

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

der Universität Würzburg

Direktor: Professor Dr. med. Rainer H. Meffert

**Therapie der Tibiakopffraktionen – biomechanische Evaluation
unterschiedlicher Belastungsniveaus am Kunstknochen**

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Lars-Christopher Färber

aus Münster

Würzburg, Januar 2018

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Stefanie Hölscher-Doht

Koreferent: Prof. Dr. med. Maximilian Rudert

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 31.10.2018

Der Promovend ist Arzt

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Anatomie und biomechanische Eigenschaften des Kniegelenks.....	1
1.2	Epidemiologie der Tibiakopffraktur.....	4
1.3	Klassifikation der Tibiakopffraktur	5
1.3.1	AO-Klassifikation.....	6
1.3.2	Klassifikation nach Schatzker.....	7
1.3.3	Klassifikation nach Tscherné und Lobenhöffer.....	8
1.3.4	Klassifikation nach Moore	9
1.4	Klinische Diagnostik und Bildgebung.....	11
1.5	Behandlungsverfahren	13
1.5.1	Allgemeine Therapieziele	13
1.5.2	Konservative Therapie.....	14
1.6	Operative Behandlung.....	15
1.6.1	Operationsindikationen und Zeitmanagement	15
1.6.2	Operationszugänge	16
1.6.3	Differenzierte Frakturversorgung.....	20
1.6.3.1	Frakturposition.....	20
1.6.3.2	Äußere Fixierung	21
1.6.3.3	Innere Fixierung.....	23
1.6.3.3.1	Offen.....	23
1.6.3.3.2	Minimal invasiv.....	26
1.6.4	Autologer und heterologer Knochenersatz	26
1.6.5	Komplikationen	28
1.6.6	Nachsorge.....	29
1.7	Biomechanische Untersuchung zu Tibiakopffrakturen & klinische Relevanz.....	31
1.8	Arbeitshypothese	32
2	Material und Methoden	34
2.1	Prüfkörper	34
2.2	Bearbeitung der Prüfkörper	34
2.2.1	Prüfvorrichtung und Einbetten des Knochens.....	34
2.2.2	Frakturierung.....	35
2.2.3	Operative Versorgung	38
2.2.3.1	Reposition des Impressionsfragmentes	38
2.2.3.2	Osteosynthesetechniken	40
2.2.3.2.1	Zwei-Schrauben-Osteosynthese.....	40
2.2.3.2.2	Jail -Technik	41
2.2.3.2.3	Laterale Abstützplatte	43
2.2.4	Knochenersatzmaterialien.....	45
2.2.5	Bildgebung.....	46
2.3	Gruppeneinteilung	47
2.4	Biomechanisches Testmodell	48
2.4.1	Testung.....	48

2.4.2	Messparameter	50
2.5	Datenevaluation	51
3	Ergebnisse	53
3.1	Frakturmodell	53
3.2	Displacement.....	56
3.2.1	Messzyklen	56
3.2.2	Setz- und Messzyklen	60
3.3	Maximale Versagungslast.....	65
3.4	Normalisierte Maximalkraft	69
3.5	Steifigkeit.....	73
4	Diskussion.....	79
4.1	Prüfkörper	79
4.2	Frakturmodell	81
4.3	Osteosynthese und biomechanisches Testmodell	82
4.4	Ergebnisse	85
4.4.1	Displacement.....	85
4.4.2	Vergleich der Displacement Werte beider Niveaus.....	88
4.4.3	Maximale Versagungslast und normalisierte Werte	89
4.4.4	Steifigkeit.....	91
4.4.5	Fazit der Ergebnisse.....	92
4.5	Limitationen der Studie	92
4.6	Ausblick	93
5	Zusammenfassung.....	95
6	Literaturverzeichnis.....	97
7	Abbildungsverzeichnis.....	109
8	Tabellenverzeichnis	119
9	Anhang	121
9.1	Materialliste	121
9.2	Ergebnisse	122

Danksagung

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
a.p.	anterior posterior
Abb.	Abbildung
al.	alii
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CPM	Continuous passive motion
CT	Computertomografie
KG	Körpergewicht
LCP	Locking Compression Plate
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
LISS	less invasive stabilisation system
M.	Musculus
MRT	Magnetresonanztomografie
N.	Nervus
Norm. Max.	Normalisierte Maximalkraft
resp.	respektive
SD	Standardabweichung
s.o.	siehe oben
sog.	sogenannt
s.u.	siehe unten
Tab.	Tabelle
v.a.	vor allem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

1.1 Anatomie und biomechanische Eigenschaften des Kniegelenks

Von allen Gelenken des menschlichen Körpers ist das Knie das größte. Es ist ein Gelenk der Superlative: Mit ca. 100 cm² besitzt es die größte Gelenkfläche und die dickste Knorpelschicht aller menschlichen Gelenke. Es wirken allerdings auch die längsten Hebelarme des menschlichen Körpers auf das Knie. Kombiniert mit der Tatsache, dass die artikulierenden Gelenkflächen nur bedingt kongruent zueinander sind und das Gelenk nur über eine geringe Weichteilbedeckung verfügt, ist nachvollziehbar, dass das Knie auch gleichzeitig für degenerative Veränderungen und Verletzungen besonders anfällig ist.¹⁻⁴

Die drei Knochen Femur, Tibia und Patella, artikulieren mit sechs Gelenkflächen und bilden so ein funktionelles Trochoginglymus (Drehscharniergelenk). Die Scharniergelenkbewegung (Ginglymus) findet um eine transversale Drehachse durch die beiden Femurkondylen statt, während sich die Rotationsbewegung um eine longitudinale Achse wie ein Trochoidgelenk (Radgelenk) bewegt.^{1,2,5,6}

Die Tibia, die in unserer Studie zentraler Bezugspunkt ist, hat einen annähernd dreieckigen Schaft, der sich in einer leichten Retroversion befindet. Dieser Schaft verbreitert sich nach proximal und bildet so den Tibiakopf, bestehend aus dem medialen und lateralen Kondylus. Proximal der Kondylen schließt sich das Tibiaplateau mit der Facies articularis superior an. Diese wird durch die Eminentia intercondylaris, bestehend aus den Tubercula intercondylaria mediale und laterale, in eine laterale und mediale Gelenkfläche unterteilt. Die Facies articularis superior der Tibia haben eine ovale Form, wobei die mediale Gelenkfläche einen größeren sagittalen Durchmesser als die laterale besitzt. Während der größere, mediale Anteil des Tibiaplateaus leicht konkav ist, stellt sich der kleinere, laterale Anteil plan bis leicht konvex dar. An der Vorderseite der Tibia befindet sich die Tuberositas tibiae, die dem M. quadriceps femoris als Ansatzpunkt dient. In dieser Ansatzsehne integriert befindet sich die als Hypomochlion wirkende Patella. Sie stellt das größte Sesambein des Menschen dar. Gesichert wird die Kniescheibe außerdem

durch die Retinaculae patellae mediale und laterale, die am Periost des Tibiakopfes inserieren.^{1,2,5}

Die Kniescheibe (Patella) besitzt eine raue Facies anterior und eine überknorpelte, glatte Rückfläche (Facies articularis). Die Gelenkfläche der Patella bewegt sich in der Kniescheibenrinne (Facies patellaris) mittig des Femurs. Jeweils seitlich dieser Rinne befinden sich die spiralförmig gekrümmten Femurkondylen.^{1,2,5}

Die annähernd C-förmigen Meniski auf dem Tibiaplateau schmiegen sich an die Femurkondylen und erweitern so effektiv die Kontaktfläche im Kniegelenk. Wichtig zu erwähnen ist weiterhin, dass die Meniski alle Bewegungen des Kniegelenks mitgehen. So wird auch die Beugung ermöglicht, bei der die Femurkondylen mit den Meniski auf dem dorsalen Abschnitt des Tibiaplateaus abrollen.^{1,2,5}

Die Meniski setzen sich aus Faserknorpel zusammen und besitzen im Querschnitt eine nach außen aufsteigende Keilform. In der Peripherie befindet sich somit auch die größte Dicke. Der laterale Meniskus ist eher kreisförmig, während der mediale sichelförmig auf dem Tibiaplateau liegt. Der mediale Meniskus ist mit dem medialen Kollateralband verwachsen, was ihn anfällig für Verletzungen macht. Zusätzlich stabilisiert wird der mediale Meniskus durch das Lig. meniscotibiale anterius aus dem Vorderhorn und dem Lig. meniscotibiale posterius aus dem Hinterhorn. Diese beiden Bänder inserieren an der Vorderfläche der Tibia bzw. auf der Rückseite des Tuberculum intercondylare mediale. Der laterale Meniskus ist nicht mit dem lateralen Kollateralband verbunden, da sich dieses außerhalb der Gelenkkapsel befindet. Zur weiteren Befestigung ziehen die Ligg. meniscofemorale anterius und posterius vom lateralen Meniskus zum anterioren bzw. posterioren Kreuzband. Vorne kommunizieren beide Meniski über das Lig. transversum genus.^{1,2,4,5}

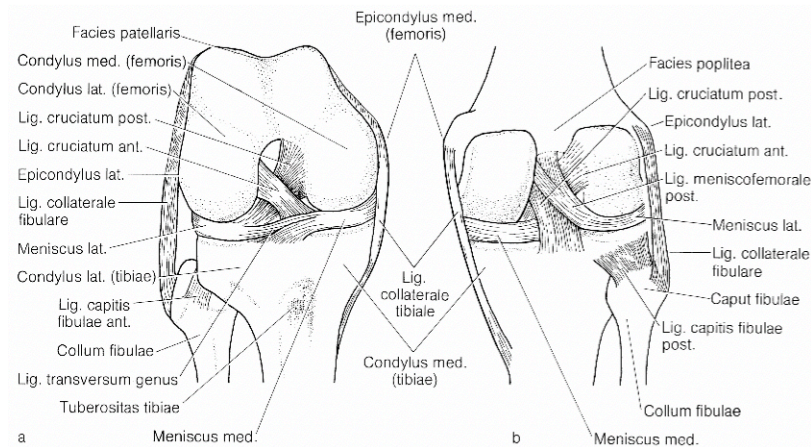


Abbildung 1: Darstellung der Bandstrukturen des rechten Kniegelenks in (a) ventraler und (b) dorsaler Ansicht
©Steinkopff Verlag

Das Kniegelenk wird durch ein komplexes System aus Bandstrukturen stabilisiert. Hierbei zu nennen sind die eben angesprochenen Kollateralbänder (Ligg. collaterale tibiale und fibulare) auf beiden Seiten des Kniegelenkes, die einen Varus- bzw. Valgusstress verhindern sollen. Im Zusammenhang mit den beiden Kollateralbändern sind des Weiteren noch die Ligg. poplitea obliquum und arcuatum zu erwähnen, die die Rückseite der Kapselwand verstärken.^{1,2,4,5}

Essentiell für die komplexen Bewegungsabläufe im Knie sind weiterhin die Kreuzbänder (Ligg. cruciata genus). Diese Bänder liegen intrakapsulär, aber extrasynovial. Das vordere Kreuzband verläuft von der Innenfläche des lateralen Femurkondylus zur Area intercondylaris anterior, während das hintere Kreuzband von der vorderen Innenfläche des medialen Femurkondylus schräg nach hinten zur Area intercondylaris posterior zieht. Die hohe Stabilisierungskraft, die von den Kreuzbändern ausgeht, lässt sich insofern erklären, als dass bei nahezu jeder Bewegung zumindest Teile der Kreuzbänder gespannt sind.^{1,2,4}

Der physiologische Bewegungsumfang für das Kniegelenk beträgt 5° - 10° für die Streckung und 120° - 150° für die Beugung, gemessen nach der Neutral-Null-Methode.

Die Kräfte, die im Knie wirken, hängen direkt mit der ausgeführten Bewegung zusammen. Beim Gehen werden Werte zwischen 200 – 400 % KG und beim Treppensteigen von 250 bis 300 % KG in der Literatur angegeben. Für unsere Studie haben wir uns an den Werten von *D'Lima* (2007) und *Bergmann* (2014) orientiert und sind von 250 % KG

während des Gehens und 300 % KG während des Treppensteigens ausgegangen. Verteilt wird diese axiale Kraft – ähnlich den physiologischen Bedingungen entlang der Miculicz-Linie – zu 60 % auf das mediale und zu 40 % auf das laterale Tibiaplateau.^{1,4,5,7-13}

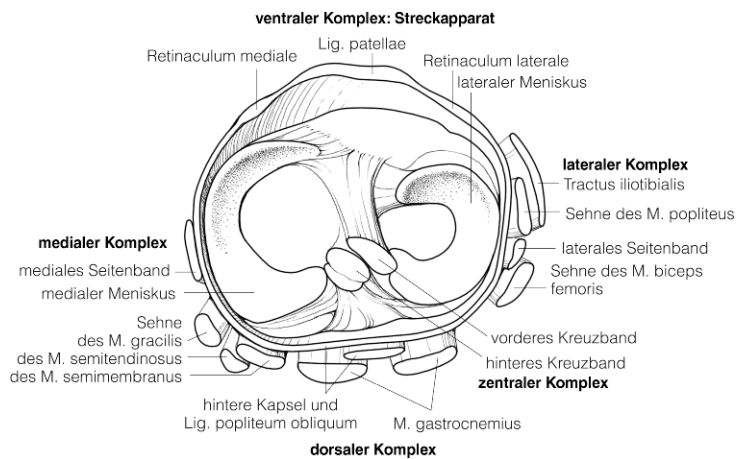


Abbildung 2: Kraniale Ansicht des Tibiaplateaus mit Kapsel-/Bandstrukturen sowie um das Kniegelenk verlaufenden Muskel-/Sehnenstrukturen ©Steinkopff Verlag

1.2 Epidemiologie der Tibiakopffraktur

Die Ursachen für gelenkbeteiligende Tibiakopffrakturen lassen sich in indirekte und direkte Traumen unterteilen. Für diese Studie ist vor allem die direkte axiale Krafteinwirkung von Relevanz. Es besteht jedoch auch die Möglichkeit der Fraktur durch seitlich oder rotatorisch einwirkende Kräfte (Varus- oder Valgusstress) oder eine Kombination der oben genannten.^{3,14}

Der Unfallmechanismus und die auf das Kniegelenk einwirkenden Kräfte erlauben eine weitere Einteilung der Tibiakopffrakturen in Stauchungs-, Luxations- und Trümmerfrakturen. Eine Komplexverletzung des Kniegelenks mit beteiligter Tibiakopffraktur beschreibt eine gravierende Verletzung, bei der mindestens eine zusätzliche funktionelle Komponente des Kniegelenks beteiligt ist.¹⁴

Außerdem ist es sinnvoll, die Frakturen nach dem Alter aufzuschlüsseln, da jedes Patientenkollektiv für sich typische Frakturen aufweist.

Bei jugendlichen Patienten treten gehäuft Luxations- und Trümmerfrakturen auf. Dies ist darauf zurückzuführen, dass es sich meist um Rasanztraumata handelt und die harte

Knochenstruktur für Spaltbrüche prädestiniert ist. Begleitend treten häufig Band- oder Meniskusverletzungen auf.^{3,14-16}

Ältere Patienten hingegen weisen vermehrt Plateaufrakturen (Depressions- und Impressionsfrakturen) auf. Plateaufrakturen sind mit metaphysären Substanzdefekten, für die Osteoporose ein wichtiger Risikofaktor ist, und Meniskuläsionen assoziiert. Letztere treten in Zweidrittel der Fälle mit Stauchungsfrakturen auf.¹⁴⁻¹⁷

Das laterale Tibiaplateau ist häufiger von Frakturen betroffen, da es im Vergleich zum medialen Anteil eine geringere Knochendichte aufweist. Ein weiterer Faktor, der die Frakturierung des lateralen Plateaus gegenüber dem medialen begünstigt, ist die physiologische Valgusstellung der Tibia. Das vermehrte Auftreten lateraler Tibiaplateaufrakturen wurde bereits mehrmals in der Literatur beschrieben.¹⁸⁻²⁰

Tibiakopffrakturen machen in der Gesamtbevölkerung nur einen geringfügigen Anteil von unter 1 % aller Frakturen aus. Hauptursache bilden hier Hochrasanztraumen, Sportunfälle oder Stürze aus großen Höhen. Für ältere Patienten ab 50 Jahren hingegen stellen sie mit 10 % aller Frakturen eine der häufigeren Verletzungen dar. Vermindertes Sehvermögen, atrophische Muskulatur und Koordinationsschwäche in Kombination mit verlangsamten Reflexen führen beim älteren Menschen zu Bagatellunfällen, die die Hauptursache von Tibiakopffrakturen im Alter darstellen.^{14,15,17,19,21-25}

Unsere Gesellschaft befindet sich im demographischen Wandel, weshalb in Zukunft mit noch höheren Zahlen für diesen Frakturtypus zu rechnen ist. Die Versorgung älterer Patienten rückt daher immer weiter in den Vordergrund – auch in der Forschung.¹⁷

1.3 Klassifikation der Tibiakopffraktur

Es gibt viele verschiedene Arten der Klassifikation für Tibiakopffrakturen. Im deutschsprachigen Raum und auch sonst konnte sich weitestgehend die AO-Klassifikation durchsetzen. Die für diese Klassifikation zutreffende Definition einer Tibiakopfimppressionsfraktur ist auch diejenige, die wir als Grundlage für unsere Studie benutzt haben.^{14-17,19,26}

1.3.1 AO-Klassifikation

Die Klassifikation der Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (im folgenden AO), die den Fokus auf die radiologische Morphologie der Fraktur legt, berücksichtigt weder Bandverletzungen noch Weichteilschäden. Frakturen der proximalen Tibia werden mit der Zahl 4 für die Tibia und 1 für den proximalen Anteil des Röhrenknochens angegeben. Der nachfolgende Buchstabe A, B oder C beschreibt eine extraartikuläre, partiell artikuläre oder komplexe artikuläre Fraktur. Weiter definiert wird die Fraktur daraufhin durch die Zahlen 1-3, die für einen aufsteigenden Schweregrad der Fragmentierung stehen.^{3,14,16,17,19}

Zu den extraartikulären Frakturen der Gruppe A wird der Eminentiaauriss gezählt (AO 41 A1), da hierbei die nicht belastete Gelenkfläche betroffen ist. Des Weiteren werden einfache metaphysäre Frakturen (AO 41 A2) und die mehrfragmentären Brüche der proximalen Tibiametaphyse (AO 41 A3) beschrieben.^{14,27}

Die Gruppe B beschreibt unikondyläre Spalt- und Kompressionsfrakturen. Die AO 41 B1 Fraktur beschreibt eine partiell artikuläre Spaltfraktur, welche oftmals mit einer Depression des frakturierten Anteils einhergeht. Mit der Impressionsfraktur (AO 41 B2) wird durch die AO-Klassifikation die für diese Studie wichtigste Fraktur der proximalen Tibia beschrieben. Als dritte Fraktur (AO 41 B3) wird die Kombination aus Spalt- und Impressionsbrüchen aufgeführt.^{14,27}

Bei den C-Frakturen handelt es sich um komplexe Frakturen, die komplett intraartikulär gelegen sind. Sie umfassen bicondyläre sowie Trümmerbrüche. Wieder werden drei Frakturen unterschieden. Mit der AO 41 C1 Fraktur wird eine einfach artikulär und metaphysäre Fraktur beschrieben. Die AO 41 C2 Fraktur unterscheidet sich hierzu dadurch, dass es im Gegensatz zur C1 Fraktur zu einer Mehrfragmentierung der Metaphyse kommt. In der Fraktur AO 41 C3 vereinigen sich die jeweils mehrfragmentären Frakturen der Gelenkfläche sowie Metaphyse.^{14,27}

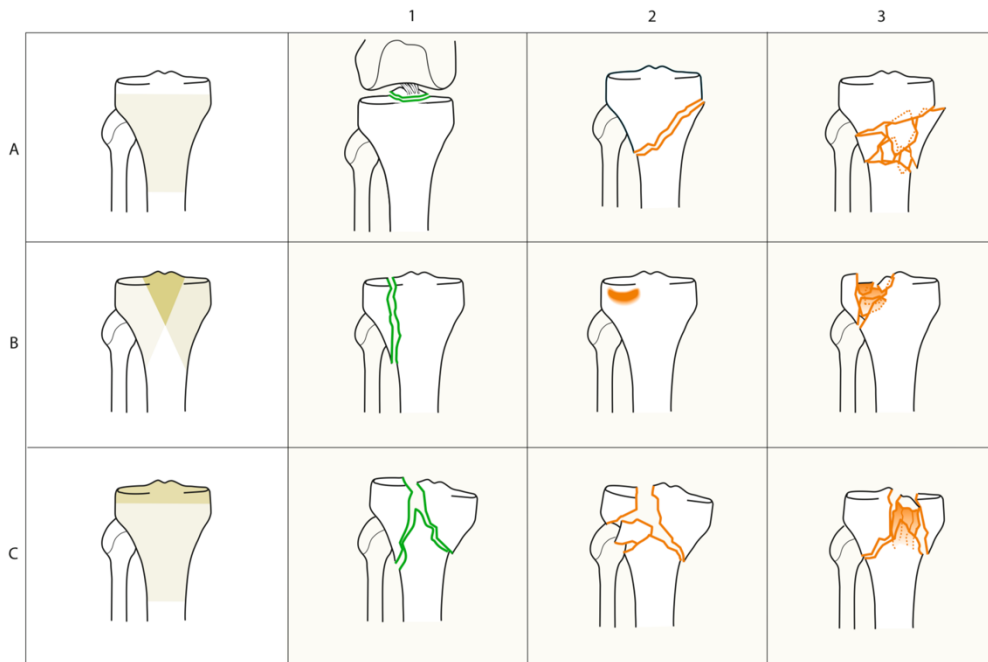


Abbildung 3: Darstellung der AO-Klassifikation für proximale Tibiafrakturen; in der vorliegenden Studie stehen die B2-Frakturen im Fokus ©Springer-Verlag

1.3.2 Klassifikation nach Schatzker

Im angloamerikanischen Raum wird vornehmlich die von *Schatzker et al.* 1979 vorgeschlagene Klassifikation der proximalen Tibiakopffrakturen vorgenommen. Sie ist im Vergleich mit der oben beschriebenen Müller-AO-Klassifikation jedoch weniger ausführlich gehalten. Die Klassifikation unterscheidet 6 Frakturtypen, die sich auf morphologische, therapeutische und prognostische Überlegungen stützen.^{14,17,19,27-29}

Typ 1 nach Schatzker beschreibt eine einfache Keilfraktur des lateralen Tibiaplateaus. Eben jene Fraktur mit einer zusätzlichen Impression der kollateralen Gelenkfläche wird durch Typ 2 beschrieben. Eine zentrale Impressionsfraktur, die nicht mit einer Keilfraktur einhergeht, wird als Typ 3 bezeichnet. Typ 4 beschreibt einen Spaltbruch des medialen Tibiaplateaus, zu dem oft noch eine Fraktur der Eminentia intercondylaris hinzukommt. Bikondyläre Frakturen des medialen und lateralen Tibiaplateaus werden mit Typ 5 beschrieben und Typ 6 beinhaltet metaphysäre Frakturen mit diversen Tibiaplateaufrakturen.^{14,30}

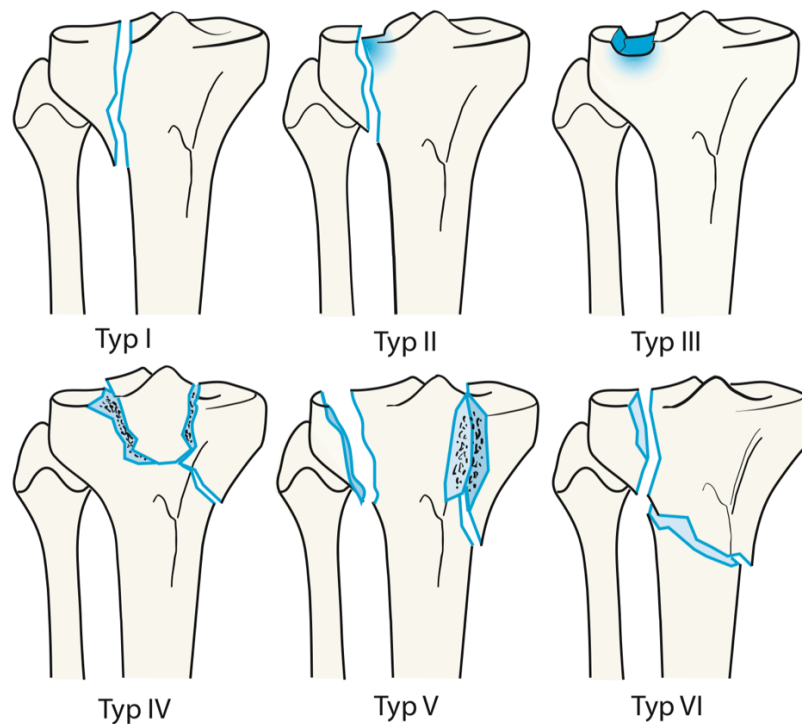


Abbildung 4: Darstellung der Klassifikation nach Schatzker; Typ III ist die für die vorliegende Studie relevante Frakturform ©Springer-Verlag

1.3.3 Klassifikation nach Tscherny und Lobenhoffer

Mit der Klassifikation nach Tscherny und Lobenhoffer lassen sich Plateau-, Luxations- und Trümmerfrakturen klassifizieren. Diese Klassifikation ist für die vorliegende Arbeit besonders geeignet, da sie eine Einteilung der Plateaufrakturen erlaubt, welche als Bagateltraumata beim älteren, osteoporotischen Patienten zentral für diese Studie sind. Es lassen sich Spaltbrüche (P1), Impressionsbrüche (P2), Spalt-Impressions-Brüche (P3) und bicondyläre Brüche (P4) unterscheiden.¹⁴⁻¹⁷

Bei einem anderen Unfallhergang können auch Luxationsfrakturen unterschieden werden (L1-L5). Diese Einteilung entspricht der unten beschriebenen Klassifikation nach Moore.¹⁴

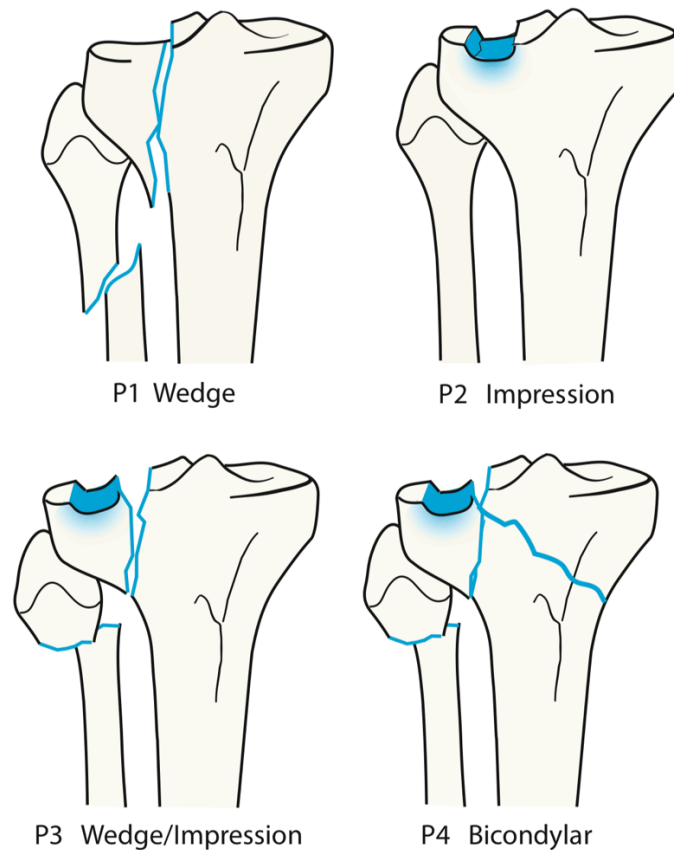


Abbildung 5: Darstellung der Tibiakopffrakturklassifikation nach Tscherne und Lobenhoffer; P2 ist die für die vorliegende Studie relevante Frakturform ©Springer-Verlag

1.3.4 Klassifikation nach Moore

Moore et al. (1981) stellte nach Begutachtung von 1000 proximalen Tibiafrakturen ein Klassifikationssystem für Luxationsfrakturen auf. Diese funktionelle Einteilung betrachtet neben Frakturtypen auch Gelenkinstabilität sowie ligamentäre und neurovaskuläre Begleitverletzungen.^{14,15}

Es werden fünf Luxationsfrakturtypen unterschieden. Typ 2 und 4 werden weiterhin eingeteilt in mediale und laterale Form.

Der erste und häufigste Typ 1 beschreibt einen Spaltbruch („split“) des dorsomedialen Plateaus. In einem Großteil der Fälle umfasst das Fragment den gesamten Kondylus. Dieser Frakturtyp ist durch den nach hinten luxierenden Femurkondylus zu erklären.^{3,27,31-33}

Typ 2 stellt eine Fraktur des kompletten Kondylus („entire condyle“) dar, bei der die Frakturlinie in das kontralaterale Tibiaplateau zieht und dabei auch die Eminentia intercondylaris mit den Kreuzbandverankerungen betrifft.^{3,27,31-33}

Die Luxationsfraktur Typ 3 („rim avulsion“) ist eine Avulsionsfraktur des meist lateralen Randes des Tibiaplateaus. Hierbei handelt es sich um knöchernerne Kapsel-Band-Ausrisse (Typ Segond). Diese Art der Verletzung ist oftmals verbunden mit Kreuz- und Seitenbandrupturen sowie mit Eminentiaausrissen und Fibulaköpfchenfrakturen.^{3,27,31-33}

Beim Typ 4 („rim impression“) kommt es zur Kantenimpression mit schwerwiegenden Bandverletzungen der Gegenseite. Durch den Aufklappmechanismus sind bei medialer Fraktur (Typ 4 A) häufig Fibulaköpfchenabrisse zu beobachten, während bei lateraler Fraktur (Typ 4 B) eine mediale Seitenbandruptur vermehrt auftritt.^{3,27,31-33}

Mit dem Typ 5 („four part“) wird eine 4-Fragment-Fraktur beschrieben. Diese komplexe Trümmerfraktur umfasst eine bikondyläre Tibiaplateau-Fraktur mit Ausriss der Eminentia intercondylaris. Als Begleitverletzungen treten gehäuft Fibulaköpfchenfrakturen sowie neurovaskuläre Komplikationen auf.^{3,27,31-33}

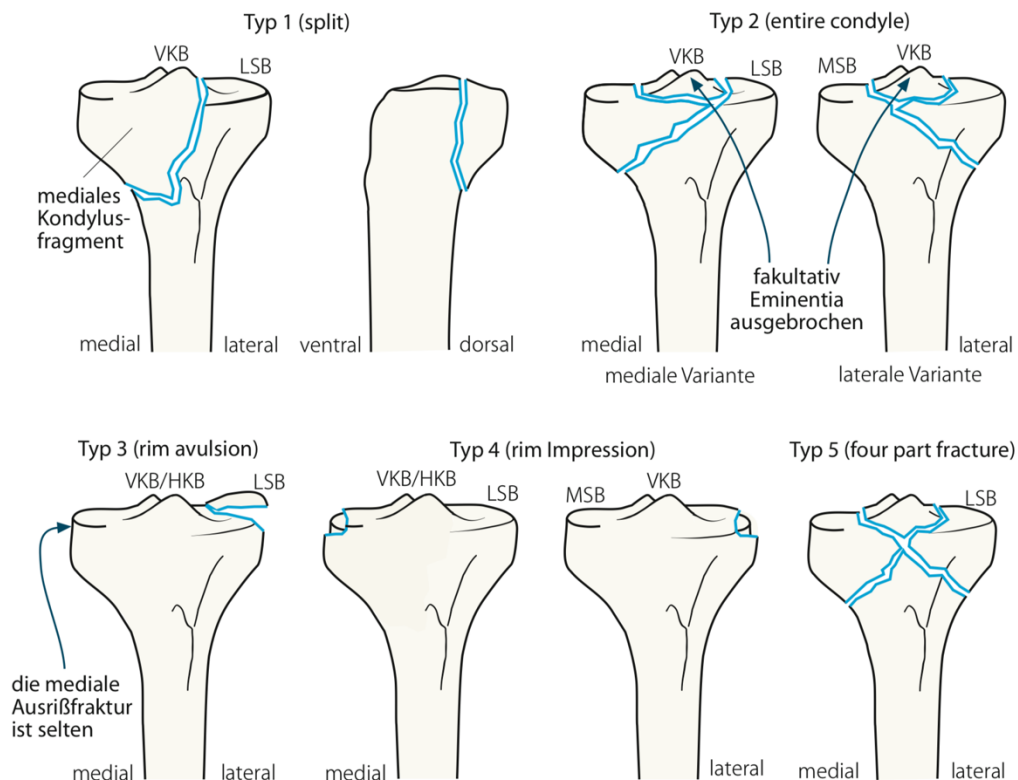


Abbildung 6: Darstellung der Klassifikation der Tibiakopf luxationsfrakturen nach Moore ©Springer-Verlag

1.4 Klinische Diagnostik und Bildgebung

Am Anfang der Diagnostik sollte ein ausführliches Anamnesegespräch stattfinden. Hierbei gilt es vor allem, den Unfallhergang zu eruieren, sowie die physische und psychische Leistungsfähigkeit des Patienten einzuschätzen. Dies ist von hoher Bedeutung für die Nachbehandlung, um sicherzustellen, dass der Patient beispielsweise die Vorgaben der Teilbelastung adäquat einhalten kann. Hierfür können verschiedenste Scores zu Rate gezogen werden. Das Short Portable Mental Status Questionnaire (SPMSQ) oder die Organic Brain Syndrome Scale (OBS) sind zwei Optionen.^{3,14,17,34}

Im Anschluss an die Anamnese folgt eine gründliche körperliche Untersuchung. Von besonders hoher Bedeutung ist hier die inspektorische und palpatorische Evaluation des Weichteilschadens, da dieser für das weitere Vorgehen bei der Behandlung eine wichtige Rolle spielt.^{16,35}

Zunächst sollte geklärt werden, ob es sich um eine geschlossene Verletzung, klassifiziert nach *Tscherne und Oestern* (1982) oder um eine offene Fraktur, klassifiziert nach *Gustilo und Anderson* (1984), handelt. Des Weiteren sind Areale mit Spannungsblasen, Exkorationen und Décollements zu dokumentieren. Diese Bereiche gilt es bei eventuellen Operationszugängen zu meiden. Durch die altersbedingten und medikamenteninduzierten, negativen Eigenschaften der Haut älterer Patienten müssen auch scheinbar geringfügige Kontusionsmarken Beachtung finden, da sich diese zu ausgedehnten Weichteildefekten entwickeln können.^{16,17,19,35}

Bei jedem Patienten ist ein Kompartmentsyndrom auszuschließen, welches weitaus häufiger auftritt als eine direkte Schädigung des Nervens. Zum Ausschluss des Kompartmentsyndroms eignet sich die Messung des vorherrschenden Gewebedruckes. Eine Erhebung des neuromuskulären und neurovaskulären Status ist daher unabdingbar. Im Zweifel muss eine Dermatofasziotomie in Erwägung gezogen werden.

