019). Magen-Darm-Mittel und Lebertherapeutika. In U. Schwabe, D. Paffrath, W. Ludwig, & J. Klauber, *Arzneiverordnungs-Report 2019* (S. 761-788). Berlin, Heidelberg: Springer.

- Lohse, M. und Müller-Oerlinghausen, B. (2019). Psychopharmaka. In S. U., P. D., L. WD., & K. J., *Arzneiverordnungs-Report 2019* (S. 927-959). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Luo, J., Engqvist, H. und Persson, C. (2018). A ready-to-use acidic, brushite-forming calcium phosphate cement. *Acta Biomaterialia*, 81, 304-314.
- Marsell, R. und Einhorn, T. A. (2011). The biology of fracture healing. *Injury*, 42(6), S. 551-555.
- Martinet, O., Cordey, J., Harder, Y. et al. (2000). The epidemiology of fractures of the distal femur. *Injury*(31 (Suppl. 3)), S. C62-C63.
- Mast, J., Jakob, R. und Ganz, R. (1989). *Planning and reduction techniques in fracture surgery*. New York: Springer.
- Mehaffey, S., Pfeufer, D., Schray, D. et al. (2018). Augmentationstechniken bei Osteoporose-assoziierten Frakturen. *Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*, S. 145-150.
- Miclau, T., Holmes, W., Martin, R. et al. (1998). Plate osteosynthesis of the distal femur: surgical techniques and results. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*(7(3)), S. 161-170.
- Mlekusch, I. (15. 8 2019). *Medikamenten-induzierte Osteoporose: Eingriff mit Folgen*. Abgerufen am 18. Mai 2020 von Ärztezeitung.at: <https://www.aerztezeitung.at/archiv/oeaez-2019/oeaez-1516-15082019/medikamenten-induzierte-osteoporose.html>
- Mooney, V. und Claudi, B. (1982). How Stable Should External Fixation Be? In U. H.K., & S. E., *Current Concepts of External Fixation of Fractures*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Morshed, S. und Ding, A. (2018). Fracture Healing. In A. Agarwal, *Nonunions. Diagnosis, Evaluation and Management*. Boston, MA (USA): Springer Science+Business.

- Neer, C. S., Grantham, S. A. und Shelton, M. L. (1967). Supracondylar fracture of the adult femur. A study of one hundred and ten cases. *The Journal of bone and joint surgery*, 49(4), 591–613.
- Neubauer, T. (2012). Distale Femurfrakturen. *Unfallchirurg*(115), S. 433–450.
- Panday, K., Gona, A. und Humphrey, M. (2014). Medication-induced osteoporosis: screening and treatment strategies. *Therapeutic Advances in Musculoskeletal Disease*, 6(5), 185–202.
- Peters, K. (2013). Osteoporose. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date*, S. 8(5): 403-415.
- Peters, K. und Niedhart, C. (2019). Osteoporose und osteoporotische Frakturen. In G. Stein, P. Eysel, & M. Scheyerer, *Expertise Orthopädie und Unfallchirurgie Wirbelsäule*. (Bd. 1. Auflage). Stuttgart: Thieme.
- Röderer, G. und Gebhard, F. (2017). Anwendung von winkelstabilen Formplatten bei der Versorgung komplexer Gelenkfrakturen. *OUP- Orthopädische und Unfallchirurgische Praxis*, 6(1), S. 12-18.
- Ramos-Infante, S. und Pérez, M. (2019). High- and low-viscosity cement for osteoporotic femoral augmentation: A computational subject-specific approach. *Engineering Fracture Mechanics*, 219, 1-8.
- Rathmann, W. und Giani, G. (Mai 2003). Qualität der Arzneimittelversorgung bei Patienten mit Diabetes mellitus Typ 2 in Deutschland. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, S. (21): 1183–1186.
- Rausch, V., Seybold, D., Königshausen, M. et al. (2017). Grundlagen der Knochenbruchheilung. *Der Orthopäde*(46), S. 640–647.
- Reber, K. B. (2018). Development of a risk assessment tool for osteoporotic fracture prevention: A claims data approach. *Bone*, S. 170-176.
- Rein, S., Grass, R. und Zwipp, H. (2009). Suprakondyläre Femurfrakturen Epidemiologie und Frakturklassifikation. *Trauma und Berufskrankheit*, S. 11: 146–153.