V.a. bei Luxationsfrakturen ist mit direkten Gefäß- oder Nervenschäden zu rechnen. Gegebenenfalls sind eine Angiographie oder Doppler-Sonographie durchzuführen. Verletzungen des N. peroneus treten gehäuft bei Fibulakopffrakturen auf und sind deshalb bei

dieser Begleitverletzung besonders zu beachten. In diesem Zusammenhang ist eine Studie von *Carrera et al.* (2017) hervorzuheben, die zeigen konnte, dass ein intakter Fibulakopf zur postoperativen Stabilität beitragen kann.^{3,14,35,36}

Die Überprüfung der Kniestabilität ist essentiell, sollte jedoch erst unter Narkose vor und nach der Frakturstabilisierung untersucht werden. Häufige Begleitverletzungen wie Menisken- und Bänderverletzungen, die ursächlich für eine Knieinstabilität sein können, lassen sich mit einer MRT gut beurteilen. MRT Untersuchungen zeigen hierfür eine über 90 %-ige Sensitivität. Eine von *Chen et al.* im Jahr 2009 veröffentlichte Studie hat gezeigt, dass bei insgesamt 609 Patienten mit operativ behandelter Typ B (AO-Klassifikation) Tibiakopffraktur 42 % der Frakturen zusätzlich mit einer Meniskusläsion und 21 % mit einer Kreuzbandruptur vergesellschaftet waren. Mit der Magnetresonanztomographie lassen sich des Weiteren geringfügig verschobene posteriore Kantenfragmente diagnostizieren, was sich mit konventionellen Röntgenaufnahmen häufig als schwierig erweist.^{3,16,19,35,37}

Die konventionellen Röntgenaufnahmen eignen sich jedoch für eine erste Darstellung der Fraktur. Hierfür werden eine a.p. und eine laterale Aufnahme angefertigt. In Kombination mit einer Computertomographie mit 3D-Rekonstruktion bilden sie den Goldstandard der bildgebenden Diagnostik bei Tibiakopffrakturen. Computertomographische Aufnahmen haben 45° Schrägaufnahmen weitestgehend aus dem klinischen Alltag verdrängt und sind essentiell für eine präzise Darstellung der Frakturmorphologie und für die präoperative Planung. In Bezug auf das für diese Studie besonders interessante ältere Patientenkollektiv gibt die CT außerdem Auskunft über die Knochenqualität des Patienten. Untersuchungsergebnisse können somit zur Anpassung der operativen Therapie und Nachbehandlung genutzt werden.^{3,14,16,17,19,25,29,35,38-41}



Abbildung 7: Röntgenaufnahme einer Impressionsfraktur des lateralen Tibiakopfkompartiments (B2 nach AO) von (a) frontal und (b) medial ©Springer-Verlag

1.5 Behandlungsverfahren

1.5.1 Allgemeine Therapieziele

Die therapeutische Zielsetzung muss für jeden Patienten individuell angepasst werden. Es gibt jedoch allgemeingültige Therapieziele, die bei jedem Patienten verfolgt werden sollten. Höchste Priorität sollte der Vermeidung der posttraumatischen Arthrose zukommen, die bei 9 – 44 % der Patienten auftritt. Hierfür ist es essentiell, die Gelenkkongruenz und Achsverhältnisse des Kniegelenks wiederherzustellen, die wiederum helfen, Funktion und Bewegungsumfang des Knies zu erhalten. ^{17,19,24,29,42,43}

Der Patient sollte weiterhin möglichst kurz immobilisiert werden, um eine Arthrofibrose sowie eine Minderversorgung des Gelenkknorpels zu verhindern. Neben der Vermeidung dieser degenerativen Veränderungen ist eine frühzeitig interdisziplinäre Therapie

mit adäquater Schmerztherapie anzustreben. Dazu gehört auch die Behandlung jedweder Begleitverletzungen. Durch eine intensive Betreuung durch Anästhesie und Pflege konnte ebenfalls gezeigt werden, dass insbesondere bei dem für diese Studie interessanten Patientenkollektiv das Risiko für ein postoperatives Delirium um 35 % vermindert werden konnte.^{3,17,35}

Außerdem sollte maximaler Funktions- und Bewegungsumfangserhalt das Ziel einer jeden Therapie sein, um so insbesondere – aber nicht nur – bei älteren Patienten die Mobilität und Lebensqualität zu erhalten.^{34,44}

1.5.2 Konservative Therapie

Während bei älteren Patienten meist die operative Therapie angestrebt wird, ist in individuellen Fällen eine konservative Therapie indiziert und stellt eine gangbare Behandlungsoption dar.¹⁶

Bei jungen Patienten mit guter Knochensubstanz und nach adäquatem Trauma kann ein konservatives Therapieregime erwogen werden. Außerordentliche Umstände wie bereits bestehende Gonarthrose, geringer Patientenanspruch und fehlende Operationsfähigkeit können ebenfalls eine Indikation für eine konservative Therapie sein. Es sollte jedoch vermieden werden, zu rasch aufgrund von internistischen Begleiterkrankungen und hohem Alter eine operative Therapie zu verwerfen. Nur Patienten in einem einwandfreien physischen und psychischen Zustand können die Erwartungen erfüllen, die an einen konservativ zu behandelnden Patienten gestellt werden müssen. Die Nachbehandlung verlangt eine teilweise bis vollständige Entlastung der Extremität, was für viele ältere Patienten nur schwer realisierbar ist. Es ist außerdem wichtig zu erwähnen, dass eine Immobilisation durch Orthesen oder Gipsverbände gravierende Sekundärkomplikationen hervorrufen kann.^{16,17,19,34,45}

Zur konservativen Therapie eignen sich vor allem nichtverschobene, stabile Frakturen. In der Literatur wird von einer maximal 2 mm messenden Stufe gesprochen.^{14,29}

Bei nicht verschobenen, impaktierten Frakturen ist heutzutage initial eine Mecron-schiene (früher gespaltener Oberschenkelgips) vorgesehen. Das Knie wird so in einer geringen Beugstellung ruhiggestellt. Neben allgemeinen Maßnahmen wie adäquater

Analgetika- und Antiphlogistikagabe ist eine möglichst frühe Mobilisierung anzustreben. Der Patient wird bereits wenige Tage nach dem Unfall an Unterarmgehstützen mit 15 kg Teilbelastung mobilisiert. Nach acht bis zehn Wochen ist mit einer knöchernen Konsolidierung der Fraktur zu rechnen. Der Behandlungserfolg ist röntgenologisch zu überwachen.^{3,14,17,19}

Unterstützend ist die Extremität nach der akuten Schmerzphase zu beüben. Hierfür eignet sich eine CPM-Schiene („continuous passive motion“) sowie isometrische Muskelübungen unter physiotherapeutischer Aufsicht, die den Bewegungsumfang und die Funktion des Knies verbessern sollen. Weiterer Bestandteil der konservativen Therapie ist das Abpunktieren von eventuell entstandenen Gelenkergüssen, sollten diese eine physiotherapeutische Übungsbehandlung erschweren und Beschwerden verursachen. Aufgrund des Infektionsrisikos ist dieser Behandlungsschritt jedoch sorgfältig abzuwägen.^{3,14,46}

Ist man in individuellen Fällen auch bei instabilen Frakturen zu einer konservativen Therapie gezwungen, wird die Fraktur gedeckt reponiert und anschließend – wie oben beschrieben - in einer Mecronschiene oder einem gespaltenen Oberschenkelgips für 6 Wochen ruhiggestellt. Der Patient kann, falls möglich, an Unterarmgehstützen mobilisiert werden. Der Therapieerfolg ist regelmäßig röntgenologisch zu kontrollieren.^{3,14,19,32}

1.6 Operative Behandlung

„Das Ergebnis der endgültigen Versorgung sollte eine falladaptierte, frühfunktionelle Nachbehandlung mit sofortiger Mobilisation gestatten.“ Taheri, et al.¹⁴

1.6.1 Operationsindikationen und Zeitmanagement

Bei Tibiakopffrakturen ist immer eine operative Therapie zu erwägen. In der Mehrzahl der Fälle ist eine Operation sogar zwingend notwendig. Hierfür ist vor allem die Frakturmorphologie entscheidend.^{14,16,17,20,47,48}

Offene Frakturen, Luxations- und Trümmerfrakturen mit Gelenkbeteiligung verlangen eine schnellstmögliche operative Stabilisierung des Tibiakopfes. Impressionsfrakturen

ebenso wie dislozierte und instabile Frakturen sollten ebenfalls nicht konservativ behandelt werden. Eine weitere den Knochen betreffende Indikation für eine invasive Stabilisierung stellt eine zum Großteil bei älteren Patienten vorherrschende, schlechte Knochenqualität dar.^{3,16,17,19,32,49}

Neben frakturbezogenen Indikationen können auch Verletzungen von Gefäßnervenbündeln und ein Kompartmentsyndrom Anlass zur Operation geben.^{3,19}

Als letzte anzuführende Indikation stellt sich die Problematik, dass viele ältere Patienten die anspruchsvolle Nachbehandlung bei konservativer Therapie nicht adäquat mittragen können (s.o.).^{16,19}

Trotz, vor allem bei älteren Patienten, anspruchsvollen Eingriffen, ist deshalb oftmals die Indikation zur Operation gegeben. Ohne rasche Versorgung kann die Funktion und der Bewegungsumfang des Knies kompromittiert werden, was einen Verlust der Eigenständigkeit nach sich ziehen kann und die Lebensqualität im Folgeschluss erheblich mindert.^{34,50}

Den idealen Zeitpunkt für eine Operation abzapassen, ist eine anspruchsvolle Entscheidung. Aufgrund der nach dem Trauma rapide einsetzenden Weichteilschwellung ist von einer Operation im Zeitraum von 6 Stunden bis 6 Tagen nach Unfallereignis abzuraten.^{3,14,35,47,51}

Alles in allem muss, wie schon bei der konservativen Therapie erwähnt, ein individueller Therapieplan für den Patienten aufgestellt werden, nachdem alle physischen und psychischen Einflussfaktoren beachtet wurden.¹⁷

1.6.2 Operationszugänge

Nach Indikationsstellung für eine operative Therapie wird individuell über den Operationszugang entschieden. Entscheidende Faktoren hierfür sind die Frakturmorphologie sowie präoperativ festgestellte Schlüsselfragmente, die sich durch ihre Lage und Größe in Bezug auf die Gelenkkonfiguration besonders für eine osteosynthetische Fixierung eignen.^{17,19}

Stellt sich die Fraktur als nur geringfügig dislozierter Spaltbruch, isolierte Eminentiafraktur oder Impressionsfraktur des mittleren oder hinteren Tibiaplateaus dar, kann eine

arthroskopisch-assistierte, minimal-invasive Versorgung angestrebt werden. Hierfür werden anterolateral und anteromedial jeweils ein Arthroskopieportal benötigt, um die Fraktur unter Sicht zu reponieren. Eventuell imprimierte Fragmente können über einen lateral oder medial der Metaphyse gelegenen, transossären Arbeitskanal reponiert werden.^{17,19}

Bei einer offenen Reposition und internen Fixation (ORIF) bieten sich dem Operateur eine Vielzahl von Operationszugängen.

In der Mehrzahl der Fälle lassen sich Tibiakopffrakturen über den anterolateralen Zugangsweg versorgen, was vor allem mit der Frequenz lateraler Tibiaplateaufrakturen zu erklären ist. Der Patient wird auf dem Rücken liegend gelagert, mit der zu operierenden Extremität in einer 30° Beugstellung. Ein nahezu S-förmiger Hautschnitt erstreckt sich vom Epikondylus bis hin zwischen Fibula und Gerdy-Tuberkel (knöcherner Ansatz des Tractus iliotibialis). Der unmittelbar unterhalb liegende Tractus iliotibialis wird mitsamt den Extensoren am Vorderrand subperiostal vom Knochen abgelöst. Um Zugriff auf die Gelenkfläche zu erhalten und die Fraktur unter Sicht reponieren zu können, werden die meniskotibialen Bänder durchtrennt und der Außenmeniskus angehoben. Dieser Operationszugang lässt sich nach proximal und distal erweitern und kann gegebenenfalls auch als Zugangsweg für eine folgende Prothetik dienen.^{3,16,18,19,35,52}

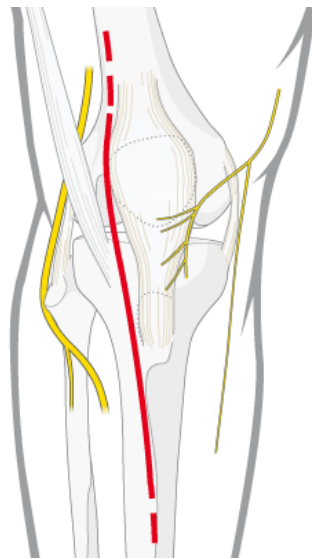


Abbildung 8: Darstellung des anterolateralen Zugangs zum Kniegelenk ©AO Foundation

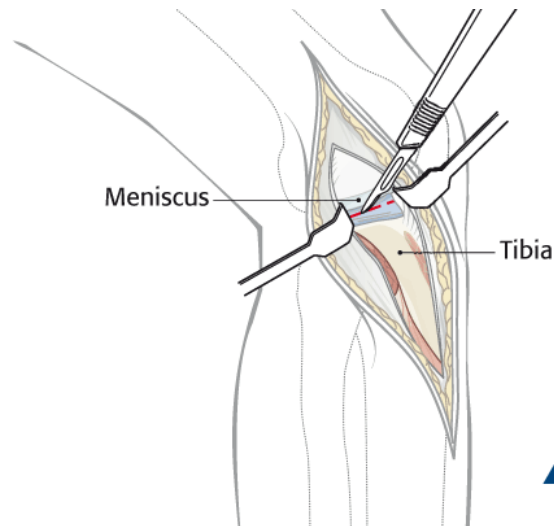


Abbildung 9: Darstellung der Kapsulotomie mittels Skalpell zur Eröffnung des Kniegelenks ©AO Foundation

Dislozierte, medial liegende Fragmente bei bikondylären C-Frakturen (nach AO) können über den anterolateralen Zugang nur erschwert erreicht werden. Es bietet sich deshalb an, einen zweiten Operationszugang posteromedial zu schaffen. Nach einer 4 – 5 cm langen Inzision erhält der Operateur direkten Zugang zu medialen Knochenfragmenten bzw. dem medialen Tibiaplateau. Der Gastroknemiuskopf sollte bei diesem Vorgehen möglichst geschont werden. Gleiches gilt für den Pes anserinus, der allerdings auch inzidiert und nach erfolgter Osteosynthese readaptiert werden kann.^{16,18,35,52,53}

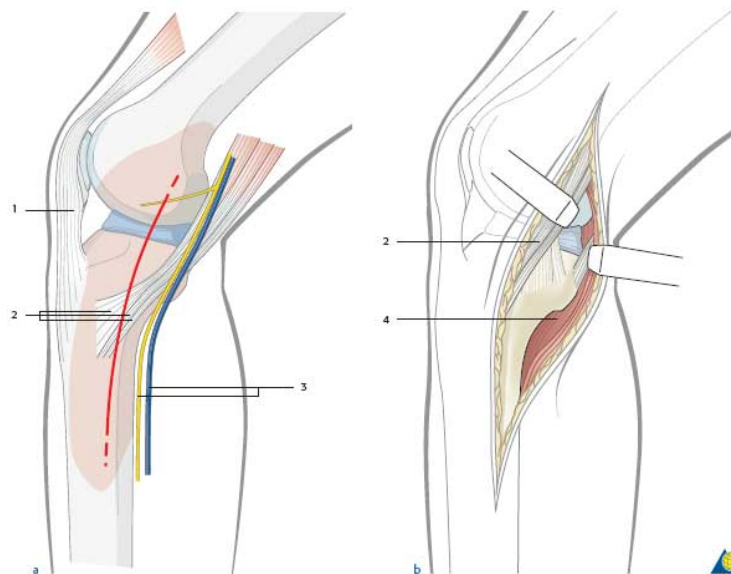


Abbildung 10: Darstellung des posteromedialen Zugangs zum Tibiakopf; 1) Patellarsehne 2) Pes anserinus 3) Vena saphena magna und N. saphenus 4) M. gastrocnemius ©AO Foundation

Neben den in den vorangegangenen Abschnitten ausführlich beschriebenen Hauptzugangswegen über anterolateral und posteromedial sollen die verbleibenden Zugangswege im Folgenden komprimiert dargestellt werden.

Ebenso wie der posteromediale Zugang kann auch ein posterolateraler Zugang für die Versorgung von Frakturen dorsaler Tibiaplateauanteile dienen. Hierfür führt man den Hautschnitt entlang der Fibula und erlangt so Zugriff auf die Ursprünge der Extensoren, welche anschließend bogenförmig abgelöst werden. Unter Darstellung und Schonung des N. peroneus kann die Fibula scharf von der Tibia gelöst werden oder subkapital osteotomiert werden. Dieser Schritt wird nach erfolgter Frakturversorgung mittels Cerclage oder einer Stellschraube am Tibiakopf refixiert. Aufgrund der Gefährdung des Peroneus-Nerven wird dieser Zugang aber eher vermieden.^{16,18,52,53}

Circa 2 cm medial der Tuberositas tibiae bietet sich der anteromediale Operationszugang an, der mit einem geraden Hautschnitt erreicht werden kann. Die Gelenkfläche lässt sich anschließend nach medialer Arthrotomie gut beurteilen.^{16,18}

Bei dorsalen Luxationsfrakturen empfiehlt sich ein direkter posteriorer Zugang (durch Verlängerung auch Zugang nach Trickey). Dieser Operationszugang kann auch zur Versorgung von dislozierten, knöchernen Ausrissen des hinteren Kreuzbands dienen. Der verwendete Hautschnitt streckt sich nahezu S-förmig vom medialen Kopf des M. gastrocnemius diagonal über die Fossa poplitea bis hin zum lateralen Anteil des distalen Unterschenkels. Zugriff auf das Tibiaplateau erhält man durch eine bogenförmige Querinzision innerhalb der Fossa poplitea. Für diese Art von Operationszugang empfiehlt sich ein Verzicht auf Blutsperrung, um die Poplitealgefäße palpieren und somit schonen zu können. Weiterhin ist bei diesem Vorgehen auf die Darstellung und Schonung des N. peroneus und N. tibialis zu achten.^{16,18}

Größere Zugangswege wurden in der akuten Frakturversorgung weitestgehend verlassen und sollten nur bei absoluten Sonderindikationen zum Einsatz kommen. Der Y-förmige Zugangsweg mit Osteotomie der Tuberositas tibiae wurde aufgrund hoher Komplikationsraten bei Wundheilung und Infektionen im Operationsgebiet weitestgehend verlassen.^{16,18}

1.6.3 Differenzierte Frakturversorgung

Zur differenzierten Versorgung bei Tibiakopffrakturen stehen je nach Frakturtyp und begleitenden Besonderheiten im Wesentlichen zwei Gruppen der Vorgehensweise zur Verfügung.

1.6.3.1 Frakturreposition

Bevor die Fraktur definitiv versorgt werden kann, hat die Wiederherstellung der Gelenkkongruenz oberste Priorität.

Für die Reposition von intraartikulär gelegenen Frakturfragmenten ist für gewöhnlich eine direkte Einsicht in das Gelenk über Arthrotomie oder wahlweise Arthroskopie von Nöten. Bei diesem Vorgehen sollte eine extensive Deperiostierung ebenso wie eine Weichteilschädigung vermieden werden.^{16,35,52}

Für alle Repositionsversuche ist ein Bildwandler unabdinglich. Einfache Frakturen, wie z.B. isolierte Spaltfrakturen, können so oftmals minimalinvasiv reponiert werden. Eine arthroskopische Positionskontrolle kann hierbei hilfreich sein.^{3,17,35}

Um isolierte Impressionsfrakturen reponieren zu können, wird anteromedial oder anterolateral je nach Lokalisation der Impression ein kortikales Knochenfenster an der Metaphyse angelegt. Über einen zuvor eingebrachten Kirschner-Draht wird ein kanülierter Stößel unterhalb des Fragmentes positioniert. Unter Bildwandlerkontrolle kann der Stößel anschließend bis subchondral vorgeschoben und die Spongiosa dadurch kompaktiert werden.^{3,16,52}

Handelt es sich jedoch bei der zu versorgenden Fraktur um einen Spaltimppressionsbruch, kann das Fragment direkt über den Hauptfrakturspalt reponiert werden.^{3,16,52}

Liegen stark dislozierte Fragmente vor, werden diese mit Hilfe von spitzen Repositionszangen und Kirschnerdrähten an der Repositionsstelle fixiert. Ein ähnliches Vorgehen wird bei bikondylären Frakturen verfolgt; hier beginnt die Rekonstruktion des Kniegelenks ausgehend von der meist weniger geschädigten medialen Plateauseite.^{16,52}

Das Repositionsergebnis sollte bis zur endgültigen Osteosynthese mittels Kirschner-Drähten gesichert werden. Sie können anschließend mit kanülierten Schrauben überbohrt werden oder als Anhaltspunkte für parallel einzubringende, konventionelle Schraubensysteme dienen.^{16,52}

Nach erfolgter Reposition ist das Ergebnis auf Gelenkflächenkongruenz und wiederhergestellte Kniegelenksachsverhältnisse mittels Bildwandler zu kontrollieren.^{16,35}

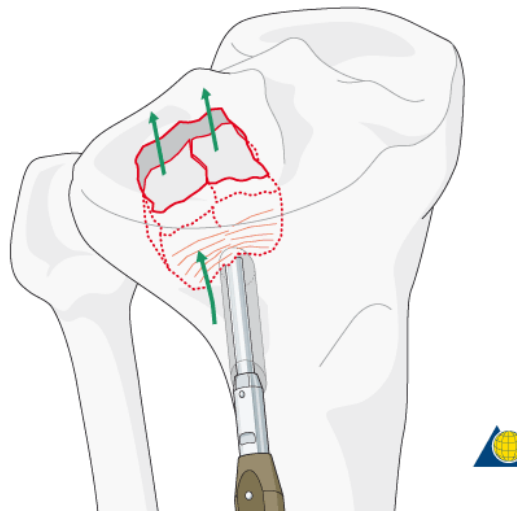


Abbildung 11: Beispielhaft dargestellte Reduktion des impaktierten Fragmentes ©AO Foundation

1.6.3.2 Äußere Fixierung

Bei polytraumatisierten Patienten, bei extrem geschädigten Weichteilverhältnissen mit Gefäß-Nerven-Läsionen und gegebenenfalls bei Infektionen wird zur Primärversorgung die äußere Fixierung bevorzugt.^{14,16,19}

Hier unterscheidet man die äußere Fixierung im Sinne eines Fixateur externe von einer kombinierten, sogenannten Hybridfixierung.

Beim gelenkübergreifenden Fixateur externe können unter Schonung der Weichteile auch Trümmerfrakturen, offene Frakturen und Luxationsfrakturen temporär stabilisiert werden. Nach Beruhigung der Weichteilverhältnisse sollte zeitnah ein Verfahrenswechsel angestrebt werden. Der Vorteil dieses Verfahrens liegt in der relativ einfachen Durchführbarkeit bei hoher Steifigkeit und der raschen Versorgung nach Trauma.^{14,16,19}

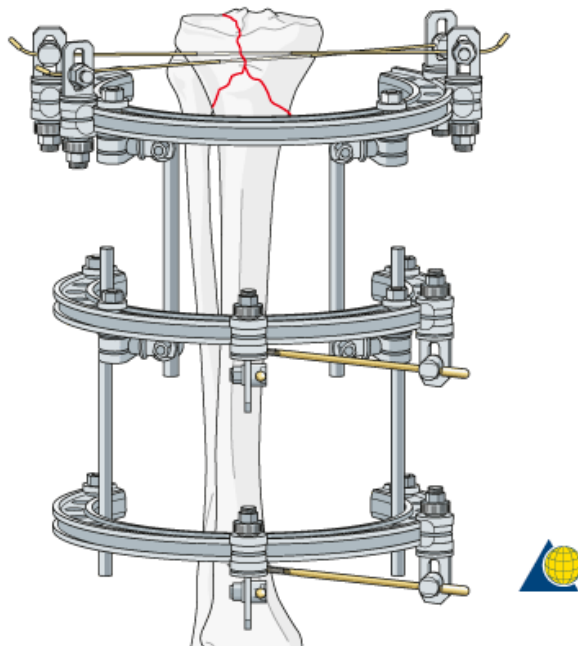


Abbildung 12: Darstellung eines an der Tibia angebrachten Ringfixateurs nach AO ©AO Foundation

Die Kombination des am Tibiaschaft anzubringenden Fixateur externe (AO-monolateraler Fixateur) mit einem Ringfixateur nach Ilizarov, dem sogenannten Hybridfixateur (supportive Composite-Hybridfixation) bietet erfahrungsgemäß weitere Vorteile bezüglich der Versorgung der Frakturen mit Gelenkbeteiligung und metaphysären Trümmerzonen.^{3,17}

Es handelt sich hierbei um einen den Schienbeinkopf umschließenden Karbonring, von dem aus entweder kanülierte Schrauben oder sog. Olivendrähte nach vorhergegangener Frakturreposition in die reponierten Fragmente eingebracht und am Ring fixiert werden. Um insbesondere bei osteoporotischen Knochen die intrafragmentäre Kompression zu erhöhen, können zusätzlich noch Unterlegscheiben verwendet werden, die die Auflagefläche vergrößern. Hiermit kann ebenfalls eine rasche und weichteilschonende, gelenkflächennahe Frakturstabilisierung realisiert werden, die eine sofortige Lagerungs- und Belastungsstabilität bietet. In einem Verfahrenswechsel kann der Hybridfixateur in ein geschlossenes System konvertiert werden. Vermehrt findet der Hybridfixateur aber auch Anwendung in der definitiven Versorgung von Tibiakopffrakturen.^{3,14,16,19}

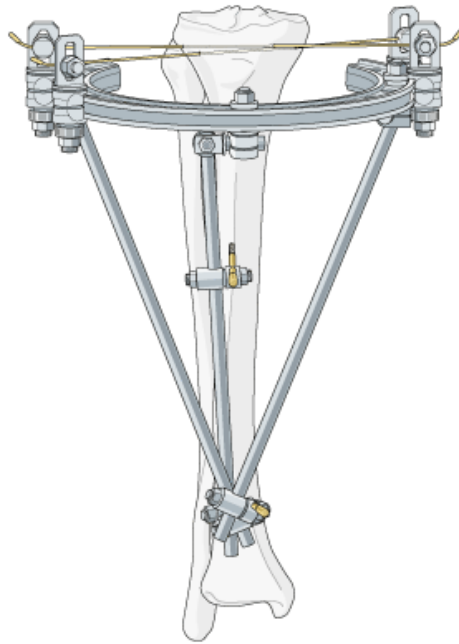


Abbildung 13: Darstellung eines an der Tibia befestigten Hybridfixateurs ©AO Foundation

1.6.3.3 Innere Fixierung

1.6.3.3.1 Offen

Über die oben genannten Zugangswege lassen sich ein Großteil der operativ zu behandelnden Tibiakopffrakturen versorgen. Die differenzierte Frakturversorgung richtet sich neben individuellen Besonderheiten des Patienten vor allem nach der Frakturmorphologie.

Die offene Reposition und Osteosynthese (ORIF) findet in Blutleere statt. Der Patient wird auf einem strahlendurchlässigen Operationstisch gelagert und das kontralaterale Bein wird abgesenkt, um eine uneingeschränkte Durchleuchtung zu erlauben.¹⁶

Einfache Frakturformen wie kondyliäre Spaltbrüche (B1 nach AO) und kondyläre Impressionsbrüche (B2 nach AO) können unter Bildwandlerkontrolle mittels Spongiosazugschrauben ausreichend behandelt werden, da sie eine gute Kompression auf den Frakturspalt ausüben. Bei B2 Frakturen kann es eventuell nötig sein, vor allem wenn der Knochen osteoporotisch vorbelastet ist, eine weitere Schraube von anterior unterhalb der Spongiosaschrauben zu platzieren und so das Risiko einer Sinterung zu verringern („Jail-Technik“, siehe außerdem Material und Methoden).^{3,17,19}

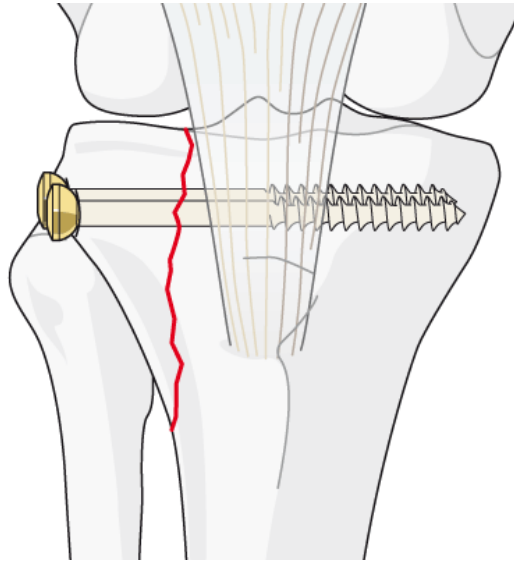


Abbildung 14: Darstellung einer Zwei-Schrauben-Osteosynthese bei lateraler Spaltfraktur der proximalen Tibia (AO 41 B1) ©AO Foundation

Bei Impressionsspaltbrüchen (B3 nach AO) bieten Spongiosaschrauben oftmals nicht genügend Stabilität. Für diese Frakturform bieten sich deshalb laterale Abstützplatten an. Dabei handelt es sich um moderne, polyaxial vorgeformte Implantate die über ihre Winkelstabilität als Fixateur interne wirken. Die oftmals verwendeten Platten, die auch in unserer Studie Verwendung fanden, sind LCP-Platten (locking compression plate). Sie eignen sich besonders für die Überbrückung knöcherner Defekte und schonen durch ihre Form die periostale Durchblutung. Die Platten können entweder offen oder über Zielbügel (LISS – less invasive stabilisation system) eingebracht werden. Des Weiteren finden Platten bei vollständig intraartikulären Frakturen Verwendung und sind außerdem immer bei zweifelhafter Knochenqualität zu bevorzugen.^{16,19,54,55}

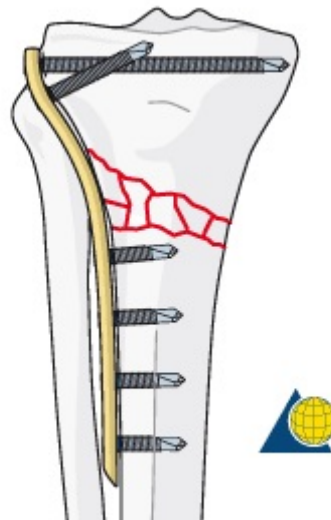


Abbildung 15: Beispielhafte Darstellung einer Versorgung mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese ©AO Foundation

Wenn erschwerte Weichteilverhältnisse vorliegen, kann in einzelnen Fällen auch eine lediglich von lateral eingebrachte winkelstabile Plattenosteosynthese die Therapie der Wahl darstellen. Es hat sich gezeigt, dass so die Infektionsrate im Vergleich zu einer bilateralen Versorgung verringert werden konnte. Aus Rücksicht auf die Knochentrophik ist außerdem auf das bilaterale Anbringen von großen Implantaten zu verzichten, jedoch ist immer noch in einigen Fällen eine kleine, mediale Abstützplatte erforderlich.^{16,19,56} Ausnahmen in der Versorgung stellen die antegrade Marknagelosteosynthese und der primäre Gelenkersatz dar. Während wenig Langzeitdaten zu der Marknagelosteosynthese vorliegen, ist damit zu rechnen, dass aufgrund des demographischen Wandels der Gesellschaft eine häufigere Therapie mittels primärer Prothetik stattfinden wird.^{16,19,57-60}

Für ältere Patienten mit vorbestehender Arthrose und Osteoporose ist aufgrund der minderen Knochenqualität ein primärer Gelenkersatz eine geeignete Alternative zu ansonsten frustranen Rekonstruktionsversuchen, die eine lange Nachbehandlung mit Vollentlastung des Beins nach sich ziehen. Diese Versorgung setzt eine ausreichende Möglichkeit der Verankerung für die Prothese voraus.

Durch den Gelenkersatz kann außerdem eine bei unzureichender Primärosteosynthese eventuell anstehende zweite Operation erspart werden, was besonders für ältere Patienten von Vorteil ist. Nach ausführlicher Planung der OP ist der Eingriff elektiv durchzuführen.^{16,17,19,59,61,62}

1.6.3.3.2 Minimal invasiv

Knöcherner Kreuzbandausrisse (A1 nach AO), oben bereits erwähnte Spaltbrüche (B1 nach AO) und Impressionsbrüche (B2 nach AO) eignen sich besonders dafür, minimal invasiv behandelt zu werden. Zur Versorgung werden die oben beschriebenen arthroskopischen Zugangswege genutzt. Die Vorteile einer arthroskopischen Reposition und internen Fixation (ARIF) sind die direkte visuelle Kontrolle des Repositionsergebnisses, die Möglichkeit der Ausspülung eines Hämarthros sowie die Möglichkeit intraartikuläre Begleitverletzungen aufzufinden und gegebenenfalls zu behandeln. Die Versorgung des Knochens kann über Stichinzisionen durchgeführt werden. Vorhergegangene Schichtuntersuchung und intraoperative Bildwandlerkontrolle sind für die korrekte Versorgung unabdingbar. Durch die dadurch gegebene, geringere Morbidität wird die postoperative Mobilisation und Nachbehandlung erleichtert. Insbesondere für alte und uralte Patienten stellt die minimal invasive Versorgung eine wichtige Alternative zu klassischen Verfahren dar, da bei diesem Patientengut die Minimierung des operativen Traumas gesteigerte Relevanz erfährt.^{3,14,19,44,63,64}

1.6.4 Autologer und heterologer Knochenersatz

Den oftmals nach operativer Versorgung der unterschiedlichen Frakturtypen entstandenen metaphysären Knochendefekt gilt es aufzufüllen. Für eine Defektauffüllung bieten sich generell autologe Spongiosa und synthetische Knochenersatzmaterialien an. Trotz Entnahmemorbidität und einer verlängerten Operationszeit stellt die autologe Spongiosa immer noch das Standardverfahren zur Defektauffüllung dar. Das körpereigene Material bietet vorteilig eine Osteogenität, Osteoinduktivität und Osteokonduktivität.

Als Entnahmeort eignet sich der Beckenkammbereich. Kritisch zu betrachten ist die fettige Degeneration des osteoporotischen Knochens, die zur suboptimalen Qualität des Materials bei älteren Patienten beitragen kann.^{3,14,17,19,35,65-67}

Als Alternative stehen synthetisch hergestellte Knochenersatzmaterialien zur Verfügung. Kalziumphosphatzement bietet sich neben Hydroxylapatit aufgrund seiner mechanischen Belastbarkeit und partiellen Umbaubarkeit als Option an. Durch seine Injizierbarkeit passt es sich dem Spongiosadefekt formentsprechend an. Hierdurch und durch die oben beschriebene hohe Belastbarkeit kann das Risiko sekundären Einsinkens des Frakturfragmentes verringert werden. Schließlich ist auch der günstige Kostenfaktor ein nicht zu vernachlässigendes Argument.^{14,19,68-72}

Werden Knochenersatzmaterialien zur Defektauffüllung genutzt, ist es obligat, einen allseitigen Knochenkontakt zu wahren, um einem Einwachsen von Weichgewebe vorzubeugen. Autogene Spongiosa muss in diesem Falle vorsorglich das Weichgewebe vom Knochenersatzmaterial trennen. Weiterhin muss bei Defektauffüllung ein Übertritt des Knochenersatzmaterials in das Kniegelenk vermieden werden.^{14,68,70,73-75}

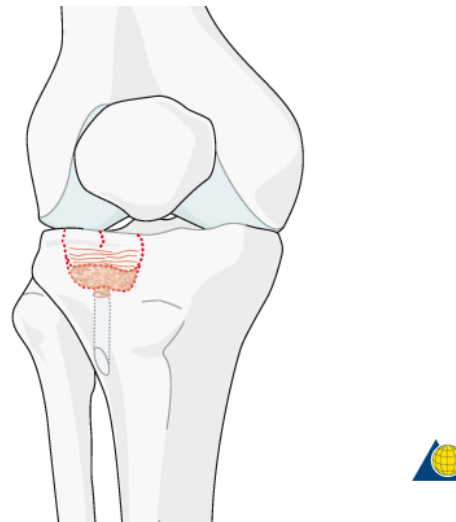


Abbildung 16: Darstellung einer Defektauffüllung nach erfolgter Reposition eines lateralen Impressionsfragmentes
©AO Foundation

1.6.5 Komplikationen

Gefürchtete Komplikationen einer Tibiakopffraktur sind Knieinstabilität und posttraumatische Arthrose. Häufigste Komplikationen sind jedoch Kompartmentsyndrome, tiefe Beinvenenthrombosen und Wundheilungsstörungen. Können die Komplikationen nicht kontrolliert werden, kann eventuell eine Revision geboten sein.^{3,19,29}

Vielen Komplikationen des Weichteilmantels ist durch präoperativ umfassende Untersuchungen vorzubeugen. Während der endgültigen Versorgung ist ein minimalinvasives Vorgehen zu bevorzugen, größere Weichteillappen sind zu vermeiden und Frakturfragmente sollten extraperiostal präpariert werden. Besonders im Fall des Kompartmentsyndroms ist aufgrund seiner Häufigkeit (bei Hochrasanztrauma 10 – 17 %) schon während der Operationsvorbereitung an eine Dekompression zu denken. Arthroskopisch durchgeführte Operationen können ebenfalls in Ausnahmefällen durch Austritt von Flüssigkeit in das Unterschenkelkompartiment zu einem Kompartmentsyndrom führen. In der Nachbehandlung sind Wundheilungsstörungen besonders zu beobachten, da es schnell zu einer Kompromittierung des dünnen Weichteilmantels kommen kann.^{3,19,29,35,76}

Im Falle von Impressionsfrakturen der proximalen Tibia sind als besondere Komplikationen Beinachsenveränderungen möglich. Je nach Lokalisation der Fraktur (medial oder lateral) stellt sich diese Veränderung als Varus- bzw. Valgusfehlstellung der Beine dar. Bei Trümmerfrakturen und komplexen Bruchformen kann es im Verlauf der Behandlung zu einem sekundären Repositionsverlust kommen. Dies wurde von *Phisitkul et al. (2007)* mit einer Häufigkeit von 8 % beschrieben. Ebenso ist ein postoperatives Implantatversagen möglich. Beide Komplikationen können schlussendlich zu Fehlheilungen und Pseudarthrosen führen sowie eine posttraumatische Arthrose begünstigen.^{3,14,29,47,78}

Begleitende Verletzungen des Bandapparates und der Meniski des Knies stehen in einem direkten Zusammenhang mit der Kniestabilität. Ist diese nicht gegeben und/oder ist eine Inkongruenz der Reposition vorhanden, kann es zu einer posttraumatischen Arthrose kommen. Eine Studie von *Papagelopoulos et al. (2005)* konnte zeigen, dass es nach Meniskektomie zu signifikant höheren Arthroseraten (74 %) im Vergleich zu 37 % bei meniskuserhaltender Reposition kam.^{29,35}

Gefäßläsionen treten selten auf und sind meist direkte Folge der Fraktur. Dennoch sollte der A. poplitea besondere Aufmerksamkeit geschenkt werden. Nervenläsionen hingegen, v.a. den N. peroneus betreffend, werden in 3 – 8,5 % der Tibiakopffrakturen dokumentiert. In 2 – 8 % der Fälle kommt es zu einer intraoperativen Irritation des N. peroneus, die jedoch nur vorübergehend besteht und in der Regel spontan rückläufig ist. Dehnungsschäden im postoperativen Verlauf können außerdem zu transienten Nervenläsionen führen, die sich jedoch nahezu komplett regenerieren.^{14,29,80}

Neben diesen frakturtypischen Komplikationen ist auch mit allgemeineren Problemstellungen zu rechnen. An Nachblutungen ist in der Weiterbehandlung ebenso zu denken wie an Wundinfektionen, die in 2 – 22 % der Fälle bei Tibiakopffrakturen auftreten. Zudem kann das verwendete Osteosynthesematerial bei Patienten zu Irritationen führen.²⁹

Beim alten Menschen sind zusätzlich Komplikationen zu beachten, die durch internistische Vorerkrankungen bedingt sind. Diabetes mellitus als weit verbreitete Gesellschafts-krankheit führt so zum Beispiel mit der einhergehenden Mikroangiopathie zu Wundheilungsstörungen und kann konsekutiv ein erhöhtes Risiko für Infektionen darstellen. Zu berücksichtigen sind ebenfalls die im Alter gehäuft vorkommenden Erkrankungen des Blutdrucks und die generell verschlechterten Durchblutungsverhältnisse z.B. durch Arteriosklerose.

1.6.6 Nachsorge

Neben allgemeinen Maßnahmen wie adäquater Schmerzbehandlung, Hochlagerung der Extremität und abschwellenden Mitteln ist die Nachsorge an die vorhergegangene Therapie und individuell an den Patienten anzupassen.^{3,14,16,17,35}

Der Behandlungserfolg ist neben klinischen Untersuchungen radiologisch zu kontrollieren. Hierfür wird eine Verlaufskontrolle zwei Wochen sowie sechs Wochen nach operativer Versorgung empfohlen. Eine knöcherne Konsolidierung ist je nach Frakturmorphologie und gewähltem Osteosyntheseverfahren 8 – 16 Wochen postoperativ zu erwarten.^{14,19}

Trotz weitreichender Fortschritte bei modernen Implantaten ist in aller Regel eine Vollbelastung direkt nach der Osteosynthese nicht möglich. Bei perkutaner Verschraubung der Fraktur wird eine mindestens 6-wöchige Teilbelastung von 20 kg empfohlen - bei Impressionsfrakturen gar 12 Wochen. Auch bei schwerwiegenderen Trümmerfrakturen wird bei Wahl einer winkelstabilen Osteosyntheseplatte mit dem Unterschied nachbehandelt, dass die Teilbelastung auf 10 – 12 Wochen verlängert wird.^{3,16,35}

Haller et al. (2013) konnten jedoch bei einigen Patienten Anzeichen für eine Autoregulierung der Belastung zeigen, die sich dem Grad der Frakturkonsolidierung anpasst. In einer vergleichenden Studie, die 32 mit Plattenosteosynthese versorgte Patienten umfasste, konnten *Haak et al.* (2012) zeigen, dass es keinen Unterschied in der sekundären Dislokation der Fraktur gab zwischen einer Gruppe mit postoperativer Vollentlastung und der Vergleichsgruppe mit autorisierter Vollbelastung. Die Ergebnisse wurden sechs Wochen postoperativ röntgenologisch kontrolliert.^{19,81,82}

Bis die frühestmöglich anzustrebende Vollbelastung sicher erreicht wird, ist der Patient antithrombotisch zu behandeln.¹⁴

Wie auch schon bei der konservativen Therapie erwähnt, empfiehlt sich in der Nachbehandlung einer Tibiakopffraktur eine frühzeitige physiotherapeutische Übungsbehandlung des Beines unter physiotherapeutischer Anleitung. Hierfür eignen sich die CPM-Schiene, isometrisches Muskeltraining und Koordinationsübungen. Insbesondere bei an Unterarmgehstützen teilbelastenden Patienten ist eine Gehschulung notwendig. Sieben bis zehn Tage postoperativ sollte eine Flexion von mindesten 90° erreichbar sein. Ist dies nicht der Fall, sollte eine arthroskopische Lyse durchgeführt werden, um eventuelle Adhäsionen zu lösen.^{3,14,19,35,83}

Es empfiehlt sich Blasenkatheter und intravenöse Zugänge so früh wie möglich zu entfernen, da diese eine potentielle Quelle für Infektionen darstellen und insbesondere bei älteren Patienten die Sturzgefahr erhöhen. Letzteres gilt auch für bewegungseinschränkende Orthesen, die nur initial in der Nachbehandlung verwendet werden sollten.^{17,19}

Wenn vom Patienten gewünscht, ist eine Implantatentfernung nach 12-18 Monaten möglich. Durch infektiöse Komplikationen oder durch das Implantat verursachte Beschwerden kann ebenfalls eine Implantatentfernung erforderlich werden.¹⁴

1.7 Biomechanische Untersuchung zu Tibiakopffrakturen & klinische Relevanz

Die vorliegende Arbeit rückt die Tibiakopffrakturen in den Fokus: eine Fraktur, die bei der kontinuierlich alternden Gesamtbevölkerung zunehmende Relevanz erfährt. Diese Entwicklung spiegelt sich jedoch nicht ausreichend in aktuellen Forschungsbemühungen im Bereich der Biomechanik wider.

Der aktuelle Fokus der Untersuchungen, bezogen auf die Tibiakopffrakturen, liegt zumeist auf Spaltfrakturen, Spaltimppressionsfrakturen oder ganz allgemein Frakturen der proximalen Tibia.⁸⁴⁻⁹²

Studien, die sich spezifisch nur mit reinen Imppressionsfrakturen des Tibiaplateaus befassen, sind rar und oftmals im Umfang limitiert.

Blakey et al. (2013) erforschten zwar eine neuartige transtibiale Verschraubung und stellten den Vergleich mit einer reinen Zwei-Schrauben-Osteosynthese her. Ein systematischer Vergleich von für Tibiakopffrakturen vorgesehenen Osteosyntheseverfahren liegt uns bis dato jedoch nicht vor.

Soweit das Knochenersatzmaterial *chronOS™ Inject* als additive Therapiemöglichkeit bei Tibiakopffrakturen bisher Gegenstand von biomechanischen Studien ist, wird oftmals eine Gegenüberstellung des injizierbaren Calciumphosphatzements mit autologer Spongiosa angestrebt.^{89,93,94}

Und auch wenn Studien wie die von *Welch et al.* (2003) zeigen konnten, dass es bei Verwendung von *chronOS™ Inject* zu signifikant niedrigerem Absinken des Frakturfragmentes nach mechanischer Belastung kommt, fehlen aktuell biomechanische Studien, die die Kombination von Osteosynthesematerial und Knochenzement erforschen.

Einzig die jüngste Studie von *Oh et al.* (2017) stellt eine Ausnahme dar. Hierbei handelt es sich um eine prospektive Studie, welche den klinischen Erfolg von *chronOS™ Inject* Injizierung nach innerer Fixierung bei Tibiakopffrakturen verfolgt und bewertet.

Benoit et al. (2009) untersuchten wie in der vorliegenden Arbeit Imppressionsfrakturen des lateralen Tibiaplateaus. Diese Studie vergleicht die alleinige, konventionelle Zwei-Schrauben-Osteosynthese mit einer Zwei-Schrauben-Osteosynthese, die zusätzlich mit einer auf den eingebrachten Schrauben aufliegenden Metallplatte verstärkt wird.

Unsere Studie ergänzt die oben aufgeführten Forschungsbemühungen.

Unser Bestreben war, einen systematischen Vergleich bestehender Versorgungstechniken bei reinen Tibiakopfimppressionsfrakturen durchzuführen und zusätzlich die Kombination derselben mit Knochenersatzmaterial (*chronOS™ Inject*) zu untersuchen. Ein weiteres Ziel war es, mittels einer großen Anzahl von Prüfkörpern, unterschiedlichen Kraftniveaus und mehreren Tausend Zyklen eine systematische biomechanische Analyse zu erstellen.

Wir versprechen uns hierdurch weiterführende Erkenntnisse insbesondere für die stabile und frühzeitig belastbare operative Versorgung der Tibiakopfimppressionsfraktur des Alters.

1.8 Arbeitshypothese

Die Versorgung älterer Patienten und der bei diesem Patientenkollektiv gehäuft auftretenden Verletzungen - wie der Tibiakopffraktur - rückt bedingt durch den demographischen Wandel unserer Gesellschaft immer weiter in den Fokus der Forschung. Aus vorbenannten Gründen erscheint es uns wichtig, die Tibiakopfimppressionsfraktur, die häufig bei älteren Patienten mit osteoporotischem Knochen auftritt, zu untersuchen.

Unser Ziel ist es, mittels der von uns zusammengetragenen Ergebnisse eine Therapie- und Nachbehandlungsempfehlung für derartige Verletzungen ausgeben zu können.

Eine Teilbelastung der Extremität, wie sie momentan nach operativer Versorgung angeordnet wird, ist für viele ältere Patienten nicht adäquat umsetzbar. Ziel unserer Studie war es deshalb, verschiedene im klinischen Alltag verwendete Osteosyntheseverfahren und die Kombination derselben mit dem Knochenersatzmaterial *chronOS™ Inject* auf ihre Stabilität während erhöhter Krafteinwirkung in einem zyklischen Belastungsmodell zu prüfen.

Neben dem Vergleich der absoluten Stabilität war es außerdem unsere Hypothese, zu zeigen, dass die Verwendung von Knochenersatzmaterial zu signifikant niedrigeren Sekundärdislokationen nach Frakturversorgung führt – eine Hauptursache für posttraumatische Arthrosen.

Unsere Erwartung war, dass die laterale Abstützplatte in diesem Falle höchstmögliche Stabilität bieten könne und durch die Kombination mit Knochenersatzmaterial eine hohe Steifigkeit erzielt werde. Das hierdurch entstehende Gesamtkonstrukt wäre unseres Erachtens ideal für das angesprochene ältere Patientengut geeignet, da es zu geringen Sekundärdisklokationen bei hoher absoluter Stabilität führt.

2 Material und Methoden

2.1 Prüfkörper

In der folgenden Studie wurden ausschließlich Synbone 1110 Kunstknochen verwendet. Diese anatomisch korrekten Modelle, bestehend aus einem Polyurethanschaum, besitzen eine rigide Kunststoffkortikalis. Die Spongiosa des Synbone 1110 ist eine aus Kunststoffschaum geformte Struktur, die einem osteoporotischen Knochen entspricht.

Aus vorhergehenden Studien lässt sich eine gute Vergleichbarkeit ihrer biomechanischen Eigenschaften mit dem humanen, osteoporotischen Knochen herleiten. Hier ist vor allem die Ähnlichkeit mit der gemessenen F_{max} (Maximalkraft) bei Frakturgenerierung zu nennen.⁹⁶ Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass eine hohe Reproduzierbarkeit bezüglich Frakturgenerierung und Handhabung besteht. Diese hat sich bei der hohen Probenzahl dieser Studie als ein besonderer Vorteil erwiesen.

Der Synbone 1110 wurde auch bereits in vielen Publikationen verwendet, was für die Validität des Kunstknochens als Prüfkörper für biomechanische Fragestellungen spricht.^{86,96}

2.2 Bearbeitung der Prüfkörper

2.2.1 Prüfvorrichtung und Einbetten des Knochens

Um die Kunstknochen für die weitere Prüfung vorzubereiten, wurden diese im ersten Schritt der Bearbeitung auf eine Länge von 20 cm ausgehend vom Tibiaplateau gekürzt.^{97,98} Anschließend wurden die Prüfkörper mit dem nun gekürzten Schaft 8 cm tief mittels handelsüblichen Elektrikergipses in eine eigens für diese Versuchsreihe angefertigte Metallvorrichtung eingebettet.⁹⁷ Dieser Schritt war essenziell, um eine stabile Fixierung der Kunstknochen im weiteren Verlauf der Experimente zu gewährleisten. Hierbei wurde besonders darauf geachtet, den Knochenschaft im 5°-Winkel zu fixieren und so eine geringe Valgus-Stellung des Kunstknochens zu erreichen (siehe Abb.: 1).^{96,97,99}

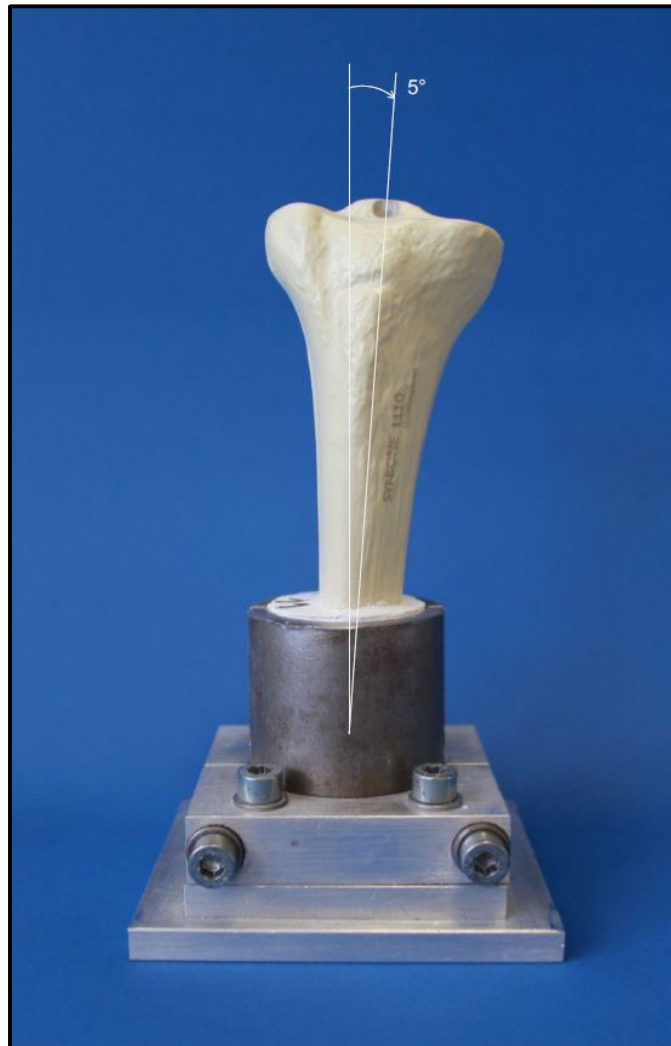


Abbildung 17: Ein Prüfkörper in 5° Valgusstellung; fixiert in der für die Versuchsreihe eigens angefertigten Metallvorrichtung

2.2.2 Frakturierung

Nach Verfestigung des Gipses wurden die Knochen für das Osteoklasiemodell vorbereitet. Hierfür wurde der Druckstempel der Versuchsvorrichtung als Schablone für einen im Durchmesser 12 mm großen Kreis hinzugezogen. Die Frakturlokalisierung wurde zentral auf dem lateralen Tibiaplateau gewählt. In gleichmäßigem Abstand wurden anschließend fünf 1,9 mm im Durchmesser große Bohrungen mit einem Handbohrer um den Kreis herum angeordnet (vgl. Abb. 18). Diese Bohrungen dienten als Punkte des geringsten Widerstandes für die im Anschluss durchgeführte Osteoklasie.^{96,97,100} Ziel war es,

eine immer möglichst gleich verlaufende, reproduzierbare laterale Tibiakopfimppressionsfraktur zu simulieren, die den Einschlusskriterien (siehe Einleitung S. 11) unserer Studie entsprach.

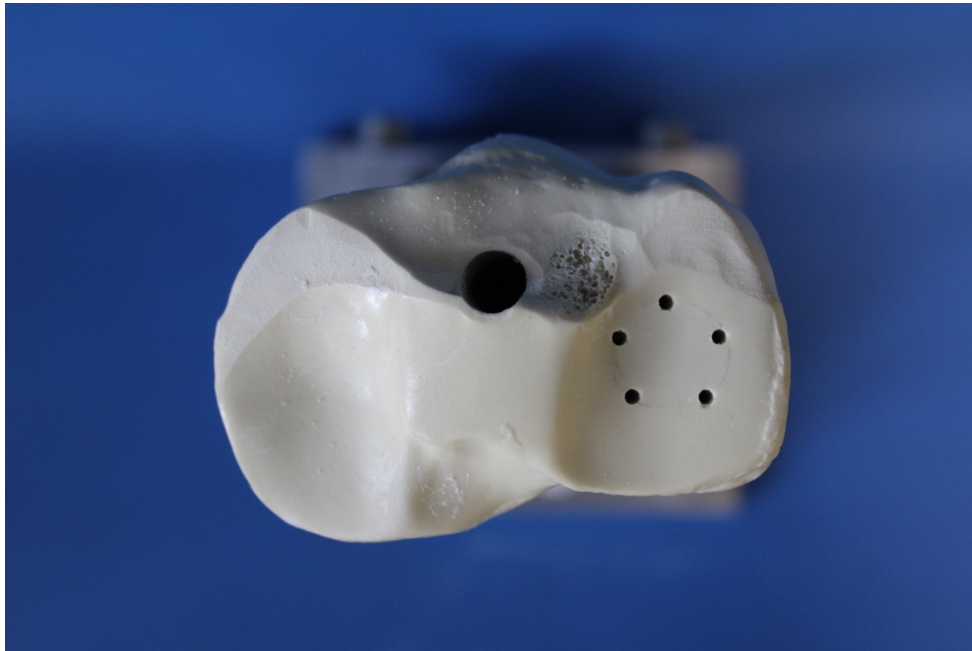


Abbildung 18: Aufsicht auf das Osteoklasiemodell mit 5 Bohrungen auf dem lateralen Tibiaplateau eines Prüfkörpers

Der nun vorbereitete Knochen wurde in die Materialprüfmaschine *Zwick Roell Z020* eingespannt und mit einer Geschwindigkeit von 500 mm/min frakturiert. Dabei ist stets darauf geachtet worden, den Druckstempel der Prüfvorrichtung exakt über der Sollbruchstelle zu platzieren. Die Tiefe der entstehenden Impressionsfraktur betrug in allen Fällen 15 mm.^{96,97} Durch das Programm *TestXpert II* wurde die für die Frakturierung benötigte Maximalkraft in N (Newton) aufgezeichnet.

Knochen, die nach Frakturierung nicht der Klassifikation AO:41-B2.2 entsprachen, wurden aus der Studie genommen und nicht weiterbearbeitet.



Abbildung 19: Ablauf der Frakturgenerierung; Platzierung des Stempels auf dem lateralen Tibiaplateau (oben) und daraus resultierende Impressionsfraktur (unten)

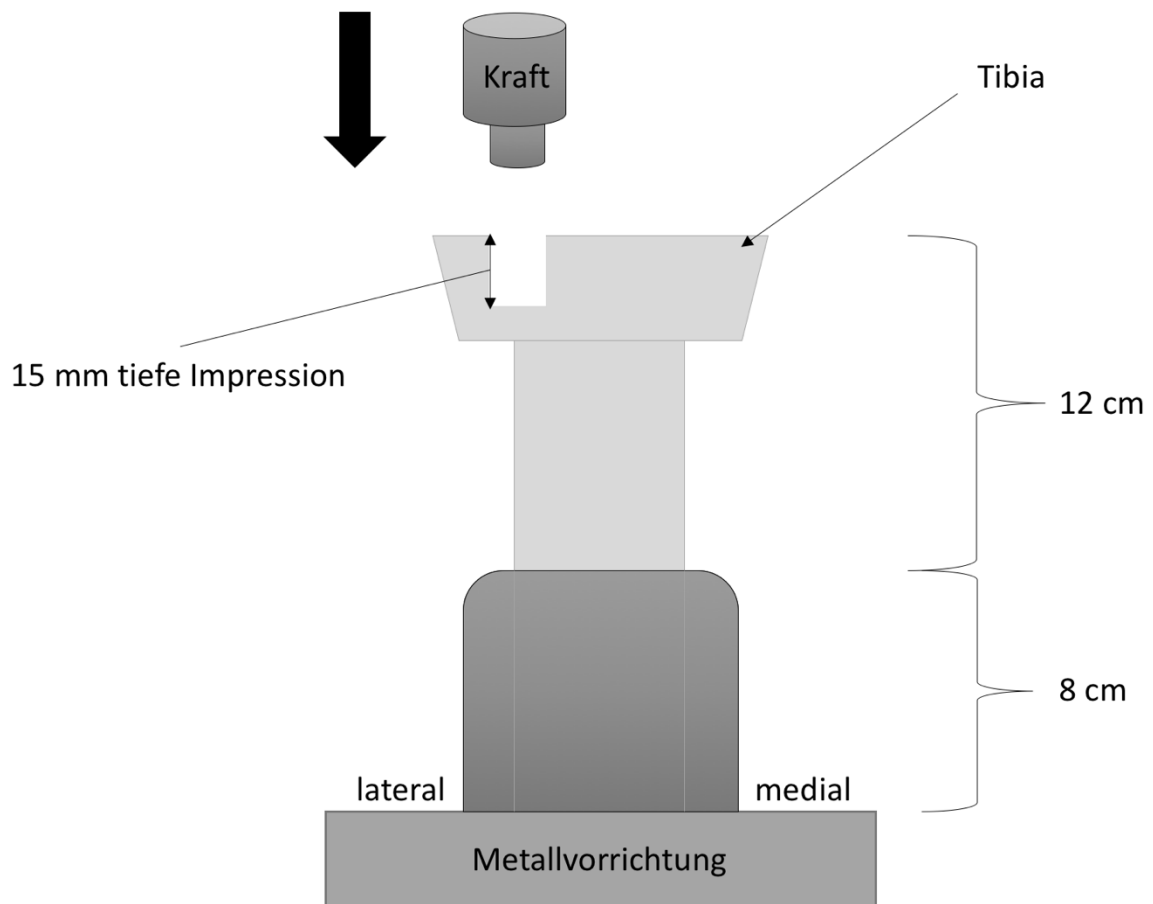


Abbildung 20: Schematischer Versuchsaufbau

2.2.3 Operative Versorgung

2.2.3.1 Reposition des Impressionsfragmentes

Mit einem 8 mm Bohrer erfolgte eine von lateral nach schräg oben verlaufende Knochenfensterung am Kunstknochen. Hierdurch wurde ein anteromedialer Zugang für die folgende Reposition des Impressionsfragmentes erzeugt. Um diese Reposition zu ermöglichen, platzierten wir über das Knochenfenster einen Kirschnerdraht so dicht wie möglich unterhalb des Imprimats. Anschließend wurde ein kanülierter Stößel über den Kirschnerdraht unter das dislozierte Plateaufragment geführt, um danach die impak-

tierte Gelenkfläche anzuheben.³⁵ Hierbei war unbedingt darauf zu achten, dass die Gelenkfläche und das reponierte Fragment möglichst kongruent zueinander stehen. Dies ist neben der Wiederherstellung der Achsverhältnisse im Knie eines der wichtigsten Therapieziele bei der Versorgung von Tibiakopffrakturen.^{3,16,35}

Dieser Schritt ist beim humanen Knochen von Bedeutung, um eine drohende Arthrose zu verhindern und in unserem Kunstknochenmodell eine größtmögliche Vergleichbarkeit unter den Knochen und auch im Vergleich zum menschlichen Vorbild zu schaffen. Im letzten Schritt der Frakturreposition wurde in Anlehnung an die Untersuchungsergebnisse von *Yetkinler et al.* überschüssiges Knochenmaterial aus dem Bohrkanal entfernt.