- Rußow, G., Heyland, M., Märdian, S. et al. (2019). Knochenbruchheilung und klinische Belastungsstabilität. *OP Journal*(35), 12-19.
- Ruchholtz, S. und Wirtz, D. (2013). *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. Stuttgart, New York, Delhi, Rio: Thieme.
- Rupp, M., Walter, N., Pfeifer, C. et al. (2021). Inzidenz von Frakturen in der Erwachsenenpopulation in Deutschland- Eine Analyse von 2009 bis 2019. *Deutsches Ärzteblatt*(118), 665-669.
- Saadeh, Y., Swong, K. N., Yee, T. J. et al. (2020). Effect of Fenestrated Pedicle Screws with Cement Augmentation in Osteoporotic Patients Undergoing Spinal Fusion. *World Neurosurgery*(143), e351-e361.
- Schünke, M., Schulte, E., Schumacher, U. et al. (2009). Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. In *Prometheus Lerntatlas der Anatomie* (S. 409). Stuttgart, New York: Thieme Verlag.
- Scharf, H. P., Rüter, A., Pohlemann, T. et al. (2009). *Orthopädie und Unfallchirurgie: Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung*. München: Elsevier Health Sciences.
- Schiebler, K. (2007). Anatomie, 10. Auflage. In *Anatomie* (S. 517). Darmstadt: Steinkopff Verlag.
- Schieker, M., Jakob, F., Amling, M. et al. (2011). Versorgung osteoporotischer Frakturen aus traumatologischer Sicht. *Osteologie*, S. 20(01): 05-10.
- Schmolke, B. (2001). Labordiagnostik der Osteoporose. *Orthopäde*(30), 425–436.
- Sisto, D., Lachiewicz, P. und Insall, J. (Juni 1985). Treatment of supracondylar fractures following prosthetic arthroplasty of the knee. *Clin Orthop Relat Res.*, 196, 265-272.
- Sohn, H. und Oh, J. (2019). Review of bone graft and bone substitutes with an emphasis on fracture surgeries. *Biomaterials Research*, 23(9), 1-7.
- Starostzik, C. (2016). Brüchigere Knochen durch Antidepressiva? *MMW - Fortschritte der Medizin*, S. 158, 20.

- Ström, O., Borgström, F., Kanis, J. A. et al. (2011). Osteoporosis: burden, health care provision and opportunities in the EU. *Archives of Osteoporosis*(6), S. 59–155.
- Svedbom, A., Hernlund, E., Ivergård, M. et al. (2013). Osteoporosis in the European Union: a compendium of country-specific reports. *Arch Osteoporos.*, 8(1), 137.
- Topp, T., Müller, T., Huss, S. et al. (2012). Embalmed and fresh frozen human bones in orthopedic cadaveric studies: which bone is authentic and feasible? A mechanical study. *Acta Orthopaedica*, 83(5), S. 543–547.
- Unger, S., Blauth, M. und Schmoelz, W. (Dezember 2010). Effects of three different preservation methods on the mechanical properties of human and bovine cortical bone. *Bone*, 47(6), S. 1048-1053.
- Voggenreiter, G. (2009). Knochenheilung. *Perioperative Medizin*(1), S. 86-96.
- Wähnert, D., Hofmann-Fliri, L., Richards, R. et al. (2014). Implant Augmentation: Adding Bone Cement to Improve the Treatment of Osteoporotic Distal Femur Fractures. *Medicine (Baltimore)*, 93(23), S. e166.
- Wähnert, D., Lange, J. H., Schulze, M. et al. (Juni 2013). The potential of implant augmentation in the treatment of osteoporotic distal femur fractures: a biomechanical study. *Injury*, 44(6), S. 808-812.
- Wagner, M. (November 2003). General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, S. 34 Suppl 2:B31-42.
- Wenda, K. (2003). Retrograde Femurnagelung. *Aktuelle Traumatologie*, 33(2), 64-68.
- Williams, D. (Juli 2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29(20), S. 2941-2953.
- Zendeli, A. (13. März 2019). Scores und Risikofaktoren in der Osteoporose. *Journal für Mineralstoffwechsel & Muskuloskelettale Erkrankungen*(26), S. 2-6.

## **Verzeichnis der akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren in Marburg Aigner, Baum, Bartsch, Becker, Bette, Bliemel, Braun, Czubayko, Daut, del Rey, Denzer, Dietz, Divchev, Dodel, Donner- Banzhoff, Eschbach, Fendrich, Feuser, Frink, Gress, Grgic, Grimm, Hertl, Kann, Kill, Klatte, Kircher, Kirschbaum, Klaus, Klose, Knauf, Köhler, Krüger, Kühne, Kühnert, Langer, Lill, Lohoff, Löffler, Maier, Maisch, Mandrek, Mueller, Neff, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oberkircher, Pagenstecher, Preissig- Müller, Ramaswamy, Reese, Renz, Röhm, Rolfes, Ruchholtz, Schäfer, Schmidt, Schmitz, Schofer, Schratt, Schröder, Schultz, Seitz, Sekundo, Skwara, Sommer, Steiniger, Stuck, Tackenberg, Thieme, Teymoortash, Varga, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Westhoff, Wilhelm, Wulf, Zettl