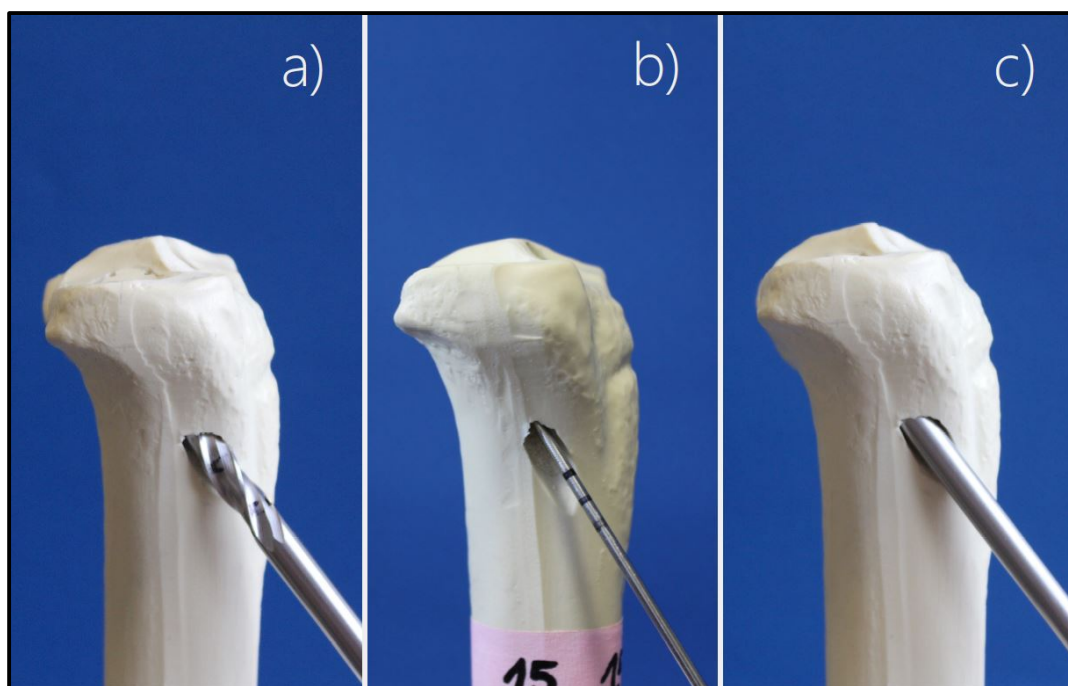


Abbildung 21: Frakturreposition: a) Laterale Knochenfensterung mittels 8 mm Bohrer b) Platzierung des Kirschnerdrahtes unterhalb des Imprimats c) Hochstößeln des Imprimats auf das Tibiaplateauniveau

2.2.3.2 Osteosynthesetechniken

2.2.3.2.1 Zwei-Schrauben-Osteosynthese

Für die Zwei-Schrauben-Osteosynthese wurden zwei nicht-kanülierte Großfragment-schrauben mit 6,5 mm Durchmesser und 75 mm Länge parallel zueinander ungefähr 10 – 15 mm unterhalb des lateralen Tibiaplateaus platziert, um eine höchstmögliche Stabilisierung des reponierten Fragmentes zu gewährleisten.^{39,92} Es wurde darauf geachtet, dass der Schraubenverlauf von lateral nach medial unter Erreichen der medialen Kortikalis erfolgte. Dies geschah ohne das Plateaufragment weiter anzuheben und dadurch die unter 2.2.3.1 beschriebene Gelenkkongruenz zu gefährden.

Ein 3,2 mm im Durchmesser großer Bohrer wurde für die zwei nebeneinander verlaufenden Bohrkanäle benutzt, welche anschließend mit einem 6,5 mm großen Gewindedschnitt versehen wurden. Danach erfolgte das Einbringen der Schrauben mit einem Handschraubendreher bis in ihre finale Position.

Nach Versorgung der Prüfkörper wurde unter Bildwandlerkontrolle die korrekte Lage der Implantate in zwei Ebenen (anterior-posterior und lateraler Strahlengang) gesichert.

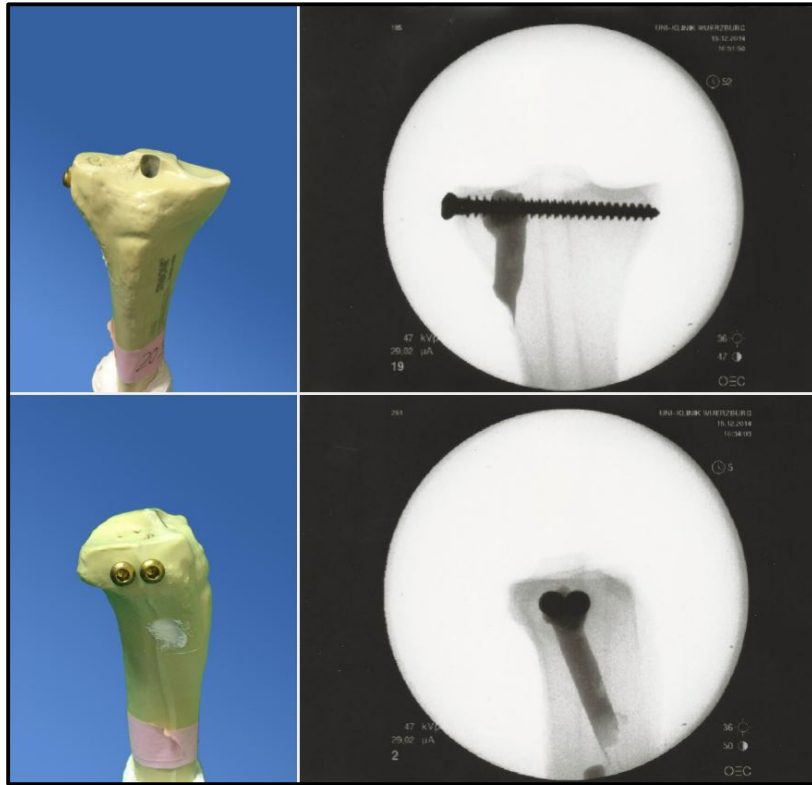


Abbildung 22: a.p. (oben) und laterale (unten) Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer 2 Schrauben + chronOS™ Inject Versorgung

2.2.3.2.2 Jail -Technik

Die Jail-Technik wurde 2007 erstmalig von *Weimann et al.* in Berlin vorgestellt. Sie beschreibt eine neuartige Versorgungstechnik für Tibiakopffrakturen. Auf der Basis der von *Burri et al.* sowie von *Schatzker et al.* vorgeschlagenen Osteosynthese mit zwei Großfragmentschrauben entwickelte sich diese Modifikation. Ihren Namen erlangte die Versorgung durch die in Aufsicht einem Gefängnisgitter ähnelnde Schraubenanordnung.^{14,17,18,52,92,96,97,101} Die zusätzlich unterhalb der beiden Großfragmentschrauben in einem 90° Winkel von frontal eingebrachte Kleinfragmentschraube dient in dieser Versorgungsvariante als Widerlager für eine höhere Stabilität.^{14,92,97,101}

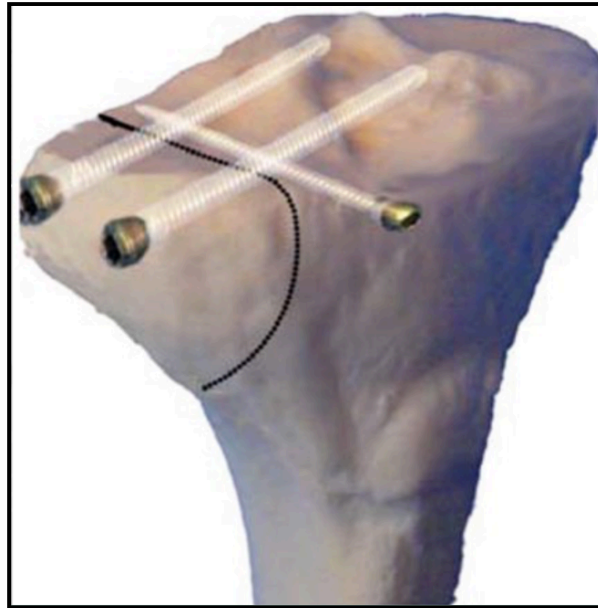


Abbildung 23: Darstellung der „Jail-Technik“ gemäß der Erstbeschreibung durch Weimann et al. mit einer zusätzlichen, anterioren Schraube im 90° Winkel zu den parallel verlaufenden, lateralen Schrauben

In unserer Studie, wie auch bereits in den vorhergegangenen Studien unserer Forschungsgruppe, verwendeten wir eine nochmals modifizierte Form der Jail-Technik. Hierfür wurden von anterior zwei Kleinfragmentschrauben mit 45 mm Länge und 4 mm Durchmesser direkt subchondral unter das reponierte Plateaufragment eingebracht und lagerten so den im Anschluss hinzugefügten Großfragmentschrauben wiederum direkt im 90°-Winkel auf. Diese Schrauben besaßen eine Länge von 75 mm und einen Durchmesser von 6,5 mm.

Im ersten Schritt der Versorgung erfolgte das Anlegen von jeweils zwei Bohrkanälen á 3,2 mm bzw. 2 mm und 6,5 mm bzw. 4 mm Gewindeschnitt. Anschließend wurden die Schrauben mit einem Handschraubendreher der oben beschriebenen Anordnung entsprechend eingebracht und angezogen.

Nach durchgeführter Versorgung wurden jeweils Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen angefertigt.

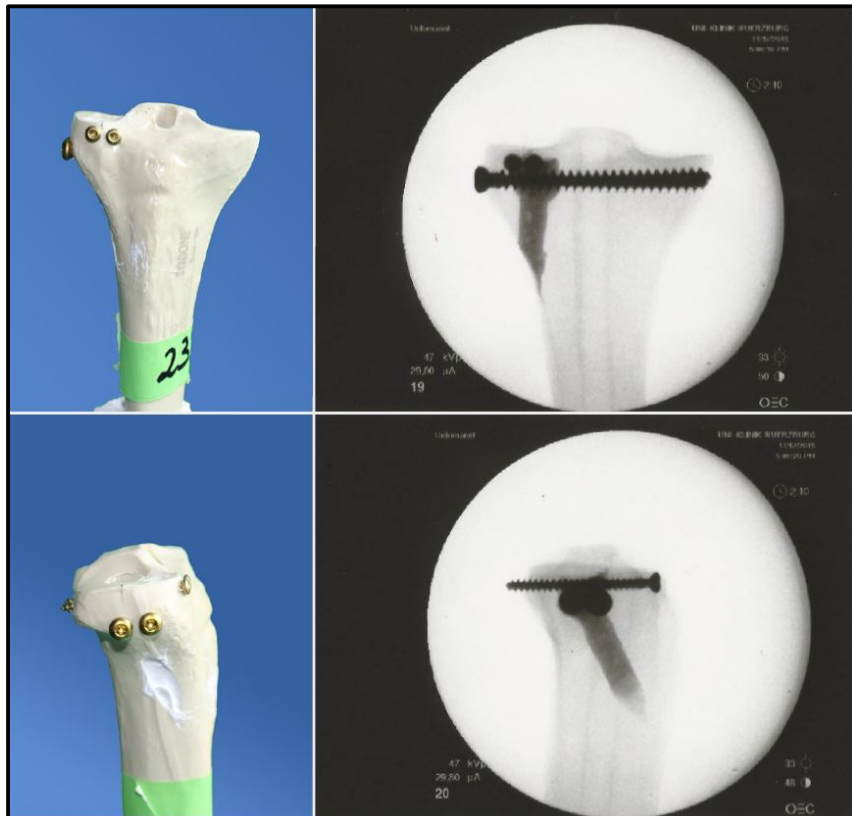


Abbildung 24: a.p. (oben) und laterale (unten) Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer Jail-Technik Versorgung + chronOS™ Inject

2.2.3.2.3 Laterale Abstützplatte

Für die Plattenversorgung wählten wir eine 6-Loch L-Platte. Diese LCP (locking compression plate) erlaubt sowohl eine Verwendung als Standardplatte als auch als Fixateur interne. Die schon anatomisch vorgeformte Platte wurde mit zwei Schränkeisen dem Kunstknochenmodell weiter angepasst.¹⁰² Jedoch ist hier zu betonen, dass eine exakte Anmodellierung aufgrund der Funktion als Fixateur interne nicht erforderlich ist.¹⁴ Die Platte erlaubt es ferner aufgrund dieser Eigenschaft, die physiologisch auf den Knochen wirkende axiale Kraft auf die Platte zu übertragen.¹⁰²

Wir benutzten ausschließlich eine 85 mm lange LCP-L-Abstützplatte 4,5/5,0. Diese Platte wurde 10 – 15 mm unterhalb des lateralen Tibiaplateaus mit 6 selbstschneidenden, winkelstabilen Schrauben fixiert.⁵² Hierfür verwendeten wir ausschließlich Schrauben mit einem Durchmesser von 5 mm. Die benötigte Länge der Schrauben wurde mit einem

konventionellen Handmessgerät bestimmt, wobei auf eine bikortikale Verankerung geachtet wurde. Durch die beiden im queren Schenkel der L-Platte befindlichen Schraubenlöcher wurden 2 Schrauben mit 75 mm Länge parallel zur Gelenkfläche subchondral eingebracht.¹⁴ Es folgten im Schaftverlauf eine aufsteigende Schraube mit 55 mm Länge und zwei diaphysäre Schrauben mit jeweils 50 mm Länge. Das letzte Loch der Platte wurde mit einer 40 mm Schraube besetzt. Die Schrauben wurden ausschließlich mit einem Drehmomentschraubenzieher eingebracht, um einem Kaltverschweißen mit der Platte vorzubeugen.^{52,103} Obwohl die winkelstabilen Schrauben selbstschneidend waren, wurde vor Applikation der Implantate mit einem 4,3 mm durchmessenden Bohrer und passender Bohrhülse vorgebohrt.

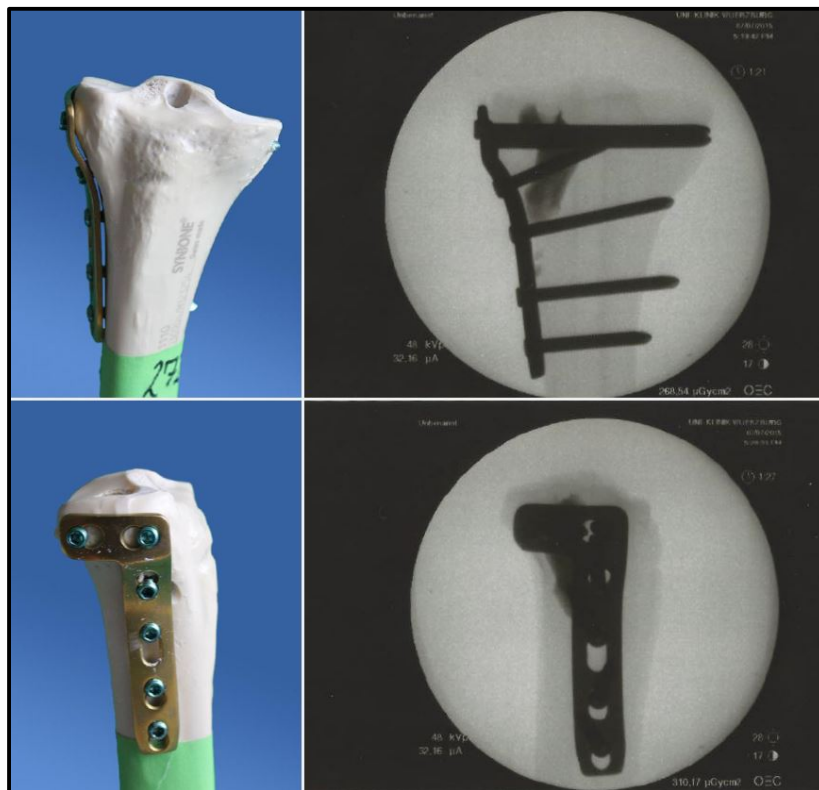


Abbildung 25: a.p. (oben) und (unten) laterale Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer Plattenversorgung + chronOS™ Inject

2.2.4 Knochenersatzmaterialien

Für unsere Studie verwendeten wir *chronOS™ Inject* als Knochenersatzmaterial. Hierbei handelt es sich um einen komplett synthetisch hergestellten Kalzium-Phosphat-Zement. Das Augmentationsmaterial ist injizierbar, osteokonduktiv und resorbierbar.¹⁰⁴

Die zwei Hauptbestandteile des finalen Knochenzements sind 0,5 % wässrige Natrium-Hyaluronat-Lösung und eine Pulvermischung aus Kalzium-Phosphat und Additiven. Nach Vermengung der beiden Komponenten entsteht ein biphasisches Material aus Brushit-Matrix (Di-Kalziumphosphat-dihydrat) und β -Trikalziumphosphat-Granulaten. Die Brushit-Matrix befindet sich an der Grenze zwischen Knochen und Implantat. Einwachsender Knochen löst die Matrix auf und benutzt sie dabei als Leitstruktur, was als Osteokonduktion bezeichnet wird. Die β -Trikalziumphosphat-Granulate werden langsamer resorbiert und helfen die Osteosynthese weiterhin durch ihre Ankerfunktion zu stabilisieren. Der Aushärtungsprozess findet ohne exothermale Reaktion bei Körpertemperatur und humidem Milieu (37°C) statt.^{104,105}

Die Resorption geht zentripetal von der Peripherie aus, bis nach 6 – 18 Monaten die komplette Matrix durch autogenen Knochen substituiert wurde.¹⁰⁴

Zur Vorbereitung für die Applikation von *chronOS™ Inject* wurde gemäß den Herstellerangaben die 0,5 % wässrige Natrium-Hyaluronat-Lösung mit der mitgelieferten Spritze zu der sich in einer Kartusche befindlichen Pulvermischung hinzugegeben. Nach einminütiger, gründlicher Durchmischung ruhte die Mixtur für zwei Minuten in aufrechter Position. Anschließend wurde die Kartusche mit einer Applikationsnadel bestückt und in der Applikationspistole befestigt. In den folgenden drei Minuten konnte der Knochenzement in den stabilisierten Defekt appliziert werden. Am Ende dieser Versorgung wurden sechs Minuten zum Ruhen und Aushärten abgewartet. Zusätzlich wurde das vollständige Präparat für 24 h bei 37° in einen Inkubator gelegt, um dadurch den Aushärtungsprozess im menschlichen Körper zu simulieren.^{104,105}

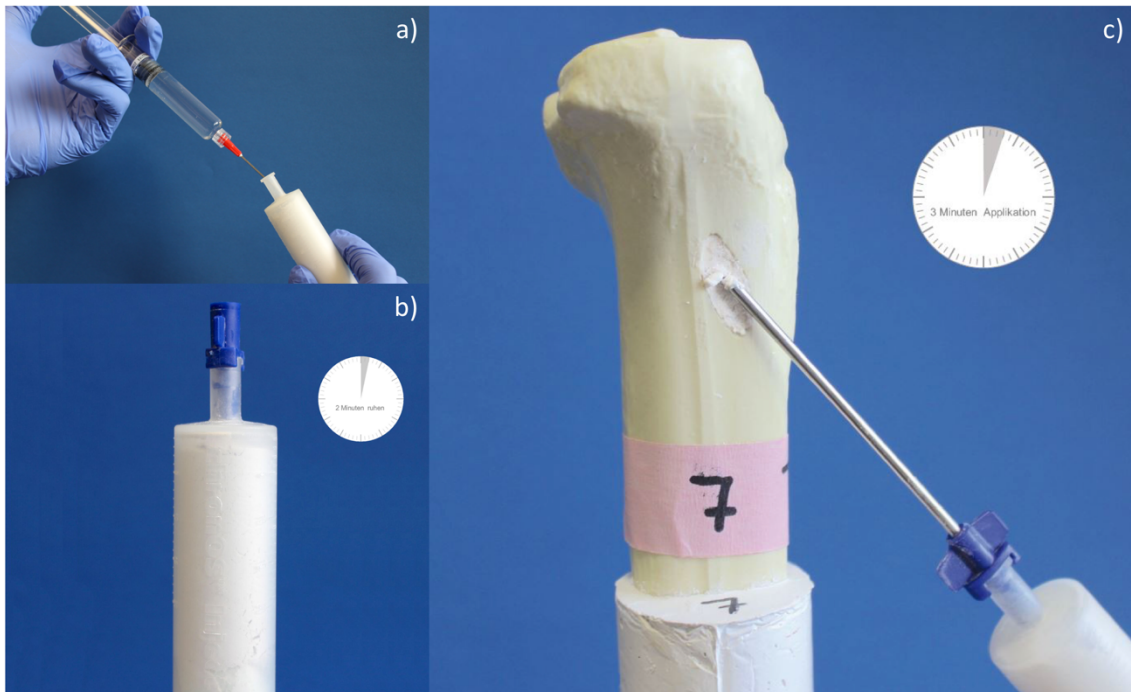


Abbildung 26: Vorbereitung und Applikation des Knochenersatzmaterials: a) Vermengung der sich in der Kartusche befindlichen Pulvermischung mit der aus der Spritze applizierten Natrium-Hyaluronat-Lösung b) Zwei Minuten Ruhephase der Mixtur c) Applikation der Mixtur mittels stumpfer Nadel und Applikationspistole innerhalb von drei Minuten

2.2.5 Bildgebung

Auf einen Großteil der Bildgebung wurde aus Gründen des Strahlenschutzes und der geringen Aussagekraft in den frühen Stadien der Knochenverarbeitung verzichtet. Bei den verwendeten Prüfkörpern handelt es sich um standardisiert hergestellte Kunstknochen. In früheren Studien unserer Forschungsgruppe konnte gezeigt werden, dass die Modelle nach Frakturierung nahezu identische Röntgenbilder mit dem unfrakturierten Zustand aufwiesen. Aus diesen Gründen haben wir uns auf die Bildgebung nach Versorgung und Testung beschränkt, jedoch jeden Schritt in der Verarbeitung der Prüfkörper mit Fotografien in zwei Ebenen protokolliert. Durch die anschließende makroskopische Beurteilung und radiologische Kontrolle vor den Testungen konnten andere Frakturtypen (z.B. Tibiakopfspaltimpressionsfrakturen) ausgeschlossen werden.

2.3 Gruppeneinteilung

Ein Ziel unserer Studie war es, zwei verschiedene Belastungsniveaus zu untersuchen: 500 N und 1000 N entsprechend dem halben bzw. ganzen Körpergewicht eines repräsentativen, osteoporotischen Patienten mit einem Körpergewicht von ca. 90 kg.

In diesen zwei Versuchsreihen wurden jeweils sieben Gruppen mit unterschiedlichen Versorgungstechniken untersucht. Wie schon in der Vorgängerstudie von *Doht et al.* verwendeten wir eine Gruppengröße von neun Prüfkörpern, die anhand eines biometrischen Gutachtens des Lehrstuhls für Statistik der Universität Würzburg mittels Poweranalyse festgelegt wurde.

Absicht der Gruppenverteilung war es, den Effekt von *chronOS™ Inject* im Zusammenspiel mit verschiedenen Osteosynthesetechniken zu analysieren. Hierfür wurden jeweils reine Osteosynthesetechniken mit Osteosynthesetechniken und zusätzlichem Knochenersatzmaterial verglichen, um den Einflussfaktor von Knochenersatzmaterial näher zu beleuchten.

Die Gruppeneinteilung erfolgte dementsprechend nach folgendem Muster:

500 N Niveau

Tabelle 1 Gruppeneinteilung im 500 N Niveau

Gruppe	Versorgungstechnik
1	<i>chronOS™ Inject</i>
2	Zwei-Schrauben-Osteosynthese
3	Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>
4	Jail-Technik
5	Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>
6	Laterale Abstützplatte
7	Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>

1000 N Niveau

Tabelle 2 Gruppeneinteilung im 1000 N Niveau

Gruppe	Versorgungstechnik
1	<i>chronOS™ Inject</i>
2	Zwei-Schrauben-Osteosynthese
3	Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>
4	Jail-Technik
5	Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>
6	Laterale Abstützplatte
7	Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>

2.4 Biomechanisches Testmodell

2.4.1 Testung

Für die biomechanische Testung der Prüfkörper verwendeten wir, wie auch schon für die Frakturierung, die *Zwick Roell Z020* Materialprüfmaschine.

Hierfür wurden die versorgten Kunstknochen mit der in Abbildung 1 gezeigten Metallvorrichtung auf dem Prüfblock der Maschine befestigt. Der Druckstempel wurde nun, ohne Druck auszuüben, zentral auf dem lateralen Tibiaplateau unmittelbar über dem reponierten Knochenfragment platziert.

Die axial einwirkende Kraft wurde mittels Kraftaufnehmer an den an die Maschine angeschlossenen Windows Computer weitergeleitet. Zur Verarbeitung der erhobenen Daten verwendeten wir das von der Firma Zwick bereitgestellte Prüfprogramm *TestXpert II*. Unsere Prüfvorschrift sah zunächst 10 Setzzyklen vor, die dem Ausgleich der ersten Settle-Momente der Osteosynthese dienten.⁹⁷ Die in diesen Setzzyklen verwendete Kraft betrug 125 N bei einer Entlastung von 20 N und einer Geschwindigkeit von 25 mm/min. Das Displacement (Einsinken des Fragmentes) wurde in Zyklus 5 und 10 aufgezeichnet.

Anschließend folgte die Messphase mit 5000 Zyklen axialer Belastung. Hierbei wurde der Prüfkörper mit 500 N bzw. 1000 N belastet. Unseren Berechnungen legten wir einen

90 kg schweren Patienten zugrunde, bei dem bei dreifacher Kraftübertragung im Kniegelenk 40 % auf das laterale Tibiaplateau entfallen. Daraus resultieren die Werte 500 N und 1000 N für das halbe bzw. ganze Körpergewicht. Entlastungspunkt und Prüfungsgeschwindigkeit waren mit 20 N und 25 mm/min entsprechend jeweils den Setzzyklen identisch. Während der Messphase wurden die ersten 20 sowie jeder 40. nachfolgende Zyklus aufgezeichnet.

Im Anschluss an die Messzyklen folgte eine Load-to-failure Testung. Hierbei wurde der Knochen bis zur maximalen Versagungslast getestet, was gleichzeitig das Ende der Prüfungsphase bedeutete. Bei Prüfungsende wurde eine Geschwindigkeit von 100 mm/min gewählt.

Das Prüfungsende wurde zusätzlich durch zwei Softwareendschalter gesichert. Diese sahen ein Ende der Testung bei einem Kraftabfall von mehr als 90 % der F_{max} (Maximalkraft), sowie bei einer Längenänderung von mehr als 70 mm vor.

Die obere Kraftgrenze lag in allen Testungen bei 20.000 N.

Nach der Datenanalyse von Vorversuchen mit 10.000 Zyklen pro Prüfkörper, jeweils hinsichtlich jeder Versorgungstechnik, konnten wir keine relevante Veränderung im Displacement nach 5000 zusätzlichen Zyklen feststellen, weshalb wir uns entschieden, die Prüfvorschrift an diesem Punkt in die Load-to-failure Phase überzuleiten und folglich abzuschließen.

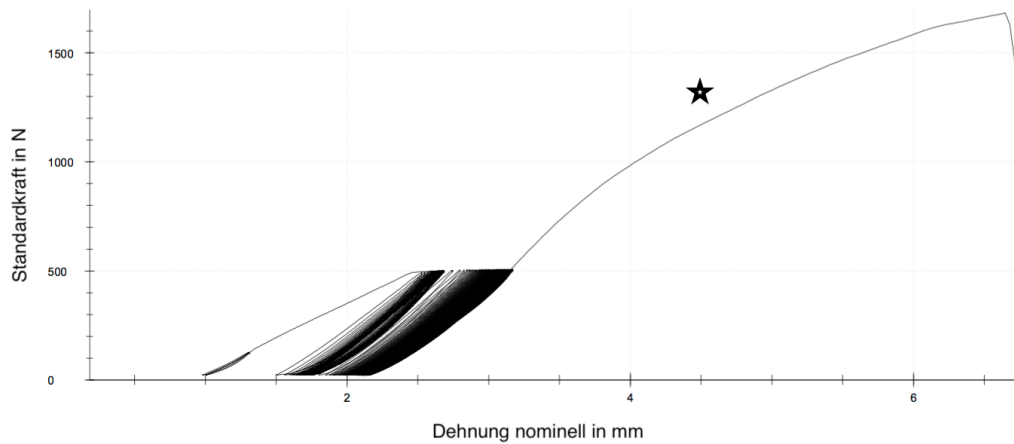


Abbildung 27: Darstellung der Prüfungskurve mit Setz- und Messzyklen und anschließender Load-to-failure Testung; der Stern markiert die Steifigkeitskurve

2.4.2 Messparameter

Zur besseren Übersicht werden die untersuchten Messparameter in jeweils eigenständigen Absätzen behandelt.

Frakturgenerierung: Bei der oben beschriebenen Frakturgenerierung wurde die absolute Kraft in N (im Folgenden *Kraft Knochen initial*) erhoben, die für die 15 mm tiefe Fraktur benötigt wurde.

Setzzyklen: Während der 10 Setzzyklen wurde der Wert *Displacement Messzyklus 10* erhoben, der das Einsinken des Plateaus in mm während dieser Phase beschreibt.

Messzyklen: In der Hauptmessphase von 5000 Zyklen sammelten wir wiederum Werte des Displacement in mm. Dies war zum einen der Wert *Displacement Messzyklus 10* nach 10 abgeschlossenen Messzyklen und der Wert *Displacement 5000 Messzyklen* nach Beendigung der zyklischen Testung.

Setz- und Messzyklen: Der Wert *Displacement Setz- und Messzyklen* steht für die Summe der oben beschriebenen Displacementwerte nach Setz- und Messzyklen.

Load-to-failure Testung: Im Anschluss an die zyklische Messphase folgte die Erhebung der Maximalkraftwerte in N (im Folgenden *Maximalkraft*).

Steifigkeit: Während der Bruchuntersuchung im Load-to-failure Modell wurde die *Steifigkeit* in N/mm des Knochens gemessen. Dieser Wert ergibt sich aus der Steigung der dabei aufgezeichneten Displacementkurve (siehe Abb.: 27 mit * markiert)

Normalisierte Werte: Dieser Messparameter setzt die *Maximalkraft* mit der zum Anfang der biomechanischen Testung aufgewandten Kraft für die Frakturgenerierung (*Kraft Knochen initial*) ins Verhältnis. Der Wert wird in Prozent angegeben.

2.5 Datenevaluation

Alle oben beschriebenen Daten wurden vom Programm *TestXpert II* protokolliert und anschließend mit *IBM SPSS Statistics 23* ausgewertet.

Im ersten Schritt der statistischen Auswertung wurde auf eine Normalverteilung getestet. Hierfür wurden der Kolmogorov-Smirnov- sowie der Shapiro-Wilk-Test hinzugezogen.

Normalverteilte Werte wurden mittels Levene-Test auf Homogenität der Varianzen getestet. Wurde diese bestätigt, konnte eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) Unterschiede der Mittelwerte anzeigen und jene Unterschiede anschließend gruppenweise im Mehrfachvergleich (Tukey-HSD) aufgeschlüsselt werden. Bestand hingegen keine Homogenität der Varianzen, wurde anschließend der Welch-Test durchgeführt, um festzustellen, ob Unterschiede zwischen den Gruppen bestehen. Konnte dies bestätigt werden, wurde der Dunnett-T3 Test für Gruppenvergleiche angewandt.

Nicht normalverteilte Werte wurden einem Kruskal-Wallis-Test unterzogen, um Unterschiede zwischen den Gruppen/Werten aufzudecken. Konnten diese Unterschiede bestätigt werden, wurde anschließend ein Mann-Whitney U-Test durchgeführt, um einzelne Gruppen miteinander zu vergleichen und signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen herauszustellen.

Bei allen Tests wurde das minimale Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ angesetzt.

3 Ergebnisse

3.1 Frakturmodell

500 N Niveau:

Für den Parameter *Kraft Knochen initial* ließ sich bei allen Gruppen des 500 N-Niveaus, abgesehen von der Gruppe *Jail-Technik* und der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*, eine Normalverteilung nachweisen. Der Parameter wurde aufgrund dieser Abweichung dennoch als nicht-normalverteilt angesehen. Der Shapiro-Wilk-Test bestätigte dies. Mittels Kruskal-Wallis Test konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gezeigt werden ($p=0,267$).

Aus Gründen der Übersichtlichkeit und Verständlichkeit sollen die Mittelwerte sowie Standardabweichung (SD) der einzelnen Gruppen im Folgenden in Tabellenform dargestellt werden. Anschließend folgen ausgewählte Graphen der getesteten Werte mit ein-gezeichneten signifikanten Unterschieden (mit * gekennzeichnet). Dies wird für alle nachfolgenden Parameter beibehalten. Für die kompletten Ergebnisse bitte ich, den Anhang hinzuziehen.

Tabelle 3 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Kraft Knochen initial“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	1237 N	208,16 N
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	1068 N	183,57 N
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	1083 N	183,75 N
4 (Jail-Technik)	1160 N	172,18 N
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	1171 N	238,75 N
6 (Laterale Abstützplatte)	1228 N	151,45 N
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	1212 N	195,73 N

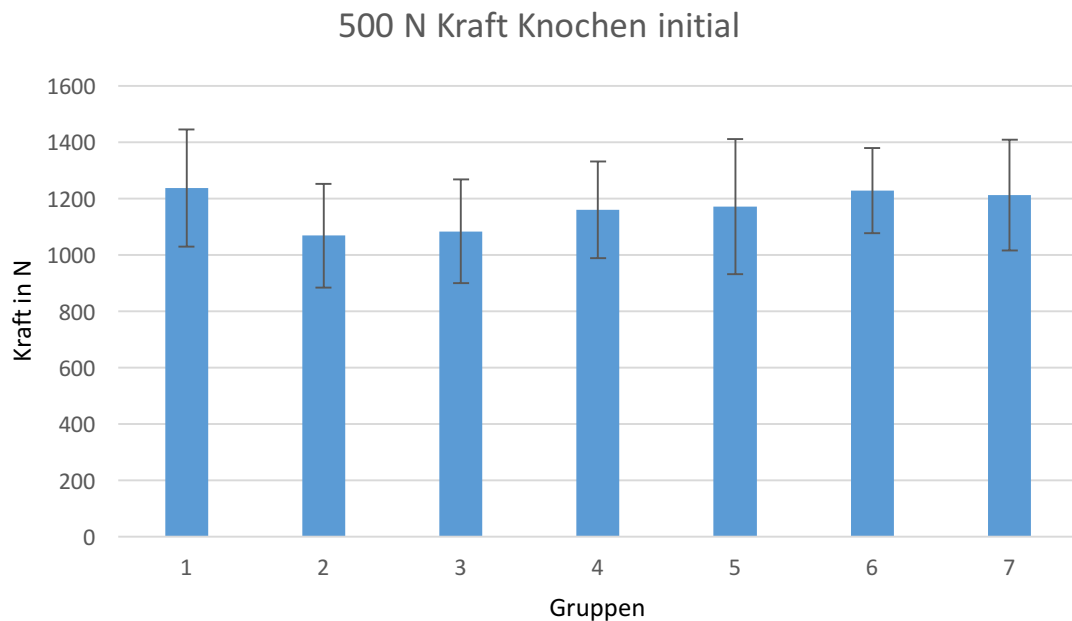


Abbildung 28: Mittelwerte des Parameters "Kraft Knochen initial" für die sieben Gruppen des 500 N Niveaus mit eingezeichneten Standardabweichungen

1000 N Niveau:

Alle Gruppen waren für den Parameter *Kraft Knochen initial* normalverteilt. Dies bestätigte auch der Shapiro-Wilk-Test. Nach einer einfaktoriellen ANOVA verwendeten wir den Dunnett-T3-Test für die post-hoc Analyse.

Hierbei konnte lediglich ein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe *Jail-Technik + chronOS™ Inject* und der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* festgestellt werden ($p = 0,014$).

Tabelle 4 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Kraft Knochen initial“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	1120 N	250,64 N
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	1109 N	135,77 N
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	1102 N	124,99 N
4 (Jail-Technik)	1194 N	270,43 N
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	1306 N	194,55 N
6 (Laterale Abstützplatte)	1121 N	204,45 N
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	982 N	77,37 N

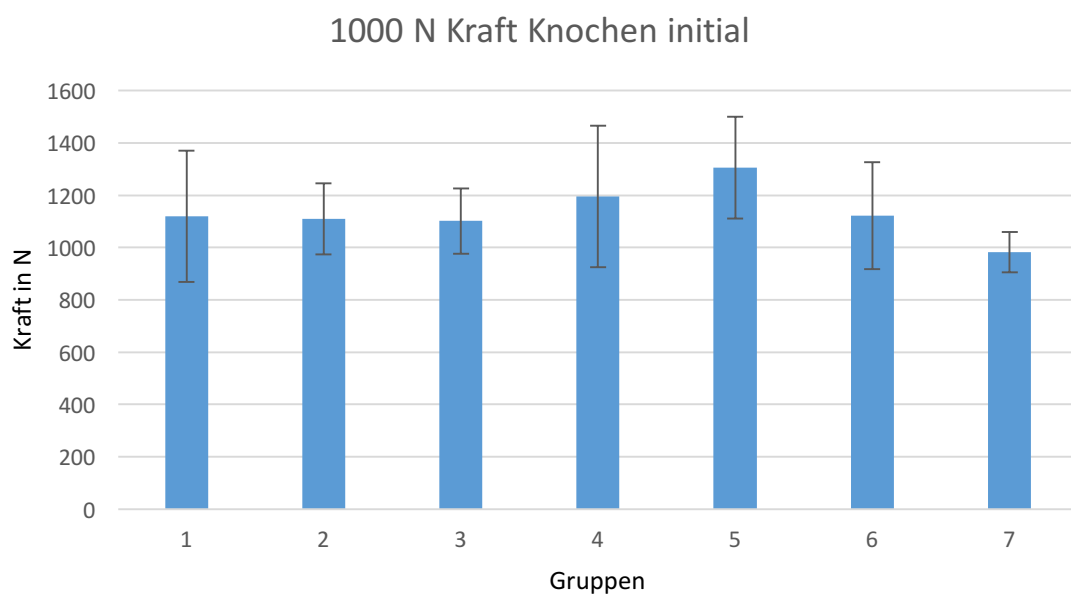


Abbildung 29: Mittelwerte des Parameters "Kraft Knochen initial" für die sieben Gruppen des 1000 N Niveaus mit eingezeichneten Standardabweichungen

3.2 Displacement

3.2.1 Messzyklen

500 N Niveau:

Der Parameter *Displacement 5000 Messzyklen* stellte sich im 500 N Niveau als nicht-normalverteilt dar. Dies konnte mit dem Shapiro-Wilk-Test bestätigt werden. Nachdem der Kruskal-Wallis-Test Unterschiede zwischen den Gruppen anzeigte, wurde mittels Mann-Whitney-Test eine post-hoc Analyse durchgeführt.

Diese Analyse zeigte signifikante Unterschiede zwischen der Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* und allen anderen Gruppen mit Ausnahme von *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* auf.

Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject hatte während der Messzyklen signifikant niedrigere Displacement Werte als die Gruppen *chronOS™ Inject* ($p = 0,024$), *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p = 0,031$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$).

Tabelle 5 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement 5000 Messzyklen“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	4,847 mm	3,52 mm
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	3,058 mm	0,54 mm
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	2,374 mm	0,88 mm
4 (Jail-Technik)	3,276 mm	0,67 mm
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	3,596 mm	1,81 mm
6 (Laterale Abstützplatte)	3,961 mm	1,85 mm
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	1,931 mm	1,11 mm

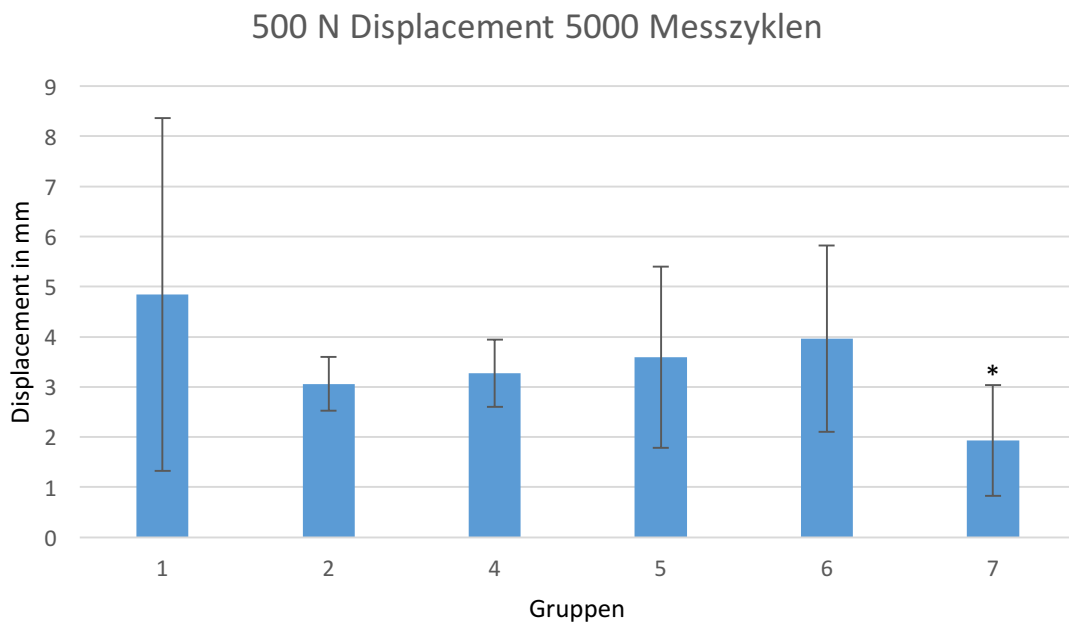


Abbildung 30: Mittelwerte des Parameters "Displacement 5000 Messzyklen" im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + *chronOS™ Inject*) ist mit einem Stern gekennzeichnet worden. Diese zeigte signifikant niedrigere Displacement Werte als alle anderen abgebildeten Gruppen.

1000 N Niveau:

Das 1000 N Niveau stellte sich, wie auch schon im 500 N Niveau, für den Parameter *Displacement 5000 Messzyklen* als nicht-normalverteilt dar. Nachdem mit dem Kruskal-Wallis-Test Unterschiede zwischen den Gruppen gezeigt werden konnten, wurde eine post-hoc Analyse mittels Mann-Whitney-Test durchgeführt.

Der Test ergab, dass die reine *chronOS™ Inject*-Versorgung signifikant niedrigere Werte als die reinen Osteosyntheseverfahren *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p = 0,019$), *Jail-Technik* ($p = 0,014$) und *Laterale Abstützplatte* ($p = 0,019$) erzielte.

Außerdem war zu beobachten, dass die Zugabe von *chronOS™ Inject* zu einer Verringerung des Displacements bei den Osteosyntheseverfahren führte. Bei den Gruppen *Jail-Technik* und *Laterale Abstützplatte* verringerte sich das Displacement sogar signifikant. *Jail-Technik* hatte signifikant höhere Displacement Werte als *Jail-Technik + chronOS™*

Inject ($p < 0,01$). *Laterale Abstützplatte* hatte signifikant höhere Displacement Werte als *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p = 0,019$).

Weitere signifikante Werte erbrachten die Vergleiche der Gruppe *Jail-Technik + chronOS™ Inject* mit *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$), *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p = 0,04$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$). *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* erzielte weiter signifikant bessere Werte als die Gruppen *Jail-Technik* ($p = 0,019$) und *Laterale Abstützplatte* ($p = 0,019$). Die signifikanten Werte aus dem vorhergehenden Absatz sind im Folgenden nicht graphisch dargestellt und nur der Vollständigkeit halber inkludiert worden.

Tabelle 6 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	4,598 mm	2,11 mm
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	5,608 mm	0,77 mm
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	5,138 mm	1,01 mm
4 (Jail-Technik)	6,502 mm	1,53 mm
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	4,268 mm	0,72 mm
6 (Laterale Abstützplatte)	7,782 mm	3,67 mm
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	4,791 mm	1,41 mm

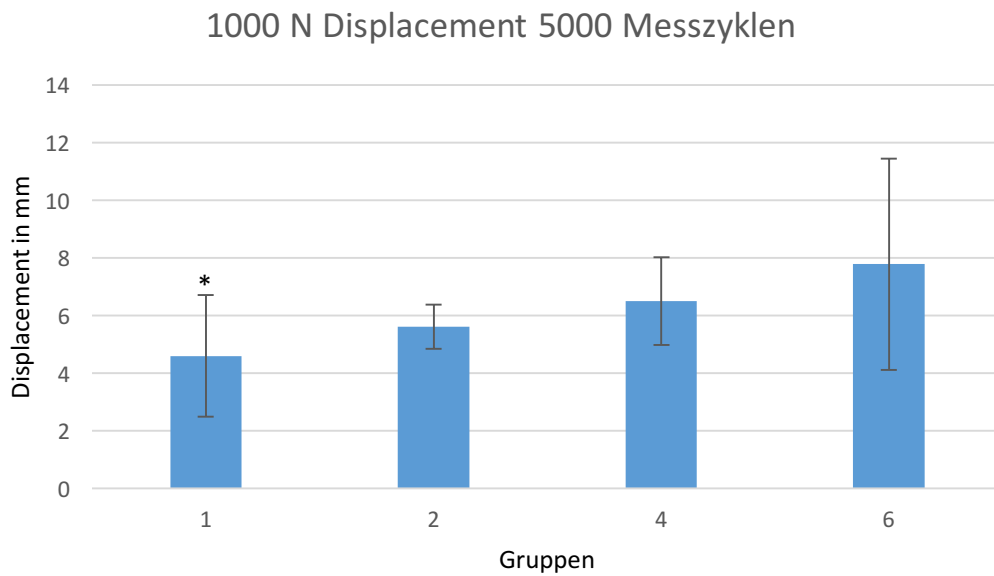


Abbildung 31: Mittelwerte des Parameters „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 1 (chronOS™ Inject) wurde mit einem Stern gekennzeichnet. Bei dieser Gruppe konnten signifikant niedrigere Displacement Werte als bei allen anderen abgebildeten Gruppen festgestellt werden.

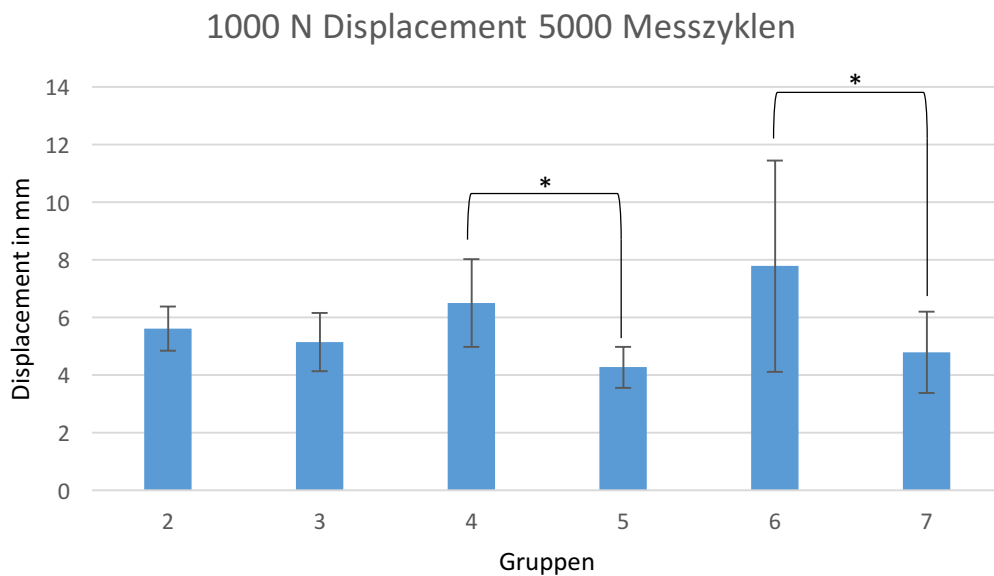


Abbildung 32: Mittelwerte des Parameters „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Es konnte jeweils eine Verringerung des Displacements zwischen den assoziierten Gruppen festgestellt werden. Zwischen Gruppe 4 (Jail-Technik) und 5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject) sowie zwischen 6 (Laterale Abstützplatte) und 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) kam es sogar zu einer signifikanten Reduktion des Displacements.

3.2.2 Setz- und Messzyklen

500 N Niveau:

Der Parameter *Displacement Setz- und Messzyklen* stellte sich im 500 N Niveau als normalverteilt da, was auch der Shapiro-Wilk-Test bestätigte. Nach einer einfaktoriellen ANOVA verwendeten wir den Dunnett-T3-Test für die post-hoc Analyse.

Es konnten signifikante Unterschiede zwischen den einfachen Osteosyntheseverfahren (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese, Jail-Technik und Laterale Abstützplatte*) und der Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* abgeleitet werden. *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* führte zu signifikant weniger Displacement während der Setz- und Messzyklen als die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p = 0,031$), *Jail-Technik* ($p = 0,028$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$).

Durch Mitbetrachtung der Setzzyklen konnte dargelegt werden, dass die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*, wie schon bei Betrachtung der Messzyklen, das niedrigste Displacement aufweist. Im Unterschied zum vorherigen Parameter konnten allerdings lediglich signifikante Unterschiede zu den Osteosyntheseverfahren ohne *chronOS™ Inject* festgestellt werden.

Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject zeigte ferner signifikant niedrigere Displacementwerte als die Gruppe *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$), dies wird im Folgenden jedoch graphisch nicht abgebildet.

Tabelle 7 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	6,471 mm	3,98 mm
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	5,172 mm	0,68 mm
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	3,728 mm	1,28 mm
4 (Jail-Technik)	5,203 mm	0,68 mm
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	6,221 mm	2,36 mm
6 (Laterale Abstützplatte)	8,871 mm	2,78 mm
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	3,062 mm	1,42 mm

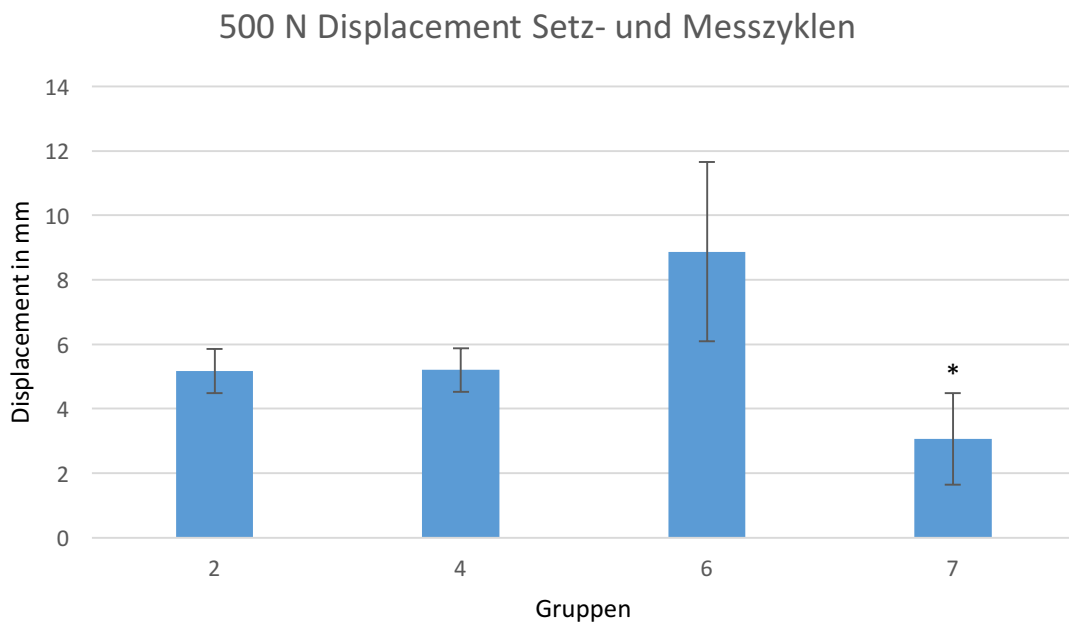


Abbildung 33: Mittelwerte des Parameters „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + *chronOS™ Inject*) ist mit einem Stern gekennzeichnet. Diese Gruppe erzielte signifikant niedrigere Displacement Werte als alle anderen abgebildeten Gruppen.

1000 N Niveau:

Der Shapiro-Wilk-Test wies beim 1000 N Niveau keine Normalverteilung der Werte nach. Wir verwendeten deshalb den Mann-Whitney-Test für die post-hoc Analyse, nachdem mit dem Kruskal-Wallis-Test gezeigt werden konnte, dass es Unterschiede zwischen den Testgruppen gibt.

Die reine Plattenversorgung (*Laterale Abstützplatte*) zeigte hoch signifikant höhere Displacement Werte als alle anderen Gruppen an (jeweils $p < 0,01$). Dieses Ergebnis steht im Kontrast zu denen aus Kapitel 3.2.1, bei denen die Setzzyklen nicht mitbetrachtet wurden. Zwar erzielte die Versorgung *Laterale Abstützplatte* auch bei dem Parameter *Displacement 5000 Messzyklen* höhere Werte als alle anderen Versorgungen, jedoch nicht derart signifikant.

Wie auch schon beim 500 N Niveau wies die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* signifikant niedrigere Displacement Werte als die reinen Osteosyntheseverfahren auf: *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$). Gleiches ließ sich auch für die reine *chronOS™ Inject* Versorgung nachweisen (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p = 0,014$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$)).

Des Weiteren konnte nachgewiesen werden, dass die Zugabe von *chronOS™ Inject* zu den Osteosyntheseverfahren zu signifikant niedrigeren Displacement Werten führte: *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* zu *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p = 0,014$), *Jail-Technik* zu *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* zu *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$). Dieses Ergebnis deckt sich mit den Ergebnissen des Parameters „Displacement 5000 Messzyklen“.

Weiterhin konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* und *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und den Gruppen *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* und *Jail-Technik* ($p < 0,01$) gefunden werden, diese sind im Folgenden jedoch nicht graphisch abgebildet.

Tabelle 8 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	5,618 mm	2,17 mm
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	7,868 mm	1,14 mm
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	6,504 mm	1,16 mm
4 (Jail-Technik)	8,903 mm	1,37 mm
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	5,694 mm	0,81 mm
6 (Laterale Abstützplatte)	16,855 mm	3,61 mm
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	5,623 mm	1,35 mm

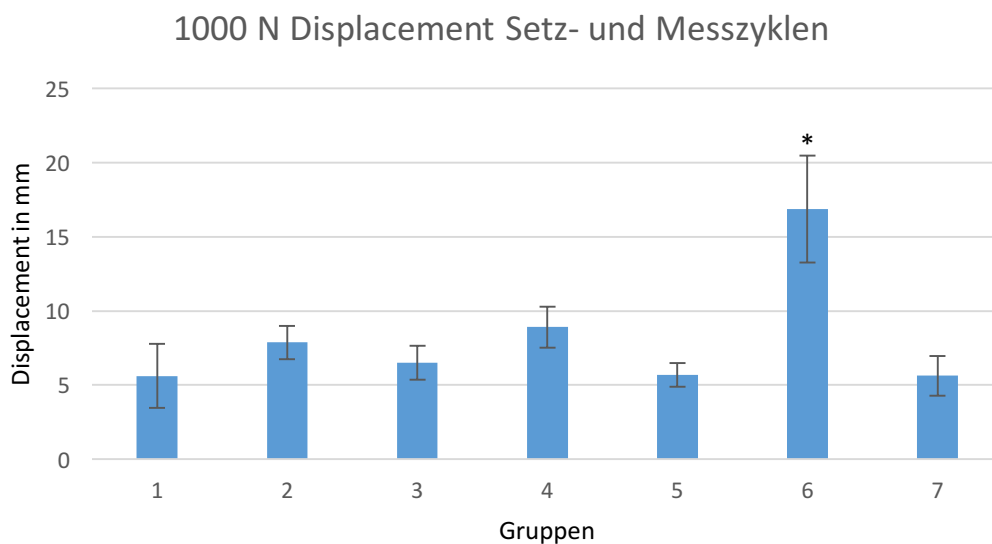


Abbildung 34: Mittelwerte des Parameters "Displacement Setz- und Messzyklen" im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 6 (Laterale Abstützplatte) ist mit einem Stern gekennzeichnet, aufgrund der signifikant höheren Displacement Werte im Vergleich zu allen anderen abgebildeten Gruppen.

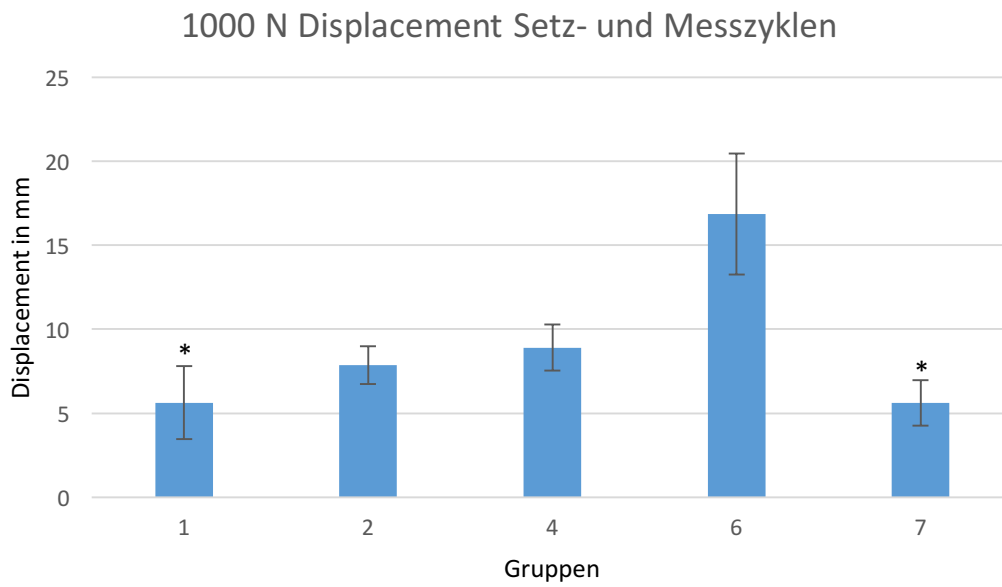


Abbildung 35: Mittelwerte des Parameters „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die eingezeichneten Sterne kennzeichnen die Gruppen 1 (chronOS™ Inject) und 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) mit ihren signifikant niedrigeren Displacement Werten im Vergleich zu den einfachen Osteosyntheseverfahren (Gruppe 2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese), 4 (Jail-Technik) und 6 (Laterale Abstützplatte)).

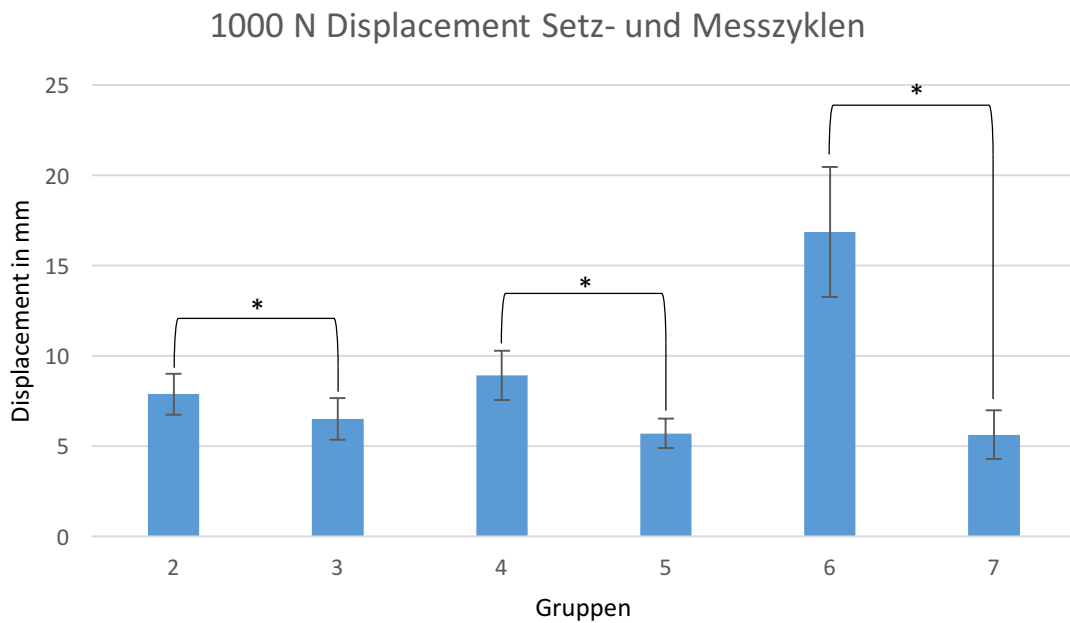


Abbildung 36: Mittelwerte des Parameters "Displacement Setz- und Messzyklen" mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern markieren die signifikanten Unterschiede im Displacement zwischen den respektiven Gruppen. Die Gruppen mit *chronOS™ Inject* (3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + *chronOS™ Inject*), 5 (Jail-Technik + *chronOS™ Inject*) und 7 (Laterale Abstützplatte + *chronOS™ Inject*)) erzielten signifikant niedrigere Displacement Werte als ihre assoziierten Versorgungungen ohne Knochenersatzmaterial.

3.3 Maximale Versagungslast

500 N Niveau:

Der Parameter *Maximalkraft* stellte sich im 500 N Niveau als nicht-normalverteilt dar. Dies konnte mit dem Shapiro-Wilk-Test bestätigt werden. Nachdem mit dem Kruskal-Wallis-Test Unterschiede zwischen den Gruppen gezeigt werden konnten, wurde eine post-hoc Analyse mittels Mann-Whitney-Test durchgeführt.

chronOS™ Inject zeigte signifikant niedrigere Maximalkraftwerte als *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Laterale Abstützplatte* ($p = 0,014$) und *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p = 0,011$) auf.

Obwohl die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* höhere Werte als *chronOS™ Inject* aufwies, schnitt diese Gruppe dennoch ebenfalls signifikant schlechter ab als *Zwei-Schrauben-*

Osteosynthese + chronOS™ Inject ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$).

Des Weiteren ist zu beobachten, dass die Mittelwerte durch die Zugabe von *chronOS™ Inject* jeweils erhöht wurden.

Tabelle 9 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Maximalkraft“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	1788 N	683,84 N
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	2078 N	206,76 N
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	2990 N	506,95 N
4 (Jail-Technik)	2945 N	250,61 N
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	3085 N	368,04 N
6 (Laterale Abstützplatte)	2695 N	665,29 N
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	2832 N	796,47 N

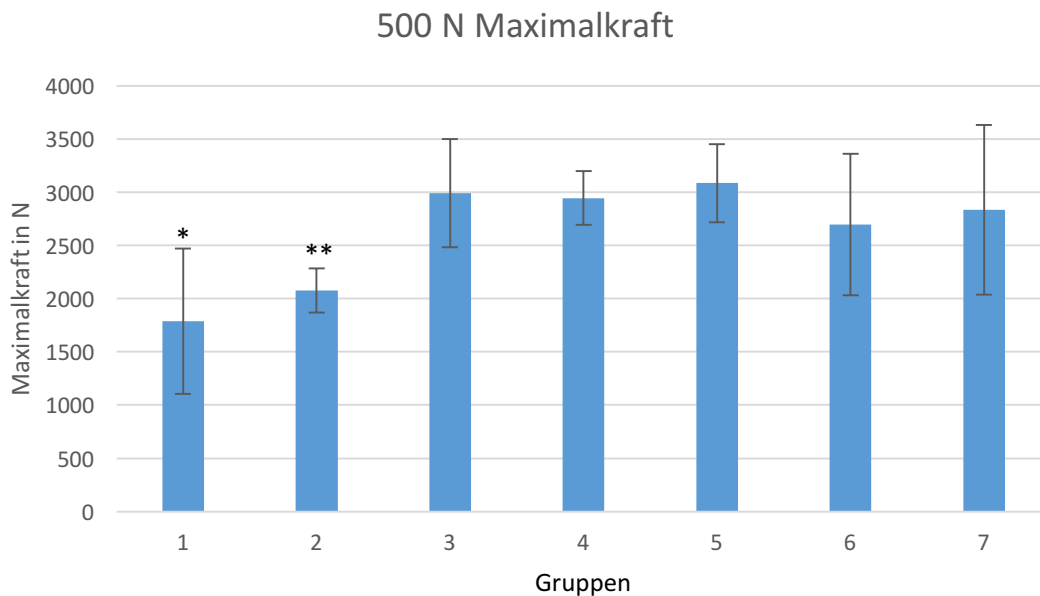


Abbildung 37: Mittelwerte des Parameters „Maximalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. *chronOS™ Inject* (Gruppe1) – mit * gekennzeichnet – erzielte signifikant niedrigere Maximalkraftwerte als die Gruppen 3-7. Die Zwei-Schrauben-Osteosynthese (Gruppe 2) – mit ** gekennzeichnet – erzielte signifikant niedrigere Maximalkraftwerte als die Gruppen 3,4,5 und 7.

1000 N Niveau:

Alle Gruppen waren für den Parameter *Maximalkraft* normalverteilt. Dies bestätigt der Shapiro-Wilk-Test.

Nach einer einfaktoriellen ANOVA verwendeten wir den Dunnett-T3-Test für die post-hoc Analyse. Der Test konnte lediglich zwischen *Jail-Technik + chronOS™ Inject* und *chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) sowie zwischen *Jail-Technik + chronOS™ Inject* und *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$) signifikante Unterschiede zeigen. Beides Mal waren die Maximalkraftwerte der Gruppe *Jail-Technik + chronOS™ Inject* im Vergleich signifikant höher.

Tabelle 10 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Maximalkraft“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	2324 N	304,09 N
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	2268 N	250,86 N
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	2777 N	361,04 N
4 (Jail-Technik)	2636 N	359,26 N
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	3144 N	237,50 N
6 (Laterale Abstützplatte)	3024 N	685,29 N
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	2780 N	699,08 N

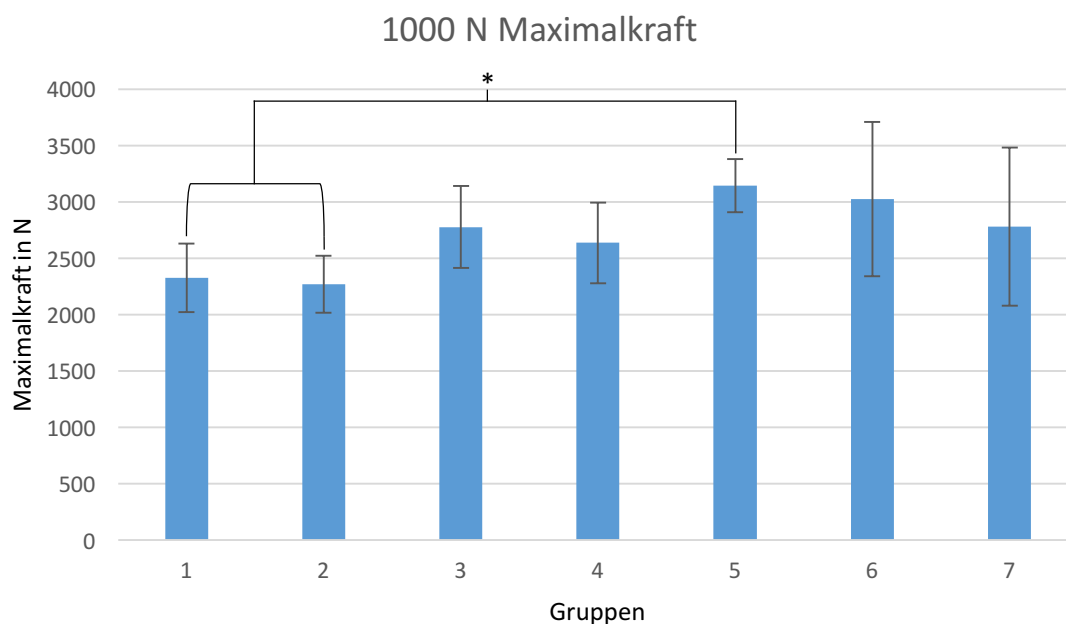


Abbildung 38: Mittelwerte für den Parameter „Maximalkraft“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 5 (*Jail-Technik + chronOS™ Inject*) erzielte signifikant höhere Maximalkraftwerte als die Gruppen 1 und 2 (*chronOS™ Inject* bzw. *Zwei-Schrauben-Osteosynthese*).

3.4 Normalisierte Maximalkraft

500 N Niveau:

Der Parameter *Normalisierte Maximalkraft (Norm. Max.)* stellte sich im 500 N Niveau als nicht-normalverteilt dar. Dies konnte mit dem Shapiro-Wilk-Test bestätigt werden. Nachdem der Kruskal-Wallis-Test Unterschiede zwischen den Gruppen zeigte, wurde eine post-hoc Analyse mittels Mann-Whitney-Test durchgeführt.

Die Werte für die Versorgung *chronOS™ Inject* waren auch hier bei den normalisierten Werten signifikant schlechter als alle anderen Gruppen (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Laterale Abstützplatte* ($p = 0,014$) und *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p = 0,019$)) mit Ausnahme der Versorgung durch *Zwei-Schrauben-Osteosynthese*. Die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* erzielte bei den normalisierten Werten etwas höhere Werte und war somit lediglich signifikant schlechter als die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), die *Jail-Technik* ($p = 0,019$) und die *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p = 0,014$).

Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject war knapp signifikant stabiler ($p = 0,03$) als die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*. Dieser Wert ist nicht graphisch aufbereitet.

Wie auch schon bei den nicht normalisierten Maximalkraftwerten konnte eine Steigerung der Mittelwerte durch die Hinzugabe von *chronOS™ Inject* erreicht werden.

Tabelle 11 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	148 %	64 %
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	201 %	47 %
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	278 %	37 %
4 (Jail-Technik)	257 %	32 %
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	273 %	70 %
6 (Laterale Abstützplatte)	223 %	60 %
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	252 %	139 %

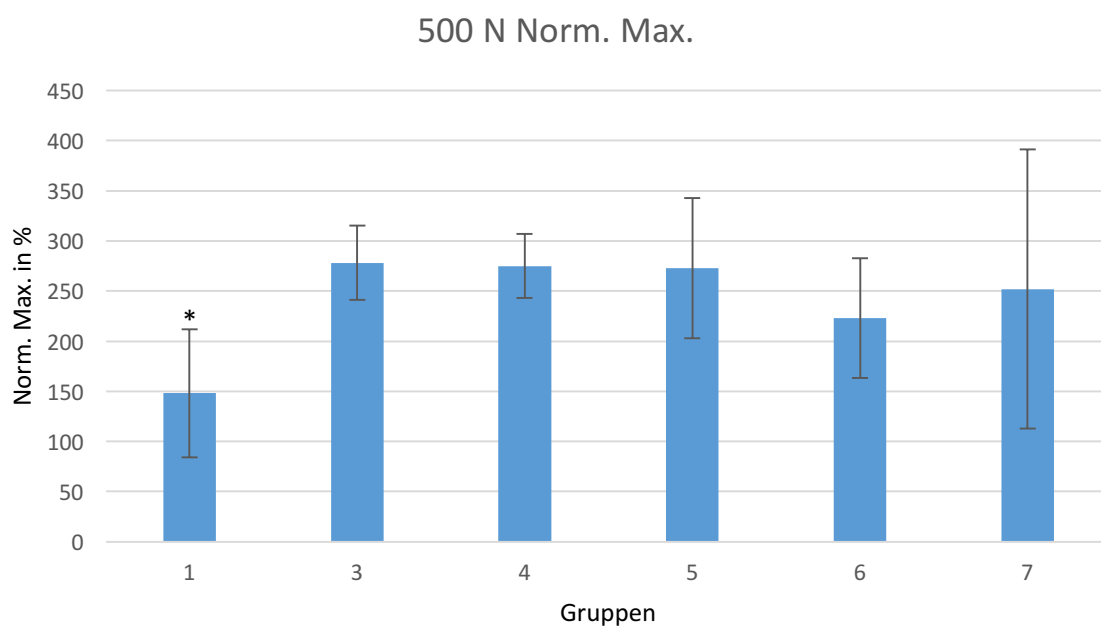


Abbildung 39: Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 1 (*chronOS™ Inject*) wurde mit einem Stern gekennzeichnet, um die signifikant niedrigeren Norm. Max. Werte im Vergleich zu allen anderen abgebildeten Gruppen zu verdeutlichen.

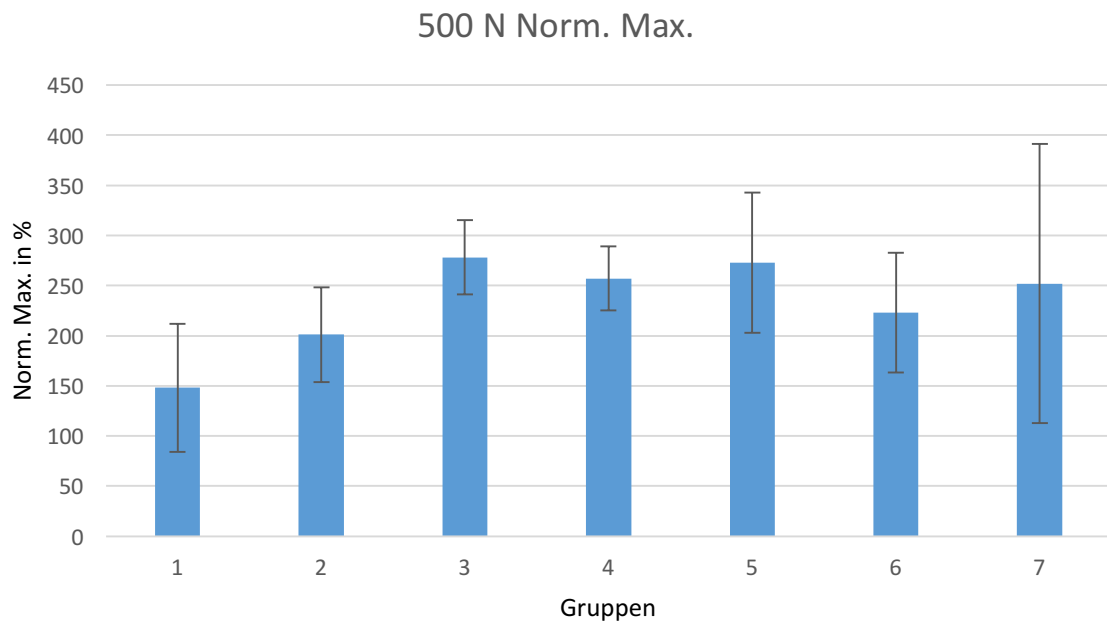


Abbildung 40: Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen.

1000 N Niveau:

Alle Gruppen waren für den Parameter Norm. Max. normalverteilt. Dies bestätigt der Shapiro-Wilk-Test. Wir verwendeten den Tukey-Test für die post-hoc Analyse, nachdem eine einfaktorische ANOVA Unterschiede unter den Gruppen nachweisen konnte und die Varianzanalyse eine Homogenität der Varianzen anzeigte.

Zwei-Schrauben-Osteosynthese zeigte signifikant niedrigere Norm. Max. Werte als *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ($p = 0,04$).

Es war zudem zu beobachten, dass die Mittelwerte durch die Hinzugabe von *chronOS™ Inject* erhöht wurden.

Tabelle 12 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Normalisierte Maximalkraft“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	218 %	58 %
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	207 %	32 %
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	254 %	35 %
4 (Jail-Technik)	231 %	61 %
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	245 %	35 %
6 (Laterale Abstützplatte)	275 %	62 %
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	285 %	76 %

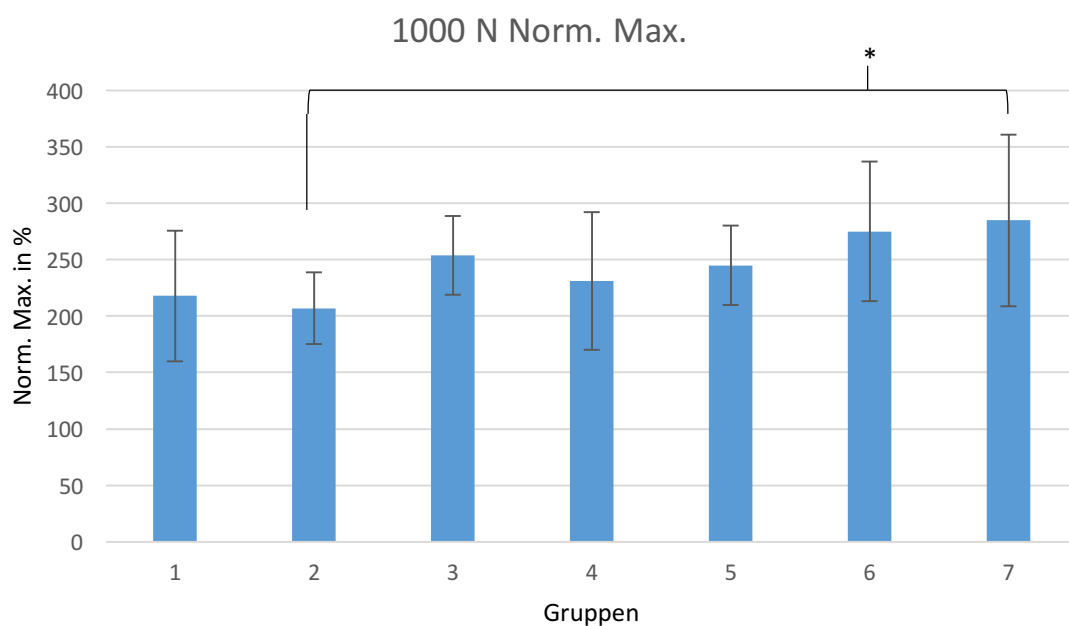


Abbildung 41: Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammer verdeutlicht den signifikanten Unterschied zwischen Gruppe 2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese) und Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + *chronOS™ Inject*).

3.5 Steifigkeit

500 N Niveau:

Der Parameter *Steifigkeit* stellte sich im 500 N Niveau als nicht-normalverteilt dar. Dies konnte mit dem Shapiro-Wilk-Test bestätigt werden. Nachdem mit dem Kruskal-Wallis-Test Unterschiede zwischen den Gruppen gezeigt werden konnten, wurde eine post-hoc Analyse mittels Mann-Whitney-Test durchgeführt.

Es konnte gezeigt werden, dass die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* signifikant höhere Steifigkeitswerte als alle anderen Versorgungen (*chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$), *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$), *Jail-Technik* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$)) hatte.

Die Zugabe von *chronOS™ Inject* zu den einfachen Osteosyntheseverfahren führte jeweils zu signifikanten Verbesserungen der Steifigkeit. Die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$), *Jail-Technik + chronOS™ Inject* erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als *Jail-Technik* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* erzielte ebenfalls signifikant höhere Steifigkeitswerte als die reine Plattenversorgung *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$).

Weitere signifikante Unterschiede konnten zwischen der Gruppe *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* und *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) sowie *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$) festgestellt werden. Ferner konnte für die Gruppe *Jail-Technik* ein signifikant niedriger Steifigkeitswert im Vergleich zu den Gruppen *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$) errechnet werden. Auf die graphische Darstellung der Signifikanzen dieses Absatzes ist verzichtet worden.

Tabelle 13 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	495 N/mm	163,15 N/mm
2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese)	383 N/mm	42,65 N/mm
3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + <i>chronOS™ Inject</i>)	520 N/mm	108,17 N/mm
4 (Jail-Technik)	368 N/mm	96,64 N/mm
5 (Jail-Technik + <i>chronOS™ Inject</i>)	516 N/mm	109,34 N/mm
6 (Laterale Abstützplatte)	509 N/mm	72,56 N/mm
7 (Laterale Abstützplatte + <i>chronOS™ Inject</i>)	792 N/mm	149,96 N/mm

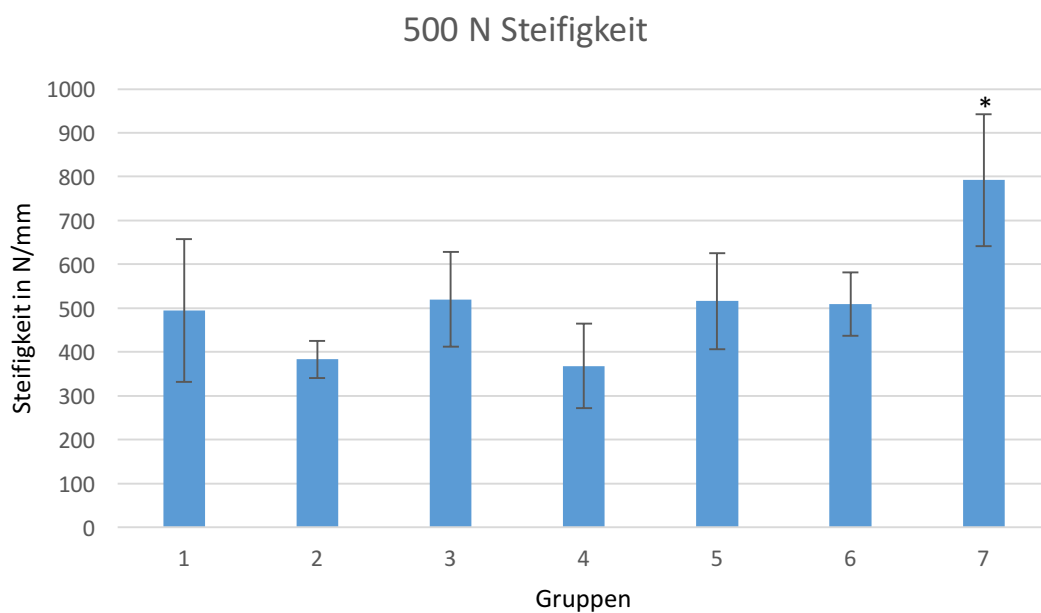


Abbildung 42: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + *chronOS™ Inject*) ist mit einem Stern gekennzeichnet, um die signifikant höheren Steifigkeitswerte der Gruppe gegenüber allen anderen abgebildeten Gruppen zu verdeutlichen.

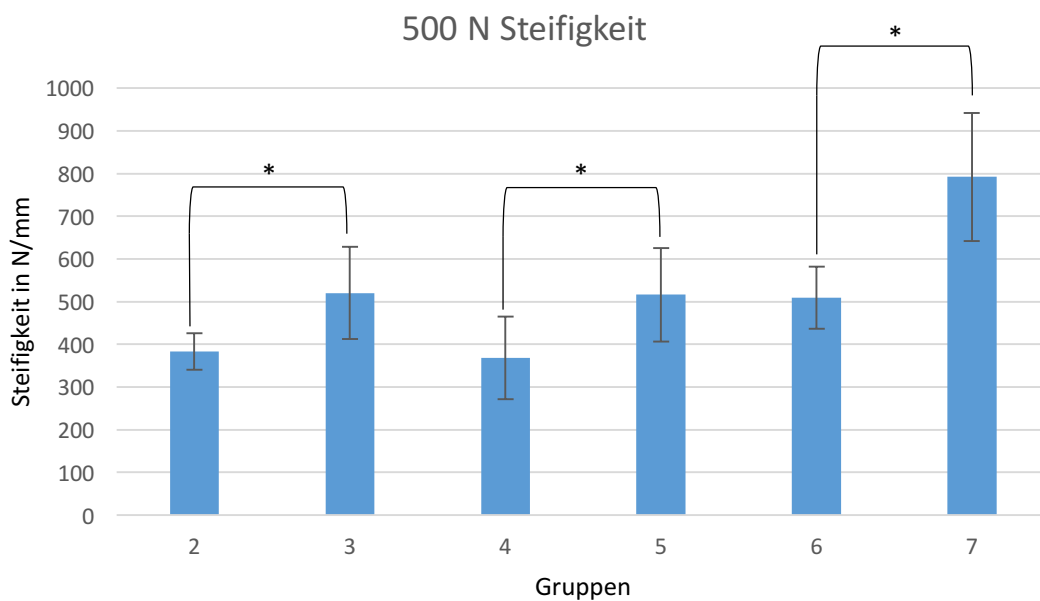


Abbildung 43: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern verdeutlichen den signifikanten Anstieg der Steifigkeit zwischen den respektiven Gruppen mit und ohne chronOS™ Inject Knochenzement. Gruppe 1 (chronOS™ Inject) wurde nicht abgebildet.

1000 N Niveau:

Der Shapiro-Wilk-Test konnte beim 1000 N Niveau keine Normalverteilung der Werte nachweisen. Wir verwendeten aus diesem Grund den Mann-Whitney-Test für die post-hoc Analyse, nachdem mit dem Kruskal-Wallis-Test gezeigt werden konnte, dass es Unterschiede zwischen den Gruppen gibt.

chronOS™ Inject erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als die einfachen Osteosyntheseverfahren *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$) und *Jail-Technik* ($p < 0,01$). Außerdem erhöhte chronOS™ Inject bei allen drei Versorgungen die Steifigkeit im Mittelwert. Bei der *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* Versorgung kam es zu einer signifikanten Steigerung der Steifigkeit gegenüber der reinen *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* ($p < 0,01$). Gleiches ließ sich bei der *Jail-Technik + chronOS™ Inject* Versorgung beobachten, die signifikant höhere Werte als die einfache *Jail-Technik* erzielte ($p < 0,01$).

Des Weiteren konnte gezeigt werden, dass die Steifigkeit signifikant gesteigert wurde durch mehr Osteosynthesematerial: *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* zu *Jail-Technik* ($p = 0,031$) und *Jail-Technik* zu *Laterale Abstützplatte* ($p < 0,01$).

Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* ($p < 0,01$) und *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p = 0,031$).

Ferner konnten signifikante Unterschiede zwischen Gruppe 2 (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese*) und Gruppen 5-7 (jeweils $p < 0,01$), zwischen Gruppe 3 (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject*) und Gruppe 7 (*Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*) ($p < 0,01$) sowie zwischen Gruppe 4 (*Jail-Technik*) und Gruppen 6 und 7 (*Laterale Abstützplatte* und *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*) ($p < 0,01$) festgestellt werden. Diese signifikanten Werte sind nicht graphisch abgebildet.

Tabelle 14 Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau

Gruppe	Mittelwert	SD
1 (<i>chronOS™ Inject</i>)	795 N/mm	111,64 N/mm
2 (<i>Zwei-Schrauben-Osteosynthese</i>)	549 N/mm	37,30 N/mm
3 (<i>Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject</i>)	667 N/mm	91,60 N/mm
4 (<i>Jail-Technik</i>)	624 N/mm	79,54 N/mm
5 (<i>Jail-Technik + chronOS™ Inject</i>)	785 N/mm	144,78 N/mm
6 (<i>Laterale Abstützplatte</i>)	892 N/mm	145,31 N/mm
7 (<i>Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject</i>)	916 N/mm	119,42 N/mm

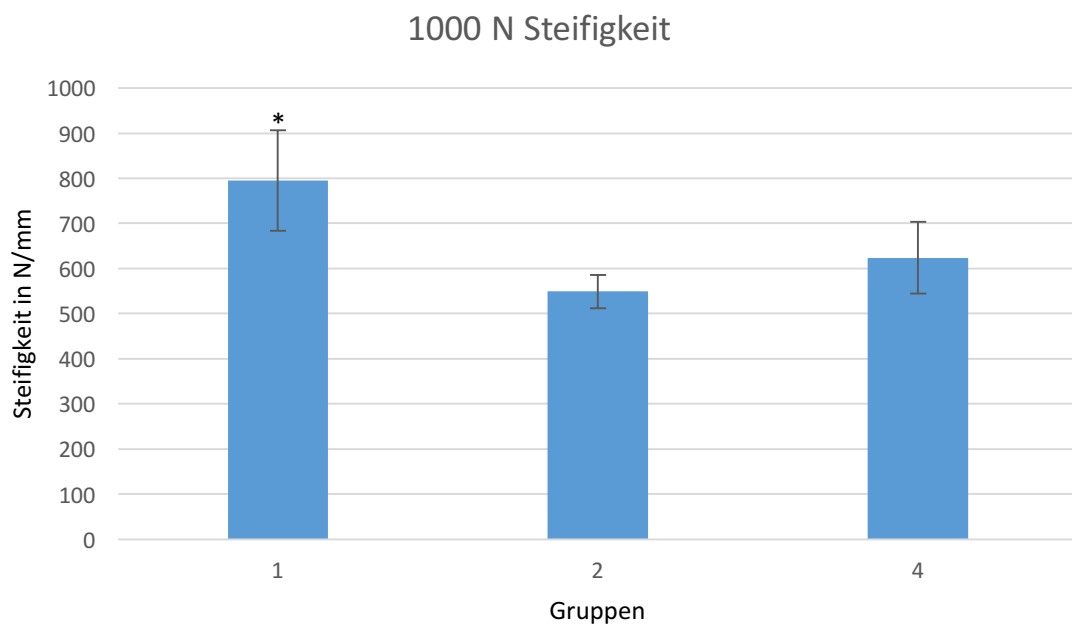


Abbildung 44: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die mit einem Stern gekennzeichnete Gruppe 1 (chronOS™ Inject) erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als die einfachen Osteosyntheseverfahren: Zwei-Schrauben-Osteosynthese (Gruppe 2) und Jail-Technik (Gruppe 4).

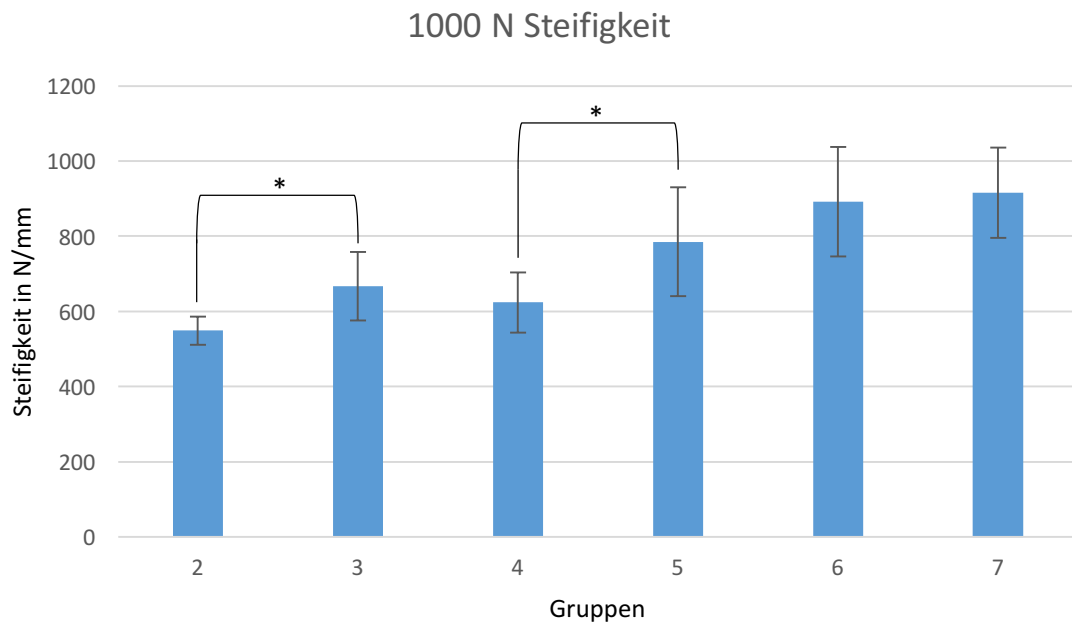


Abbildung 45: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Der Graph verdeutlicht den Anstieg der Steifigkeit durch die Hinzugabe von chronOS™ Inject. Die Klammern verdeutlichen einen signifikanten Unterschied zwischen den respektiven Gruppen.

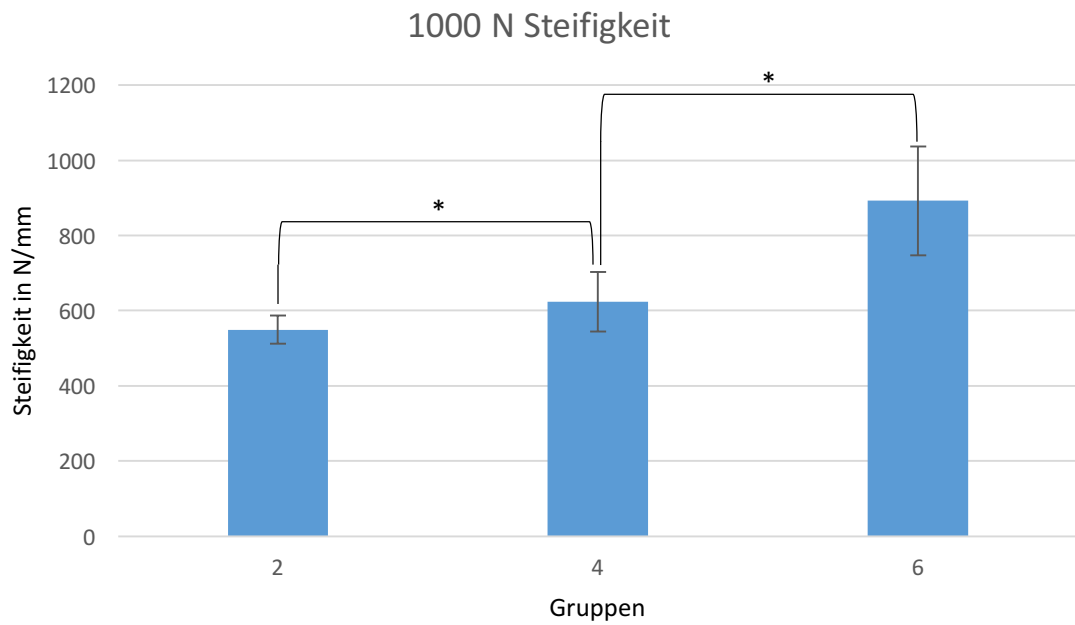


Abbildung 46: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern verdeutlichen die wiederum signifikant ansteigende Steifigkeit zwischen den respektiven, einfachen Osteosyntheseverfahren ohne chronOS™ Inject.

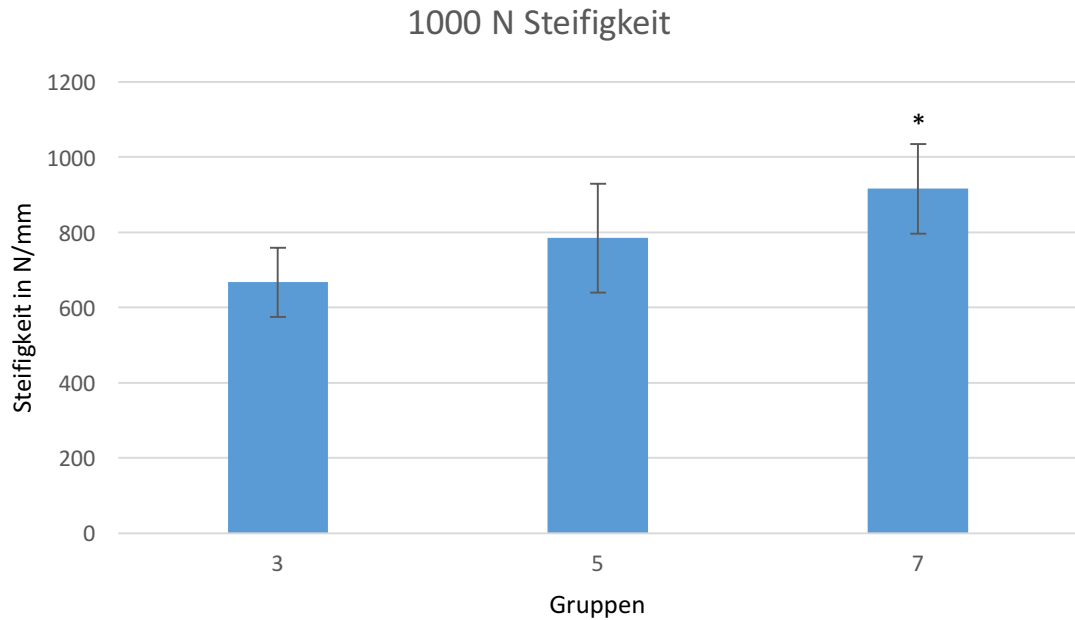


Abbildung 47: Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Der Stern (*) über Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) verdeutlicht den signifikant höheren Steifigkeitswert gegenüber den anderen abgebildeten Gruppen 3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject) und 5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject).

4 Diskussion

Aufgrund einer stetig alternden Bevölkerung stehen Mediziner in Deutschland und der ganzen Welt vor der Problematik der bestmöglichen Versorgung von Verletzungen und Krankheiten bei geriatrischen Patienten. Die im Rahmen unserer Studie behandelte Tibiakopffraktur – speziell die Impressionsfraktur des lateralen Plateaus – macht 10 % aller Frakturen bei älteren Patienten aus. Trotz dieser Häufung scheint sich in der Literatur bisher keine Studie explizit mit einer Empfehlung zur Behandlung eben dieser Fraktur zu beschäftigen.

4.1 Prüfkörper

Wie schon teilweise in vorhergegangenen Studien unserer Forschungsgruppe, verwendeten wir als Prüfkörper den Kunstknochen *Synbone 1110*. Dieser Knochen zeigte in Vorversuchen mit dem osteoporotischen, menschlichen Knochen vergleichbare biomechanische Eigenschaften bei der Frakturierung, auf die im folgenden Unterkapitel gesondert eingegangen werden soll.^{23,96,106}

Die Validität von synthetischen Tibiae als Ersatz für menschliche Knochen konnte bereits in mehreren biomechanischen Studien gezeigt werden. *Snow et al. (2008)* zeigten so z.B. mittels Young's Modulus, dass Synbone mit dem Knochen einer 80-Jährigen vergleichbar ist.^{87,107-109}

Des Weiteren konnte durch die Verwendung synthetischer Knochenmodelle die in unserem Studienaufbau vorgesehene große Anzahl an zu testenden Versorgungsmöglichkeiten auf zwei unterschiedlichen Belastungsniveaus verwirklicht werden. Dies wäre mit menschlichen Knochen durch die geringe Verfügbarkeit von Kadaverknochen nicht möglich gewesen und hätte bei niedrigerer Prüfkörperzahl die Aussagekraft der Studie deutlich eingeschränkt.^{7,84,85,89,93,99,100,110}

Durch die Uniformität was anatomische Exaktheit und Materialeigenschaften betrifft, konnten wir interindividuelle Unterschiede, wie sie natürlicherweise bei menschlichen Körperspendern vorkommen, minimieren und so vergleichbare Resultate schaffen.

Diese Eigenschaft ist von besonderem Vorteil, um verschiedene Versorgungstechniken auf unterschiedlichen Belastungsniveaus mit Sicherheit vergleichen zu können.

Eben jene Vorteile der verwendeten Knochen verhindern jedoch eine komplette Übertragbarkeit auf den Menschen. Im klinisch auftretenden Patientengut unterscheiden sich die individuelle Knochenqualität, Größe des Tibiaplateaus und der vorhandene Weichteilmantel. Letzterer wurde in unserer Studie zu Gunsten der Reproduzierbarkeit und Durchführbarkeit der biomechanischen Testung vernachlässigt. Wir akzeptieren deshalb, dass die verwendeten Synbone-Knochen keine Kopie des menschlichen Knochens darstellen und die Verhältnisse *in vivo* nicht „eins zu eins“ replizieren können. Jedoch ist eine exakte Kopie des menschlichen Knochens unseres Erachtens auch nicht von Nöten, um die Versorgungstechniken bei gleichbleibendem Kunstknochenmodell untereinander vergleichen zu können.

Dennoch finden sich viele Studien in der Literatur, die menschliche Knochen in ihren biomechanischen Testungen verwendet haben, um eine bessere Vergleichbarkeit zum Menschen herzustellen. Ein Großteil der Studien weisen jedoch bei ihrem Studiendesign ebenfalls darauf hin, dass durch den fehlenden Weichteilmantel und die Komplexität des Kniegelenks nie eine absolute Parität im Labor erreicht werden kann.^{7,84,85,89,93,97,99,100,110,111}

Neben humanen Knochen verwendeten einige Autoren auch Schweinetibiae. Die beiden Studien aus dem Jahr 2013 (s.u.) untersuchten jeweils das laterale Tibiaplateau und werden deshalb aufgrund ihrer hohen Relevanz für unsere Studie hier aufgeführt. Limitationen wurden in beiden Studien eingeräumt. *Weimann et al. (2013)* wiesen darauf hin, dass die Knochendichte von Schweineknochen höher liegt, als die von Menschen und besonders als die von osteoporotischen Menschenknochen. Eine von *Blakey et al. (2013)* angeführte Limitation lässt sich auch auf menschliche Kadaverstudien übertragen; sie führten an, dass Kadavermodelle intrinsische Nachteile aufwiesen, da die Knocheneigenschaften sich auf Grund der Lagerung und Behandlung der Knochen verändert haben könnten.

Wiederum andere Autoren nutzten Computersimulationen, was jetzt und in Zukunft ein gangbarer Weg sein kann, um große Datenmengen mit geringem Aufwand zu bewältigen.^{36,113}

4.2 Frakturmodell

Für die Frakturgenerierung entschieden wir uns für ein etabliertes Modell, das bereits in Studien unserer Forschungsgruppe und auch international Verwendung fand. Dadurch wollten wir eine höhere Vergleichbarkeit erzielen. Die Frakturierung bewies außerdem eine hohe Reproduzierbarkeit im eigenen Labor.^{23,89,96,97,99,112}

Die laterale Tibiakopfimppressionsfraktur wurde durch einen im Durchmesser 12 mm großen Metallstempel produziert. Im Zusammenspiel zwischen der Materialprüfmaschine *Zwick Roell Z020* und der mitgelieferten Testsoftware *TestXpert II* wurden so konstant 15 mm tiefe Impressionen gesetzt. Bei der Platzierung des Stempels wurde darauf geachtet, dass der Stempel sich exakt zentral auf dem lateralen Tibiaplateau befand. Die Impressionstiefe wurde jeweils durch das aufgezeichnete *Displacement* nachvollzogen und kontrolliert. Das bereits unter 2.2.2 beschriebene Osteoklasienmodell sollte zu weiterer Reproduzierbarkeit und damit Vergleichbarkeit führen. Während der Gesamtheit der Studie musste so kein Knochen ausgeschlossen werden, was bei unwillentlich erzeugten Spaltfrakturen oder anderen Abweichungen vom AO 41 B2 Typ unweigerlich der Fall gewesen wäre.

Die Gruppen wiesen im 500 N Niveau keine signifikanten Unterschiede beim Parameter *Kraft Knochen initial* auf und stellten sich im 1000 N Niveau als normalverteilt dar. In der Auswertung versuchten wir weiterhin, durch die Berechnung normalisierter Maximalkraftwerte eventuelle Unterschiede in den erhobenen Werten bei Frakturgenerierung zu berücksichtigen. Das bestätigt wiederum die oben genannte Reproduzierbarkeit, die mit den künstlichen Knochen erzielt werden kann.^{86,109,114,115}

In der Literatur finden sich neben Studien unserer Forschungsgruppe keine Vergleichswerte für die Frakturierung von *Synbone 1110* Knochen.

Die meisten biomechanischen Studien verwendeten bis dato ein Osteotomiemodell für die Frakturgenerierung. Dies ist unter anderem darauf zurückzuführen, dass sich die meisten Studien mit Spaltbrüchen des Tibiakopfes befassen.^{7,84-86,89,92,93,107,109,110,115}

Lediglich *Benoit et al. (2009)* benutzten eine Osteotomiemethodik, um eine reine Impressionsfraktur darzustellen. Hierfür wurde ein 2 x 2 x 2 cm messender Defekt auf dem lateralen Tibiaplateau produziert und mit vier gleich großen Würfeln subchondralen Knochens bedeckt.

Lotz et al. (2000) sowie *Backus et al. (2011)* benutzten den Femur zur Frakturgenerierung in einem Maus- bzw. Schweineknochenmodell. Diese Art der Frakturgenerierung kommt den natürlichen Verhältnissen im Kniegelenk sicherlich näher, würde aber höchstwahrscheinlich auch zu anderen Frakturen nebst Impressionsfrakturen führen, weshalb wir uns gegen diese Art der Frakturgenerierung entschieden haben.

In 2002 verwendeten *Karunakar et al.* einen unikondylären Prüfstempel für die Frakturgenerierung. Hierbei wurde der Prüfstempel aus 1 m Höhe auf das laterale Tibiaplateau fallen gelassen. Die Autoren konnten hiermit zuverlässig Spalt- Impressionsfrakturen reproduzieren.

Dennoch entschieden wir uns für die Frakturgenerierung mittels zylindrischen Prüfstemfels mit schneller Krafteinleitung. So konnten besser reproduzierbare Impressionsfrakturen generiert und für die folgende, zyklische Testung konnte eine exakte Positionierung gewährleistet werden. Da so ausschließlich die mechanische Belastung über dem Frakturfragment getestet wurde, erzielten wir gleichsam eine exakte, valide Datenerfassung. Hierbei wurden Abstriche bei biomechanischer Exaktheit im Vergleich zu natürlichen Verhältnissen gemacht – diese ist jedoch in einem biomechanischen Versuchsaufbau nahezu unmöglich zu erreichen.

4.3 Osteosynthese und biomechanisches Testmodell

In der schlussendlichen Versorgung der Prüfkörper entschieden wir uns für die in der Literatur viel beschriebenen und in der Klinik weitgehend angewandten Versorgungstechniken. Besonders die mit höherer Stabilität assoziierten Versorgungen – Jail-Technik

und winkelstabile Plattenosteosynthese – erschienen uns für die im Zentrum der Fragestellung stehende Versorgung osteoporotischer Knochen besonders geeignet und erhielten deshalb den Vorzug gegenüber anderen in der Literatur beschriebenen Versorgungstechniken.^{18,19,54,92}

Beispielhaft in diesem Zusammenhang ist eine Studie von *Freude et al.* (2015) zu nennen, die eine innovative Ballonaugmentation zur Reposition bei Tibiakopffrakturen vorschlägt. Hierdurch soll das *Stratum regenerativum* des Knorpels geschont werden und Spitzenkräfte, wie sie bei der von uns gewählten Technik (Aufstößeln) auftreten können, vermieden werden.¹¹⁸

In vielen biomechanischen Studien wurde *Norian*[®], ein Vertreter der Kalziumphosphatzemente, als Knochenersatzmaterial benutzt. 2016 fanden *Jordan et al.* überlegene, biomechanische Eigenschaften von *chronOS™ Inject* gegenüber *Norian® drillable*. Es zeigte sich ein signifikant niedrigeres Displacement des reponierten Fragmentes bei Tibiakopffrakturen und eine insgesamt höhere Steifigkeit im direkten Vergleich. Beide Eigenschaften indizierten *chronOS™ Inject* als bestmögliches Knochenersatzmaterial, um eine hohe Stabilität in der Versorgung von Tibiakopffrakturen im osteoporotischen Knochen zu erzielen. *Arora et al.* konnten in einer klinischen Studie von 2012 nachweisen, dass *chronOS™ Inject* außerdem eine überlegene Resorptionsrate gegenüber *Norian®* aufweist. Während der Literaturrecherche war weiterhin auffällig, dass bisher nur wenige biomechanische Studien mit *chronOS™ Inject* durchgeführt wurden. Unsere vorliegende Studie beinhaltet deshalb extensivere Testungen des Knochenzementes und liefert so eine Basis für vergleichbare Daten.^{23,99,120}

Für die schlussendliche biomechanische Testung verwendeten wir den bereits bei Frakturgenerierung verwendeten Prüfstempel. Hierdurch konnten wir eine exakte Platzierung über dem reponierten Frakturfragment sicherstellen.

Daraus resultierte eine isolierte „*worst case scenario*“⁹⁸ Belastung, die eine hohe Vergleichbarkeit der biomechanischen Eigenschaften innerhalb und zwischen den Versuchsgruppen ermöglichte. Diese Studie erhebt nicht den Anspruch anatomischer Korrektheit. Vielmehr war es unser Anliegen, die Frakturversorgung auf ihre Stabilität in einem Modell, das direkter, postoperativer Belastung nachempfunden ist, zu testen.

Diese Herangehensweise befindet sich im Einklang mit anderen biomechanischen Studien auf diesem Gebiet und mit der Tatsache, dass Axialkräfte den größten Anteil an der endgültigen Frakturierung im Tibiakopf haben.^{98,99,112}

In den Studien von *Ali et al.* (2003, 2006) wurden Femurprothesen benutzt, um sich dem in vivo Vorbild anzunähern. Jedoch wurde hier genauso wenig wie in den Studien von *Jiang et al.* (2008) und *Zhang et al.* (2012), welche beide distale Femurmodelle der Firma *Synbone* aus Kongruenzgründen als Prüfstempel verwendeten, die ungleiche Belastungsverteilung auf das mediale bzw. laterale Tibiaplateau berücksichtigt.

Die Komplexität des Kniegelenks kann im Labor nie ideal dargestellt werden. Bänder, Muskeln und Meniski, im Zusammenspiel mit dem komplexen Bewegungsablauf, machen ein reproduzierbares Modell unmöglich.

Im Gegensatz zu anderen biomechanischen Studien, die sich mit Tibiakopffrakturen befassen, entschieden wir uns gegen ein Belastungsniveau, dass sich im Rahmen der nach Operation empfohlenen Teilbelastung (20 kg) bewegte.^{23,96,97,99}

Für unsere Prüfkörper wählten wir stattdessen ein Belastungsniveau von 500 N bzw. 1000 N, um eine postoperative Belastung der Osteosynthese mit halbem bzw. ganzem KG eines ca. 90 kg schweren Patienten nachzuahmen. Die gewählten Niveaus errechneten sich bei dreifacher Kraftübertragung im Knie und 40 %-iger Teilbelastung des lateralen Tibiaplateaus. Aufgrund der bereits in der Einleitung beschriebenen Problematik bzgl. Einhaltung von Teilbelastung im postoperativen Verlauf schienen uns diese Kraftniveaus geeignet. Diese Werte befinden sich weiterhin im Rahmen bisher durchgeführter biomechanischer Studien.^{85,86,98,109,112,115}

Vor der zyklischen Testung sah unser Prüfprotokoll – im Einklang mit der vorliegenden Literatur – 10 Setzzyklen vor, um Settle-Momente auszugleichen.^{23,96-99,112,121}

Im Gegensatz zu früheren Studien unserer Forschungsgruppe entschieden wir uns letztendlich für 5000 Testzyklen in den endgültigen Versuchsgruppen, um eventuelle Veränderungen während der zyklischen Belastung auszugleichen, die den deutlich höheren Belastungsniveaus geschuldet sind.

Hierzu ist anzumerken, dass die Anzahl der verwendeten Zyklen in der Literatur eine weite Spannbreite aufweist. Sie reicht von Studien von *Trenholm et al.* (2005), die sich

auf load-to-failure Modelle beschränkten, bis hin zu *McDonald et al.* (2011), die unglaubliche 210.000 Zyklen verzeichneten. Nach Vorversuchen mit 10.000 Zyklen je Prüfkörper und Versorgung konnten wir nach 5000 Zyklen keine nennenswerten Veränderungen mehr registrieren. Wir entschieden uns daher gegen eine höhere Zyklenzahl und beließen es bei 5000 Zyklen.

Während der Setz- sowie Messzyklen wurde eine Prüfgeschwindigkeit von 25 mm/min festgelegt. So konnte eine vollständige Be- und Entlastung auf dem Frakturfragment gesichert werden. Dies steht in Übereinstimmung mit Studien von *Peindl et al.* (2004), *Dougherty et al.* (2008) sowie *Jordan et al.* (2016).

4.4 Ergebnisse

4.4.1 Displacement

Wir konnten mit unseren Ergebnissen zeigen, dass für die Phase der unmittelbaren, postoperativen Behandlung Versorgungen mit *chronOS™ Inject*-Beteiligung zu weniger Displacement führten.

Betrachtet man die Ergebnisse den Belastungsniveaus entsprechend, lässt sich feststellen, dass im 500 N Niveau die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* das niedrigste Displacement nach 5000 Messzyklen aufwies. Dies war aufgrund der Menge an Material in Kombination mit einem Knochenersatzmaterial zu erwarten. Die Gruppe zeigte signifikant niedrigere Displacement Werte als alle anderen Versorgungsgruppen mit Ausnahme der Gruppe *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject*. Wir führen diese Tatsache darauf zurück, dass in beiden Versorgungstechniken eine nahezu ideale Verteilung des Knochenersatzmaterials möglich ist. Die zwei oberen Schrauben der L-Platte liegen nicht direkt unter dem Fragment, sodass der Bohrkanal weitestgehend frei bis unter das Frakturfragment ist. Die zwei Großfragmentschrauben der Zwei-Schrauben-Osteosynthese sitzen idealerweise unmittelbar unter dem Frakturfragment und geben so ebenfalls den restlichen Bohrkanal komplett frei. So kann der metaphysäre Defekt nahezu ideal bis unmittelbar unter das Frakturfragment aufgefüllt werden.

Bei doppelter Druckbelastung (1000 N Niveau) konnten wir feststellen, dass die reine *chronOS™ Inject* Versorgung signifikant niedrigere Displacement-Werte als die reinen Osteosyntheseverfahren erzielte. Dies steht im Gegensatz zu den Ergebnissen aus dem 500 N Niveau. Betrachtet man jedoch die erzielten Mittelwerte, erkennt man, dass sich das Displacement der *chronOS™ Inject* Kontrollgruppe in beiden Belastungsniveaus (500 N und 1000 N) stark ähnelt, während alle anderen Gruppen höhere Displacement Mittelwerte im 1000 N Niveau aufweisen. Wir schlussfolgern daraus, dass die höhere Druckbelastung zu deutlich mehr Verformung des Osteosynthesematerials führte. Die vollständige Auffüllung des Defekts durch den Knochenzement konnte hingegen zu stabileren Versorgungen führen.

Weiterhin konnten wir zeigen, dass die Hinzugabe von *chronOS™ Inject* (Gruppen 3, 5 und 7) im Vergleich zu reinen Osteosyntheseverfahren (Gruppen 2, 4 und 6) jeweils zu niedrigeren Werten im Displacement führte. Bei der Jail-Technik und Plattenversorgung war diese Verminderung des Displacements sogar signifikant.

Vergleicht man nun die Ergebnisse der beiden Niveaus, stellt man fest, dass im 500 N Niveau noch die Plattenversorgung mit Knochenersatzmaterial die niedrigsten Displacement Werte erzielte, während es bei deutlich höherem Kraftniveau die Jail-Technik mit Knochenersatzmaterial war. Letztere zeigte jedoch in ihrem Kraftniveau keine signifikanten Unterschiede gegenüber der Plattenversorgung mit Knochenersatzmaterial. Wir schließen daraus, dass bei deutlich höherem Kraftniveau die Kombination von mehr Osteosynthesematerial im Zusammenspiel mit Knochenersatzmaterial von essentieller Bedeutung ist, um das Displacement zu verringern. Es kann jedoch bezüglich des zu verwendenden Osteosynthesematerials keine eindeutige Empfehlung gegeben werden (Jail-Technik versus Platte).

Beachtet man nun zusätzlich die Setzzyklen mit 125 N, sieht man, dass diese deutlich niedrigere Belastung bereits zu erheblichem Displacement in einigen Prüfkörpern führte. Zwar erzielte die *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* im 500 N Niveau weiterhin die niedrigsten Displacement Werte, jedoch relativierten sich die signifikanten

Unterschiede. Die Versorgungsgruppe 7 wies nur noch im Vergleich zu reinen Osteosyntheseverfahren (Gruppe 2, 4 und 6) signifikant niedrigere Werte auf.

Im 500 N Niveau ist weiterhin auffällig, dass durch die Hinzugabe von *chronOS™ Inject* keine Verminderung des Displacements während der Setz- und Messzyklen erreicht werden konnte. Weiterhin ist beachtenswert, dass die Jail-Technik-Versorgungen schlechtere Werte erzielten als die Zwei-Schrauben-Osteosynthesen – wenngleich diese nicht signifikant waren. Wir führen diese Tatsache v.a. darauf zurück, dass die Schrauben in der Jail-Technik Versorgung im 500 N Niveau noch wesentlich voneinander entfernt eingesetzt wurden und so das gewünschte Gittermuster nur bedingt mehr Halt bieten konnte. Des Weiteren konnte bei der Durchschau der Röntgenbilder festgestellt werden, dass der Bohrkanal zur Reposition des Frakturfragmentes stark nach medial zog, wodurch wiederum kein solider Verbund zwischen den eingebrachten Schrauben und dem Knochenersatzmaterial entstehen konnte. In einigen Fällen kam es vor, dass durch die eingeschränkte Zugänglichkeit kein Knochenzement unmittelbar unter dem Frakturfragment eingespritzt werden konnte. Hier stellten die zu tief angebrachten Großfragmentschrauben neben dem oben erwähnten medialisierten Bohrkanal das größte Hindernis dar.

Im 1000 N Niveau zeigte die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* ebenfalls signifikant bessere Displacement-Werte als die reinen Osteosyntheseverfahren. Im Vergleich zum das halbe Körpergewicht repräsentierenden 500 N Niveau konnte bei vollem Körpergewicht (1000 N) außerdem gezeigt werden, dass die reine *chronOS™ Inject*-Versorgung signifikant niedrigere Displacement Werte zeigte als die reinen Osteosyntheseverfahren. Die reinen Osteosyntheseverfahren erfuhren jedoch eine signifikante Verringerung der Displacement Werte durch die Hinzugabe von *chronOS™ Inject*.

Den oben genannten Herausforderungen, die die Versorgung mit der „Jail-Technik“ mit sich bringt, konnte im zweiten Niveau (1000 N) weitestgehend begegnet werden, was die stabileren Werte belegen. Röntgenologisch zeigten sich ebenfalls eine deutlich engere Schraubenstellung und homogenere Zementierung. Eine Verbesserung des Operateurs bei der standardisierten Versorgung ist die wahrscheinlichste Erklärung für diese Diskrepanz zwischen den Niveaus.

Die Mittelwerte im 1000 N Niveau betrachtend, lässt sich feststellen, dass Gruppe 1 (*chronOS™ Inject*-Versorgung) bei diesem Parameter sogar minimal niedrigere Werte als die Gruppe 7 (*Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*) erzielte (5,618 mm und 5,623 mm respektive). Allerdings beträgt die Standardabweichung bei der reinen Knochenzementversorgung 2,171.

In der Zusammenschau der diskutierten Ergebnisse schlussfolgern wir daher, dass *chronOS™ Inject* essentiell für ein geringeres Displacement während der biomechanischen Testung war. Die Mitbetrachtung der Setzzyklen hat diese Bedeutung weiter untermauert. Die initiale Belastung führte zu erheblichem Displacement v.a. in den Gruppen ohne zusätzliches Knochenersatzmaterial. Bis das Frakturfragment durch den Prüfstempel auf das erste Schraubenmaterial unterhalb des Frakturfragments trifft, konnte der axialen Kraft in diesen Versorgungsgruppen kein Widerstand entgegengesetzt werden. Am anschaulichsten stellt sich dies in der Gruppe 6 (*Laterale Abstützplatte*) dar. Im 500 N Niveau sahen wir hier bei ausschließlicher Betrachtung der Messzyklen einen Displacementmittelwert von 3,961 mm, wohingegen dieser bei 8,871 mm lag, wenn man die Setzzyklen miteinbezog. Im 1000 N Niveau ist der Sprung noch extremer und ergab einem Mittelwert von 7,782 mm während der Messzyklen und 16,855 mm während Setz- und Messzyklen. Dies ist auf die fehlende Unterstützung des Frakturfragments durch den einerseits vorhanden metaphysären Defekt und die andererseits fehlende Stabilisierung durch anterior und posterior des Defekts liegende Schrauben der Platte zurückzuführen.

4.4.2 Vergleich der Displacement Werte beider Niveaus

Während der Analyse der Displacement Werte führten wir ebenfalls statistische Testungen durch, um eventuelle Unterschiede zwischen den jeweiligen Versorgungsgruppen unterschiedlicher Belastungsniveaus (500 N und 1000 N) abzubilden.

Beim Vergleich der beiden Niveaus fiel auf, dass sich sowohl während der Messzyklen (*Displacement 5000 Messzyklen*) allein, als auch im Parameter *Displacement Setz- und Messzyklen* signifikante Unterschiede zwischen den Niveaus zeigten.

Hoch signifikante Unterschiede beim Displacement ($p < 0,01$) konnten in allen Gruppen mit Ausnahme der Kontrollgruppe *chronOS™ Inject* ($p = 0,80$ bzw. $p = 1,00$) und der Gruppe *Jail-Technik + chronOS™ Inject* ($p = 0,16$ bzw. $p = 0,34$) gefunden werden.

4.4.3 Maximale Versagungslast und normalisierte Werte

Mit dem Parameter *Maximale Versagungslast* wurde die absolute Stabilität der Frakturversorgung nach zyklischer Testung bzw. früher postoperativer Maximalbelastung getestet.

Die Verteilung der Werte erwies sich als sehr homogen. In beiden Belastungsniveaus (500 N und 1000 N) stellten die Gruppen *chronOS™ Inject* und *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* die schwächsten Versorgungen. Im 500 N Niveau waren diese Unterschiede sogar signifikant gegenüber den Gruppen 3 bis 7 bzw. 3, 4, 5 und 7. Auf beiden Niveaus konnten wir wiederum beweisen, dass die Versorgung *Jail-Technik + chronOS™ Inject* die stabilste Versorgung darstellte. Im 1000 N Niveau erzielte diese Gruppe signifikant höhere Maximalkraftwerte als die oben genannten Gruppen *chronOS™ Inject* und *Zwei-Schrauben-Osteosynthese*.

Daraus schlussfolgern wir, dass die reine *chronOS™ Inject* Versorgung, ebenso wenig wie die *Zwei-Schrauben-Osteosynthese*, den mit Knochenersatzmaterial kombinierten Versorgungen bzw. den einfachen Versorgungen mit mehr Osteosynthesematerial ebenbürtig ist.

Die *Jail-Technik + chronOS™ Inject* Versorgung stellte zwar die stabilste Versorgung dar, jedoch konnten wir zwischen den Gruppen 3 bis 7 keine signifikanten Unterschiede feststellen und können deshalb nicht mit Sicherheit sagen, dass diese Versorgungstechnik den anderen aufgelisteten Alternativen überlegen ist. Der Verbund aus Schraubenmaterial und Knochenersatzmaterial erweist sich jedoch in jedem Fall als stabiler als die solitäre Versorgung mit jeweiligem Material.

Wir führen die hohe Stabilität der *Jail-Technik + chronOS™ Inject* Versorgungsgruppe auf die Anordnung der Schrauben im Verbund mit dem Knochenzement zurück. Wie eine Betonstahlmatte bietet das Osteosynthesematerial der Versorgung zusätzlichen Halt.

Des Weiteren leiten wir aus den homogenen Werten bei der maximalen Versagungslast nach allen erfolgten Setz- und Messzyklen auf beiden Belastungsniveaus ab, dass die zyklische Belastung nicht zu einer Verringerung der endgültigen Stabilität der Frakturversorgung führte.

Um eventuelle Varianzen in den Prüfkörpern berücksichtigen und die endgültige Stabilität der Frakturversorgung in Vergleich zur für die Frakturgenerierung benötigten Kraft setzen zu können, verwendeten wir den Parameter *Normalisierte Maximalkraft*.

Wie schon bei den nicht normalisierten Maximalkraftwerten stellten *chronOS™ Inject* und *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* auf beiden Kraftniveaus die Gruppen mit den niedrigsten Maximalkraftwerten. Zwischen den Gruppen 3 bis 7 konnten im 1000 N Niveau wiederum keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden. Im 500 N Niveau kam es zu einem knapp signifikanten Ergebnis ($p = 0,03$) zwischen der Gruppe *Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject* und der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject*. Wir führen das auf die vergleichsweise hohe Standardabweichung in dieser letzten Gruppe zurück (139 %). Erklärungen für die hohe Streuung liegen wahrscheinlich in der diversen Versorgungsqualität bei der Plattenosteosynthese und anschließenden Knochenersatzmaterialeinspritzung. Letztere ist oftmals beeinträchtigt durch die erschwerte Erreichbarkeit des Bohrkanals. Der Zugang wird häufig durch die Platte überlagert und der Bohrkanal selbst durch Schraubenmaterial schlecht passierbar. Des Weiteren ist die Natur der Werte bei der Interpretation zu beachten, da sie nicht die absolute Stabilität der Versorgung beschreiben, sondern die Stabilität in Relation zu der Initialfrakturierung des Knochens setzen.

4.4.4 Steifigkeit

Betrachtet man den für die Versorgung von Tibiakopffrakturen im Alter wesentlichen Parameter *Steifigkeit*, stellen wir abschließend fest, dass die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* signifikant bessere Steifigkeitswerte als alle anderen Gruppen im 500 N Niveau aufweisen konnte. Im selben Niveau konnten wir durch unsere Testungen weiterhin zeigen, dass die Hinzugabe von *chronOS™ Inject* die Steifigkeit der Osteosyntheseverfahren gegenüber den einfachen Versorgungen signifikant steigerte.

Diese Beobachtungen konnten im 1000 N Niveau weitestgehend bestätigt werden. Die Plattenversorgung mit zusätzlichem Knochenersatzmaterial erzielte die höchste Steifigkeit, wenn auch nur noch signifikant höher als die Gruppen 2 bis 5 (*Zwei-Schrauben-Osteosynthese, Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject und Jail-Technik*). Es ließen sich im 1000 N Niveau weiterhin signifikante Unterschiede zwischen den reinen Osteosyntheseverfahren herausarbeiten. Eine erhöhte Stabilisierung durch Schrauben bzw. Platte bedeuteten auch signifikant höhere Steifigkeitswerte. Selbiges kann über die Versorgungen mit Knochenersatzmaterialien gesagt werden. Schlussendlich führte auch bei reinen Osteosyntheseverfahren die Zugabe von *chronOS™ Inject* zu einer Steigerung der Steifigkeit. Bei der Gruppe *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* und *Jail-Technik* war dieser Unterschied signifikant ($p < 0,01$).

Wir folgern daraus, dass die Kombination von Osteosynthesematerial und Knochenzement zu signifikant höheren Werten bei der Steifigkeit führt und eine stabile Versorgung mit einer lateralen Abstützplatte mit Knochenzement daher erstrebenswert ist, um auf diesem Gebiet höchste Werte zu erzielen. Des Weiteren lassen sich bei hoher Belastung (1000 N) schon allein durch die Verwendung von mehr Osteosynthesematerial signifikant höhere Steifigkeitswerte erzielen.

4.4.5 Fazit der Ergebnisse

In conclusio können wir festhalten, dass der Knochenzement *chronOS™ Inject* essentiell für eine Reduktion des Displacements sowohl in Bezug auf die Setz- als auch Messzyklen ist.

Das Knochenersatzmaterial verleiht jeglicher Versorgung außerdem zusätzliche Widerstandskraft, was sich an gesteigerten Maximalkraft- wie Steifigkeitswerten zeigt. Eine Kombination von Osteosynthese- und Knochenersatzmaterial ist aus diesen Gründen in unseren Augen unerlässlich.

In der Zusammenschau der obigen Ergebnisse kristallisiert sich somit die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* als das aus biomechanischer Sicht zu präferierende Osteosyntheseverfahren heraus. Diese Versorgungstechnik vereint die drei wichtigsten Eigenschaften einer stabilen Versorgung: hohe maximale Belastbarkeit, höchste Steifigkeitswerte und niedriges Displacement durch den verwendete Knochenzement *chronOS™ Inject*.

Mittels hoher Primärstabilität kann ein sekundäres Displacement des reponierten Frakturfragmentes verhindert werden und so das Risiko für Folgeerkrankungen und eine eingeschränkte Funktion des Knies minimiert werden. Durch die initial vollversorgte Fraktur werden Zweitoperationen vermieden, die beim alternden Patientengut oftmals zu erhöhter Morbidität und Letalität führen können.

Trotz des erhöhten Operationsaufwandes ist eine laterale Abstützplatte mit Knochenzement daher bei einem Patienten in fortgeschrittenem Alter als Alternative zu operativen Standardverfahren unbedingt in Erwägung zu ziehen; insbesondere dann, wenn eine erhöhte postoperative Initialbelastung wahrscheinlich erscheint.

4.5 Limitationen der Studie

Die Übertragbarkeit der Ergebnisse unserer Studie auf den menschlichen Patienten ist nur bedingt gegeben. Durch die Verwendung eines Kunstknochenmodells ließ sich zwar

die hohe Anzahl an Prüfkörpern realisieren. Ohne Bänder, Muskeln und Knorpelstrukturen in einem nicht dynamischen Stabilitätstest kann jedoch die Komplexität des menschlichen Kniegelenks nicht komplett abgebildet oder imitiert werden.

Der fehlende Weichteilmantel erlaubte uns gleichzeitig aber eine ideale Versorgung der Prüfkörper, welche zu verbesserter, anatomischer Rekonstruktion führte, die in vivo nicht immer erreicht werden kann. *chronOS™ Inject* konnte durch den Wegfall störender Weichteile besser in den metaphysären Defekt eingebracht werden und hatte so wahrscheinlich eine der in vivo Versorgung überlegene Verteilung.

Unsere mittels zylindrischen Prüfstempels erzeugte Impressionsfraktur ist ebenfalls lediglich ein Modell einer impaktierten Fraktur des Tibiaplateaus. Die anschließende punktuelle Belastung ohne puffernde Weichteile und Gewichtsverteilung über die Gesamtheit des lateralen Plateaus ist für die biomechanische Testung zwar wegen ihrer Reproduzierbarkeit vorzuziehen, spiegelt jedoch nicht die in vivo Verhältnisse bei Belastung wider. Durch diese Art der Belastung können somit einzig Rückschlüsse über die Primärstabilität der Versorgung gezogen werden, auch da der Umbau von Knochenersatzmaterial und der natürliche Heilungsprozess nicht berücksichtigt werden konnten (Sekundärstabilität).

4.6 Ausblick

Die immer älter werdende Bevölkerung verdeutlicht die Notwendigkeit der sicheren und frühzeitig belastbaren osteosynthetischen Versorgung von Tibiakopfimppressionsfrakturen, da gerade im fortgeschrittenen Alter bei dieser Art von Verletzung kontrollierte Verläufe in der postoperativen Phase schwer zu realisieren sind.

Umso mehr sind unterstützende Maßnahmen, wie z.B. das Einbringen von gut zu verarbeitenden, unmittelbar zu belastenden und möglichst rückstandslos in eine natürliche Knochenmatrix umwandelbaren Materialien, notwendig. Hier zeigt das von uns getestete Knochenersatzmaterial (*chronOS™ Inject*) einen gangbaren Weg auf.

Die weitere Entwicklung und Forschung sollte sich aber nicht nur auf die Weiterentwicklung der Ersatzmaterialien im Knochenzementbereich beschränken, sondern durchaus

auch die Implantate selbst miteinschließen. Möglicherweise kann durch weitere Innovationen beim Osteosynthesematerial eine geringere intraoperative Belastung und eine noch frühzeitigere Belastbarkeit erzielt werden.

Zusätzliche, idealerweise auch direkt am Patienten durchgeführte, Studien sind wünschenswert. Bedingt durch die fortschreitende Alterung unserer Gesellschaft werden gerade die Tibiakopfimpresionsfrakturen des höheren Alters zunehmend an Bedeutung gewinnen – und damit auch die Forschung auf diesem Gebiet. Neben dem durch unsere Testungen generierten reinen Erkenntnisgewinn soll die vorliegende Studie daher auch dazu beitragen, diesen Bereich der chirurgischen Forschung fest auf der wissenschaftlichen Agenda zu verankern und so sukzessive voranzutreiben.

5 Zusammenfassung

Die Versorgung älterer Patienten und der bei diesem Patientenkollektiv gehäuft auftretenden Verletzungen - wie die Tibiakopffraktur – rückt durch den demographischen Wandel unserer Gesellschaft immer weiter in den Fokus. Fallstricke in der Versorgung dieser Fraktur stellen die osteoporotisch verminderte Knochenqualität sowie die postoperativ nicht adäquat umsetzbare Teilbelastung dar. Ziel unserer Studie war es deshalb, verschiedene im klinischen Alltag verwendete Osteosyntheseverfahren und die Kombination derselben mit dem Knochenersatzmaterial *chronOS™ Inject* auf ihre biomechanischen Vor- und Nachteile zu prüfen.

Für unsere Studie verwendeten wir ausschließlich osteoporotische *Synbone 1110* Kunstknochen. Die gekürzten Tibiae wurden bei 5° Valgusstellung in einer eigens angefertigten Metallvorrichtung mittels Osteoklasiemodell frakturiert. Hierdurch konnte sichergestellt werden, dass ausschließlich Tibiakopfmpressionsfrakturen (AO:41 - B2.2) produziert wurden. Nach minimal-invasiver Reposition erfolgte die Frakturversorgung mit drei unterschiedlichen Osteosyntheseverfahren und deren Kombination mit *chronOS™ Inject*: *Zwei-Schrauben-Osteosynthese*, *Jail-Technik* und *Laterale Abstützplatte*. Eine Gruppe mit ausschließlicher Knochenzementversorgung diente als Kontrollgruppe. Die Studie umfasste zwei Versuchsreihen mit halbem bzw. ganzem KG entsprechenden Belastungsniveaus (500 N resp. 1000 N), bei jeweils 63 Prüfkörpern verteilt auf sieben Gruppen á neun Knochen. Zur biomechanischen Testung erfolgte eine axiale Belastung der Versorgung mit 5000 Zyklen á 500 N bzw. 1000 N. Zum Ende der Prüfungsphase wurde der Knochen im Rahmen einer Load-to-failure-Testung bis zur maximalen Versagungslast getestet. Die für die Auswertung der Studie relevanten Parameter wurden bezüglich Displacement, Maximalkraft und Steifigkeit simultan zur Prüfung erhoben.

Auf beiden Belastungsniveaus erzielten kombinierte Osteosynthesen höhere Steifigkeitswerte als die konventionellen Versorgungstechniken. Die Kontrollgruppe erzielte ebenfalls jeweils höhere Steifigkeitswerte als die reine *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* oder die *Jail-Technik*. Niveauübergreifend erzielte die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* die mit Abstand höchste Steifigkeit und die niedrigsten

Displacementwerte. Generell konnte ein Trend zu niedrigerem Displacement durch Knochenzementzugabe aufgedeckt werden.

Während die Kontrollgruppen und *Zwei-Schrauben-Osteosynthesen* jeweils die schwächsten Versorgungen bei Maximalbelastung stellten, war *Jail-Technik + chronOS™ Inject* die Prüfgruppe mit der stärksten Osteosynthese, ohne jedoch signifikante Unterschiede zu den übrigen Gruppen zu erzielen.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass der Knochenzement *chronOS™ Inject* insbesondere bei höheren Belastungsniveaus essentiell für eine Reduktion des Displacements ist.

In der Gesamtschau der Ergebnisse stellte sich die Versorgung *Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject* als das aus biomechanischer Sicht zu präferierende Osteosyntheseverfahren heraus. Diese Versorgungstechnik kombiniert die drei wichtigsten Eigenschaften einer stabilen Osteosynthese: hohe maximale Belastbarkeit, höchste Steifigkeitswerte und niedriges Displacement.

Trotz des erhöhten Operationsaufwandes bietet dieses Versorgungsverfahren bei Patienten in fortgeschrittenem Alter somit eine Alternative zu den operativen Standardverfahren, insbesondere wenn eine unkontrollierte postoperative Initialbelastung anzunehmen ist.

6 Literaturverzeichnis

- 1 Bob, A. & Bob, K. in *Duale Reihe Anatomie* 346-363 (Thieme, 2007).
- 2 Drenckhahn, D. & Eckstein, F. *Untere Extremität. In: Benninghoff A, Drenckhahn D (Hrsg.) Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie.* Vol. 1 341-411 (Elsevier, Urban & Fischer, 2008).
- 3 Heyde, C.-E. & Ertel, W. *Tibiakopf. In: Rüter A, Trentz O, Wagner M (Hrsg.) Unfallchirurgie.* 1117-1130 (Urban & Fischer Verlag, 2003).
- 4 Schiebler, T. H. & Korf, H. W. *Untere Extremität In: Anatomie.* 517-581 (Steinkopff, 2007).
- 5 Lippert, H. & Deller, T. *Bein In: Lehrbuch Anatomie.* (Elsevier, Urban & Fischer, 2006).
- 6 Vaupel, P., Mutschler, E. & Schaible, H. G. *Skelett, Muskulatur und Bindegewebe In: Anatomie, Physiologie, Pathophysiologie des Menschen.* 655-713 (Wissenschaftliche, 2015).
- 7 Högel, F. *et al.* Biomechanical comparison of intramedullar versus extramedullar stabilization of intra-articular tibial plateau fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* **133**, 59-64, doi:10.1007/s00402-012-1629-x (2013).
- 8 Bergmann, G. *et al.* Standardized loads acting in knee implants. *PLoS One* **9**, e86035, doi:10.1371/journal.pone.0086035 (2014).
- 9 D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Chien, S. & Colwell, C. W., Jr. In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. *Journal of biomechanics* **40 Suppl 1**, S11-17, doi:10.1016/j.jbiomech.2007.03.004 (2007).
- 10 D'Lima, D. D., Patil, S., Steklov, N., Slamin, J. E. & Colwell, C. W., Jr. Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *J. Arthroplasty* **21**, 255-262, doi:10.1016/j.arth.2005.07.011 (2006).
- 11 Duda, G. N. *et al.* in *AE-Manual der Endoprothetik: Knie* (ed C. Dieter Wirtz) 19-31 (Springer Berlin Heidelberg, 2011).
- 12 Kutzner, I. *et al.* Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of biomechanics* **43**, 2164-2173, doi:10.1016/j.jbiomech.2010.03.046 (2010).

- 13 Taylor, W. R., Heller, M. O., Bergmann, G. & Duda, G. N. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J. Orthop. Res.* **22**, 625-632, doi:10.1016/j.orthres.2003.09.003 (2004).
- 14 Taheri, A., Dudda, M. & Özokyay, L. *Proximaler Unterschenkel. In: Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (Hrsg.) Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen.* 155-176 (Springer Verlag, 2010).
- 15 Bobrich, E., Haupt, C., Grass, R. & Zwipp, H. Tibiakopffraktur und Luxationsfraktur -Klassifikation und Begleitverletzungen. *Trauma und Berufskrankheit* **11**, 154-159, doi:10.1007/s10039-009-1504-3 (2009).
- 16 Raschke, M. & Stange, R. *Unterschenkel. In: Raschke MJ, Stange R (Hrsg.) Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation.* 1. Aufl. edn, 474-487 (Urban & Fischer Verlag, 2009).
- 17 Kösters, C., Schliemann, B. & Raschke, M. Tibiakopffrakturen im Alter. *Der Unfallchirurg* **114**, 251-262, doi:10.1007/s00113-010-1943-0 (2011).
- 18 Raschke, M., Zantop, T. & Petersen, W. Tibiakopffraktur. *Der Chirurg* **78**, 1157-1171, doi:10.1007/s00104-007-1428-z (2007).
- 19 Rixen, D. & Mester, B. Tibiakopffrakturen - Stand der Versorgung. *Trauma und Berufskrankheit* **18**, 26-32, doi:10.1007/s10039-015-0048-y (2016).
- 20 Burri, C., Bartzke, G., Coldewey, J. & Muggler, E. Fractures of the tibial plateau. *Clinical orthopaedics and related research*, 84-93 (1979).
- 21 Albuquerque, R. P. e. *et al.* Epidemiological study on tibial plateau fractures at a level I trauma center. *Acta Ortopedica Brasileira* **21**, 109-115, doi:10.1590/S1413-78522013000200008 (2013).
- 22 Elsoe, R. *et al.* Population-Based Epidemiology of Tibial Plateau Fractures. *Orthopedics* **38**, e780-786, doi:10.3928/01477447-20150902-55 (2015).
- 23 Jordan, M. C. *et al.* Biomechanical analysis of different osteosyntheses and the combination with bone substitute in tibial head depression fractures. *BMC musculoskeletal disorders* **17**, 287, doi:10.1186/s12891-016-1118-4 (2016).
- 24 Parkkinen, M. *et al.* Factors predicting the development of early osteoarthritis following lateral tibial plateau fractures: mid-term clinical and radiographic

- outcomes of 73 operatively treated patients. *Scand. J. Surg.* **103**, 256-262, doi:10.1177/1457496914520854 (2014).
- 25 Enderle, E. & Frosch, K.-H. Arthroskopisch unterstütztes Frakturmanagement am Kniegelenk. *Der Unfallchirurg* **116**, 311-317, doi:10.1007/s00113-012-2346-1 (2013).
- 26 Benedetto, K. P., Osti, M. & Gohm, A. Arthroskopisch assistierte Osteosynthese von Tibiakopffrakturen. *Arthroskopie* **23**, 112-118, doi:10.1007/s00142-009-0556-5 (2010).
- 27 Bonnaire, F., Lein, T., Engler, K.-J. & Moritz, F. Arthroscopy-assisted reconstruction of tibial plateau fractures. *Trauma und Berufskrankheit* **11**, 160-170, doi:10.1007/s10039-008-1471-0 (2009).
- 28 Zeltser, D. W. & Leopold, S. S. Classifications in brief: Schatzker classification of tibial plateau fractures. *Clinical orthopaedics and related research* **471**, 371-374, doi:10.1007/s11999-012-2451-z (2013).
- 29 Meffert, R. & Lenschow, S. *Proximale Tibia*. In: Wirth CJ, Mutschler W, Bischoff H-P, Püschmann H, Neu J (Hrsg.) *Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie: vermeiden, erkennen, behandeln*. 275-284 (Georg Thieme Verlag, 2010).
- 30 Schatzker, J., McBroom, R. & Bruce, D. The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968--1975. *Clinical orthopaedics and related research*, 94-104 (1979).
- 31 Finkenzeller, G. & Baierlein, S. *Unterschenkel*. In: Baierlein S (Hrsg.) *Frakturklassifikationen*. 88-93 (Georg Thieme Verlag, 2010).
- 32 Kotter, A. & Rüter, A. Tibial head fractures. *Der Unfallchirurg* **100**, 742-749, doi:10.1007/s001130050186 (1997).
- 33 Moore, T. M. Fracture--dislocation of the knee. *Clinical orthopaedics and related research*, 128-140 (1981).
- 34 Gerich, T., Blauth, M., Witte, F., Lobenhoffer, P. & Krettek, C. Die Osteosynthese von Tibiakopffrakturen im höheren AlterEine Matched-pair-Analyse. *Der Unfallchirurg* **104**, 50-56, doi:10.1007/s001130050687 (2001).

- 35 Pape, H. & Rommens, P. *Tibia: proximal. In: Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG (Hrsg.) AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 - spezifische Frakturen. 814-833 (Georg Thieme Verlag, 2008).*
- 36 Carrera, I. *et al.* An intact fibula may contribute to allow early weight bearing in surgically treated tibial plateau fractures. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.*, 1-6, doi:10.1007/s00167-017-4428-7 (2017).
- 37 Doornberg, J. N. *et al.* Two-dimensional and three-dimensional computed tomography for the classification and characterisation of tibial plateau fractures. *Injury* **42**, 1416-1425, doi:10.1016/j.injury.2011.03.025 (2011).
- 38 Hackl, W. *et al.* Die präoperative computertomographische Abklärung bei Tibiakopffrakturen. *Der Unfallchirurg* **104**, 519-523, doi:10.1007/s001130170115 (2001).
- 39 Walz, M., Auerbach, F., Kolbow, B. & Junker, T. Modifizierte Versorgung monokondylärer Tibiakopffrakturen - Perkutane Reposition und Kleinfragmentosteosynthese. *Der Unfallchirurg* **109**, 367-376, doi:10.1007/s00113-005-1052-7 (2006).
- 40 Benndorf, M., Russe, M. F. & Langer, M. Detection of a non-displaced tibial head fracture using dual-energy computed tomography and virtual non-calcium technique. *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgebenden Verfahren* **188**, 783-785, doi:10.1055/s-0042-106974 (2016).
- 41 Hegenscheid, K., Wuschech, C. & Puls, R. Besondere Aspekte der Bildgebung bei Kniegelenkverletzungen. *Trauma und Berufskrankheit* **11**, 318-323, doi:10.1007/s10039-009-1545-7 (2009).
- 42 Hsu, C. J., Chang, W. N. & Wong, C. Y. Surgical treatment of tibial plateau fracture in elderly patients. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* **121**, 67-70 (2001).
- 43 Singleton, N., Sahakian, V. & Muir, D. Outcome After Tibial Plateau Fracture: How Important Is Restoration of Articular Congruity? *Journal of orthopaedic trauma* **31**, 158-163, doi:10.1097/bot.0000000000000762 (2017).

- 44 Frenyo, S., Kecskeméti, Á., Szita, J. & Czermann, I. Operative management of fractures of the tibial plateau in old/very old patients. *Acta Chirurgica Austriaca* **32**, 42-43, doi:10.1007/bf02949858 (2000).
- 45 Ali, A. M., El-Shafie, M. & Willett, K. M. Failure of fixation of tibial plateau fractures. *Journal of orthopaedic trauma* **16**, 323-329 (2002).
- 46 Kirschner, P. CPM—continuous passive motion in the treatment of injured or operated knee-joints: a metaanalysis of current literature. *Der Unfallchirurg* **107**, 328-340, doi:10.1007/s00113-004-0743-9 (2004).
- 47 Petersen, W., Zantop, T. & Raschke, M. Fracture of the tibial head. *Der Unfallchirurg* **109**, 219-234, doi:10.1007/s00113-006-1066-9 (2006).
- 48 Vasanad, G. H., Antin, S., Akkimaradi, R., Policepatil, P. & Naikawadi, G. Surgical Management of Tibial Plateau Fractures – A Clinical Study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research : JCDR* **7**, 3128-3130, doi:10.7860/jcdr/2013/7249.3894 (2013).
- 49 Holmenschlager, F., Beck, O.-T., Halm, J.-P. & Winckler, S. Follow-up after operative treatment of proximal tibia fracture. *Acta Chirurgica Austriaca* **32**, 39-42, doi:10.1007/bf02949857 (2000).
- 50 Lobenhoffer, P. & Weber-Spickschen, T. S. Posttraumatische Bewegungseinschränkungen am Kniegelenk. *Der Unfallchirurg* **116**, 394-403, doi:10.1007/s00113-013-2379-0 (2013).
- 51 Hertel, P. Tibial plateau fractures. *Der Unfallchirurg* **100**, 508-523, doi:10.1007/s001130050151 (1997).
- 52 Petersen, W., Zantop, T. & Raschke, M. Tibiakopffraktur - Offene Reposition und Osteosynthese, arthroskopische Reposition und Osteosynthese (ARIF) *Der Unfallchirurg* **109**, 235-244, doi:10.1007/s00113-006-1067-8 (2006).
- 53 Lobenhoffer, P. *et al.* Treatment of posterior tibial plateau fractures via posteromedial and posterolateral exposures. *Der Unfallchirurg* **100**, 957-967, doi:10.1007/s001130050218 (1997).
- 54 Dziwisch, L. & Eggers, C. Standardized surgical treatment of tibial plateau fractures. *Acta Chirurgica Austriaca* **32**, 4-6, doi:10.1007/bf02949841 (2000).

- 55 Goesling, T. *et al.* LISS PLT: Design, mechanical and biomechanical characteristics. *Injury* **34**, **Supplement 1**, S11-S15, doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383\(03\)00253-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0020-1383(03)00253-5) (2003).
- 56 Gosling, T. *et al.* Single lateral locked screw plating of bicondylar tibial plateau fractures. *Clinical orthopaedics and related research* **439**, 207-214 (2005).
- 57 Vermeire, J. & Scheerlinck, T. Early primary total knee replacement for complex proximal tibia fractures in elderly and osteoarthritic patients. *Acta Orthop. Belg.* **76**, 785-793 (2010).
- 58 Großstück, R. *et al.* Standards in endoprosthetics after joint injuries. *Trauma und Berufskrankheit* **10**, 155-170, doi:10.1007/s10039-008-1416-7 (2008).
- 59 Huang, J.-F., Shen, J.-J., Chen, J.-J. & Tong, P.-J. Primary total knee arthroplasty for elderly complex tibial plateau fractures. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* **50**, 702-705, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.aott.2015.03.001> (2016).
- 60 Kilian, U. Kniegelenkendoprothese zur primären Therapie der intraartikulären Tibiakopffraktur im höheren Alter. *Der Unfallchirurg* **106**, 1046-1050, doi:10.1007/s00113-003-0643-4 (2003).
- 61 Haufe, T., Forch, S., Muller, P., Plath, J. & Mayr, E. The Role of a Primary Arthroplasty in the Treatment of Proximal Tibia Fractures in Orthogeriatric Patients. *Biomed Res Int* **2016**, 6047876, doi:10.1155/2016/6047876 (2016).
- 62 Softness, K. A., Murray, R. S. & Evans, B. G. Total knee arthroplasty and fractures of the tibial plateau. *World Journal of Orthopedics* **8**, 107-114, doi:10.5312/wjo.v8.i2.107 (2017).
- 63 Kutscha-Lissberg, F., Kollig, E., Dollries, C. & Muhr, G. Percutaneous screw fixation for tibial condylar fractures. *Acta Chirurgica Austriaca* **32**, 9-10, doi:10.1007/bf02949843 (2000).
- 64 Evangelopoulos, D. S. *et al.* Percutaneous cement augmentation for the treatment of depression fractures of the tibial plateau. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **18**, 911-915, doi:10.1007/s00167-009-1003-x (2010).

- 65 Sasso, R. C., LeHuec, J. C. & Shaffrey, C. Iliac crest bone graft donor site pain after anterior lumbar interbody fusion: a prospective patient satisfaction outcome assessment. *Journal of spinal disorders & techniques* **18 Suppl**, S77-81 (2005).
- 66 Kadam, A. *et al.* Bone substitutes and expanders in Spine Surgery: A review of their fusion efficacies. *International Journal of Spine Surgery* **10**, 33, doi:10.14444/3033 (2016).
- 67 Younger, E. M. & Chapman, M. W. Morbidity at bone graft donor sites. *Journal of orthopaedic trauma* **3**, 192-195 (1989).
- 68 Lobenhoffer, P., Gerich, T., Witte, F. & Tschernke, H. Use of an injectable calcium phosphate bone cement in the treatment of tibial plateau fractures: a prospective study of twenty-six cases with twenty-month mean follow-up. *Journal of orthopaedic trauma* **16**, 143-149 (2002).
- 69 Ooms, E. M., Wolke, J. G., van der Waerden, J. P. & Jansen, J. A. Trabecular bone response to injectable calcium phosphate (Ca-P) cement. *J. Biomed. Mater. Res.* **61**, 9-18, doi:10.1002/jbm.10029 (2002).
- 70 Schieker, M., Heiss, C. & Mutschler, W. Knochenersatzmaterialien. *Der Unfallchirurg* **111**, 613-620, doi:10.1007/s00113-008-1489-6 (2008).
- 71 Bajammal, S. S. *et al.* The use of calcium phosphate bone cement in fracture treatment. A meta-analysis of randomized trials. *J. Bone Joint Surg. Am.* **90**, 1186-1196, doi:10.2106/jbjs.g.00241 (2008).
- 72 Russell, T. A., Leighton, R. K. & Alpha, B. S. M. T. P. F. S. G. Comparison of autogenous bone graft and endothermic calcium phosphate cement for defect augmentation in tibial plateau fractures. A multicenter, prospective, randomized study. *J. Bone Joint Surg. Am.* **90**, 2057-2061, doi:10.2106/JBJS.G.01191 (2008).
- 73 Ozer, K. & Chung, K. C. The use of bone grafts and substitutes in the treatment of distal radius fractures. *Hand Clin.* **28**, 217-223, doi:10.1016/j.hcl.2012.02.004 (2012).
- 74 St John, T. A. *et al.* Physical and monetary costs associated with autogenous bone graft harvesting. *Am. J. Orthop. (Belle Mead NJ)* **32**, 18-23 (2003).

- 75 Heiss, C., Schieker, M. & Schnettler, R. Implantation of bone substitutes for tibial head fractures. *Der Unfallchirurg* **111**, 621-627, doi:10.1007/s00113-008-1463-3 (2008).
- 76 Rozell, J. C., Vemulapalli, K. C., Gary, J. L. & Donegan, D. J. Tibial Plateau Fractures in Elderly Patients. *Geriatric Orthopaedic Surgery & Rehabilitation* **7**, 126-134, doi:doi:10.1177/2151458516651310 (2016).
- 77 Phisitkul, P., McKinley, T. O., Nepola, J. V. & Marsh, J. L. Complications of locking plate fixation in complex proximal tibia injuries. *Journal of orthopaedic trauma* **21**, 83-91, doi:10.1097/BOT.0b013e318030df96 (2007).
- 78 Raschke, M. J., Kittl, C. & Domnick, C. Partial proximal tibia fractures. *EFORT open reviews* **2**, 241-249, doi:10.1302/2058-5241.2.160067 (2017).
- 79 Papagelopoulos, P. J. *et al.* Complications after tibia plateau fracture surgery. *Injury* **37**, 475-484, doi:10.1016/j.injury.2005.06.035 (2006).
- 80 Kraus, T. M., Freude, T., Stöckle, U. & Stuby, F. M. Outcome und Komplikationen nach proximalen Tibiafrakturen. *Der Orthopäde* **45**, 24-31, doi:10.1007/s00132-015-3206-9 (2016).
- 81 Haak, K. T. *et al.* Immediate weight-bearing after osteosynthesis of proximal tibial fractures may be allowed. *Dan. Med. J.* **59**, A4515 (2012).
- 82 Haller, J. M., Potter, M. Q. & Kubiak, E. N. Weight bearing after a periarticular fracture: what is the evidence? *Orthop. Clin. North Am.* **44**, 509-519, doi:10.1016/j.ocl.2013.06.005 (2013).
- 83 Billert, T., Kaiser, H. & Schmidmaier, G. Rehabilitationsprogramme nach Tibiakopffrakturen. *Trauma und Berufskrankheit* **11**, 289-292, doi:10.1007/s10039-009-1537-7 (2009).
- 84 Dougherty, P. J., Kim, D. G., Meisterling, S., Wybo, C. & Yeni, Y. Biomechanical comparison of bicortical versus unicortical screw placement of proximal tibia locking plates: a cadaveric model. *Journal of orthopaedic trauma* **22**, 399-403, doi:10.1097/BOT.0b013e318178417e (2008).
- 85 Higgins, T. F., Klatt, J. & Bachus, K. N. Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation: how does lateral locking plate fixation compare to dual plate

- fixation? *Journal of orthopaedic trauma* **21**, 301-306, doi:10.1097/BOT.0b013e3180500359 (2007).
- 86 Jiang, R., Luo, C. & Zeng, B. Biomechanical evaluation of different fixation methods for fracture dislocation involving the proximal tibia. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **23**, 1059-1064, doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.04.005 (2008).
- 87 Kojima, K. *et al.* Biomechanical evaluation of interfragmentary compression at tibia plateau fractures in vitro using different fixation techniques: a CONSORT-compliant article. *Medicine (Baltimore)* **94**, e282, doi:10.1097/md.0000000000000282 (2015).
- 88 Koval, K. J., Polatsch, D., Kummer, F. J., Cheng, D. & Zuckerman, J. D. Split fractures of the lateral tibial plateau: evaluation of three fixation methods. *Journal of orthopaedic trauma* **10**, 304-308 (1996).
- 89 McDonald, E. *et al.* Tibial plateau fracture repairs augmented with calcium phosphate cement have higher in situ fatigue strength than those with autograft. *Journal of orthopaedic trauma* **25**, 90-95, doi:10.1097/BOT.0b013e3181e3e28f (2011).
- 90 Parker, P. J., Tepper, K. B., Brumback, R. J., Novak, V. P. & Belkoff, S. M. Biomechanical comparison of fixation of type-I fractures of the lateral tibial plateau. *IS THE ANTIGLIDE SCREW EFFECTIVE?* **81-B**, 478-480 (1999).
- 91 Peindl, R. D. *et al.* Unstable proximal extraarticular tibia fractures: a biomechanical evaluation of four methods of fixation. *Journal of orthopaedic trauma* **18**, 540-545 (2004).
- 92 Weimann, A. *et al.* Minimally invasive reconstruction of lateral tibial plateau fractures using the jail technique: a biomechanical study. *BMC musculoskeletal disorders* **14**, 120, doi:10.1186/1471-2474-14-120 (2013).
- 93 Trenholm, A. *et al.* Comparative fixation of tibial plateau fractures using alpha-BSM, a calcium phosphate cement, versus cancellous bone graft. *Journal of orthopaedic trauma* **19**, 698-702 (2005).

- 94 Welch, R. D., Zhang, H. & Bronson, D. G. Experimental tibial plateau fractures augmented with calcium phosphate cement or autologous bone graft. *J. Bone Joint Surg. Am.* **85-a**, 222-231 (2003).
- 95 Oh, C. W., Park, K. C. & Jo, Y. H. Evaluating augmentation with calcium phosphate cement (chronOS Inject) for bone defects after internal fixation of proximal tibial fractures: A prospective, multicenter, observational study. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research* **103**, 105-109, doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.otsr.2016.10.006> (2017).
- 96 Hoelscher-Doht, S. *et al.* Bone substitute first or screws first? A biomechanical comparison of two operative techniques for tibial-head depression fractures. *Journal of Orthopaedic Science* **19**, 978-983, doi:<http://dx.doi.org/10.1007/s00776-014-0613-4> (2014).
- 97 Doht, S. *et al.* Effective combination of bone substitute and screws in the jail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures. *Int Orthop* **36**, 2121-2125, doi:10.1007/s00264-012-1604-8 (2012).
- 98 Benoit, B., Fouad, Z., Laflamme, G., Rouleau, D. & Laflamme, G. Augmentation of tibial plateau fractures with Trabecular Metal: a biomechanical study. *J Orthop Surg Res* **4**, 37, doi:10.1186/1749-799x-4-37 (2009).
- 99 Yetkinler, D., McClellan, R., Reindel, E., Carter, D. & Poser, R. Biomechanical comparison of conventional open reduction and internal fixation versus calcium phosphate cement fixation of a central depressed tibial plateau fracture. *Journal of orthopaedic trauma* **15**, 197-206 (2001).
- 100 Karunakar, M. *et al.* Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. *Journal of orthopaedic trauma* **16**, 172-177 (2002).
- 101 Weimann, A., Heinkele, T., Zantop, T., Raschke, M. & Petersen, W. Die laterale Tibiakopffraktur: Vergleich einer schraubenosteosynthetischen Versorgung mit einer neuen Jail-Technik [Meeting Abstract]. In: Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 71. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 93. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und

- Orthopädische Chirurgie und 48. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin 24.-27.10.2007. (2007).
- 102 *LCP Locking Compression Plate - Anwendungshinweise.*
- 103 Lorich, D. & Gardner, M. *Platten. In: Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG (Hrsg.) AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 1 - Prinzipien.* 226-247 (Georg Thieme Verlag, 2008).
- 104 Synthes chronOs Inject. Synthetic Bone Substitute - Injectable, Osteoconductive, Resorbable. Technique Guide.
- 105 Synthes chronOs Inject - Gebrauchsanweisung.
- 106 Zimmermann, C. *Dissertation: Therapie der Tibiakopfimppressionsfrakturen - Evaluation in der Biomechanik. Julius-Maximilians-Universität Würzburg.* (2015).
- 107 Lindeque, B. & Baldini, T. A biomechanical comparison of three different lateral tibia locking plates. *Orthopedics* **33**, 18-21, doi:10.3928/01477447-20091124-25 (2010).
- 108 Snow, M., Thompson, G. & Turner, P. G. A mechanical comparison of the locking compression plate (LCP) and the low contact-dynamic compression plate (DCP) in an osteoporotic bone model. *Journal of orthopaedic trauma* **22**, 121-125, doi:10.1097/BOT.0b013e318160c84c (2008).
- 109 Zhang, W. *et al.* Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. *The Knee* **19**, 94-98, doi:10.1016/j.knee.2011.02.004 (2012).
- 110 Ratcliff, J., Werner, F., Green, J. & Harley, B. Medial buttress versus lateral locked plating in a cadaver medial tibial plateau fracture model. *Journal of orthopaedic trauma* **21**, 444-448, doi:10.1097/BOT.0b013e318126bb73 (2007).
- 111 Engin, A. & Korde, M. Biomechanics of normal and abnormal knee joint. *Journal of biomechanics* **7**, 325-334 (1974).
- 112 Blakey, C., Rennison, M., Guy, S. & Sutton, P. A biomechanical study comparing two fixation methods in depression fractures of the lateral tibial plateau in porcine bone. *BMC sports science, medicine and rehabilitation* **5**, 15, doi:10.1186/2052-1847-5-15 (2013).

- 113 Chen, P. *et al.* Newly designed anterolateral and posterolateral locking anatomic plates for lateral tibial plateau fractures: a finite element study. *J Orthop Surg Res* **12**, 35, doi:10.1186/s13018-017-0531-1 (2017).
- 114 Ali, A., Saleh, M., Bolongaro, S. & Yang, L. The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures--a biomechanical study. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)* **18**, 864-870 (2003).
- 115 Ali, A. M., Saleh, M., Bolongaro, S. & Yang, L. Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. *Journal of biomechanics* **39**, 1355-1360, doi:10.1016/j.jbiomech.2005.03.022 (2006).
- 116 Lotz, J. C. *et al.* Tibial plateau fracture as a measure of early estrogen-dependent bone fragility in rats. *J. Orthop. Res.* **18**, 326-332, doi:10.1002/jor.1100180223 (2000).
- 117 Backus, J. D. *et al.* Cartilage Viability and Catabolism in the Intact Porcine Knee Following Transarticular Impact Loading with and without Articular Fracture. *J. Orthop. Res.* **29**, 501-510, doi:10.1002/jor.21270 (2011).
- 118 Freude, T., Kraus, T. M. & Sandmann, G. H. Ballonaugmentation als Repositionstechnik bei der Versorgung von Tibiakopffrakturen. *Der Unfallchirurg* **118**, 838-843, doi:10.1007/s00113-015-0064-1 (2015).
- 119 Arora, R. *et al.* Behaviour of ChronOS Inject in metaphyseal bone defects of distal radius fractures: tissue reaction after 6-15 months. *Injury* **43**, 1683-1688, doi:10.1016/j.injury.2012.06.006 (2012).
- 120 Winge, M. I., Reikeras, O. & Rokkum, M. Calcium phosphate bone cement: a possible alternative to autologous bone graft. A radiological and biomechanical comparison in rat tibial bone. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* **131**, 1035-1041, doi:10.1007/s00402-011-1271-z (2011).
- 121 Roberts, J. W., Grindel, S. I., Rebholz, B. & Wang, M. Biomechanical evaluation of locking plate radial shaft fixation: unicortical locking fixation versus mixed bicortical and unicortical fixation in a sawbone model. *J. Hand Surg. Am.* **32**, 971-975, doi:10.1016/j.jhsa.2007.05.019 (2007).

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:

Darstellung der Bandstrukturen des rechten Kniegelenks in (a) ventraler und (b) dorsaler Ansicht ©Steinkopff Verlag aus Schiebler, T.H., Korf, H.W.: Anatomie Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie, Untere Extremität (2007). ISBN 978-3-7985-1770-7, S. 539 Abb. 12.53 "Bänder des Kniegelenks" With permission of Springer3

Abbildung 2:

Kraniale Ansicht des Tibiaplateaus mit Kapsel-/Bandstrukturen sowie um das Kniegelenk verlaufenden Muskel-/Sehnenstrukturen ©Steinkopff Verlag aus Schiebler, T.H., Korf, H.W.: Anatomie Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie, Untere Extremität (2007). ISBN 978-3-7985-1770-7, S. 541 Abb. 12.55 "Stabilisierung des Kniegelenks durch Muskeln und Bänder" With permission of Springer.....4

Abbildung 3:

Darstellung der AO-Klassifikation für proximale Tibiafrakturen; in der vorliegenden Studie stehen die B2-Frakturen im Fokus ©Springer-Verlag aus Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (2010) Frakturen – Klassifikation und Behandlungsoptionen, 11. Klassifikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York S. 158 Abb. 11.1 "AO-Klassifikation der Region 41 Tibiakopffraktur" With permission of Springer7

Abbildung 4:

Darstellung der Klassifikation nach Schatzker; Typ III ist die für die vorliegende Studie relevante Frakturform ©Springer-Verlag aus Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (2010) Frakturen – Klassifikation und Behandlungsoptionen, 11. Klassifikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York S. 159 Abb. 11.3 "Unterteilung der Tibiakopffraktur nach Schatzker" With permission of Springer8

Abbildung 5:

Darstellung der Tibiakopffrakturklassifikation nach Tscherne und Lobenhoffer; P2 ist die für die vorliegende Studie relevante Frakturform ©Springer-Verlag aus Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (2010) Frakturen – Klassifikation und Behandlungsoptionen,

11. Klassifikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York S. 159 Abb. 11.4
 "Unterteilung der Tibiakopffrakturen nach Tscherne und Lobenhoffer" With permission
 of Springer9

Abbildung 6:

Darstellung der Klassifikation der Tibiakopffrakturen nach Moore ©Springer-
 Verlag aus Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (2010) Frakturen – Klassifikation und
 Behandlungsoptionen, 11. Klassifikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York S.
 160 Abb 11.5 "Unterteilung der Tibiakopffrakturen nach Moore" With
 permission of Springer10

Abbildung 7:

Röntgenaufnahme einer Impressionsfraktur des lateralen Tibiakopfkompartmentes (B2
 nach AO) von (a) frontal und (b) medial ©Springer-Verlag aus Müller-Mai CM,
 Ekkernkamp A (2010) Frakturen – Klassifikation und Behandlungsoptionen, 11.
 Klassifikationen. Springer, Berlin Heidelberg New York S. 167 Abb. 11.12 "62 Jahre,
 männlich. Valgisierendes Anpralltrauma." With permission of Springer13

Abbildung 8:

Darstellung des anterolateralen Zugangs zum Kniegelenk ©AO Foundation
https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmIFL1o2XzJPMDHBHSMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?bone=Tibia&contentUrl=%2Fsrc%2F41%2F04-Approaches%2F41-Lateral_approach.enl.jsp&segment=Proximal&soloState=lb&subStep=11 abgerufen am
 11.12.2017 um 12:00 Copyright by AO Foundation, Switzerland17

Abbildung 9:

Darstellung der Kapsulotomie mittels Skalpell zur Eröffnung des Kniegelenks ©AO
 Foundation https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmIFL1o2XzJPMDHBHSMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?bone=Tibia&contentUrl=%2Fsrc%2F41%2F04-Approaches%2F41-

Lateral_approach.enl.jsp&segment=Proximal&soloState=lb&subStep=31 abgerufen am 11.12.2017 um 12:01 Copyright by AO Foundation, Switzerland18

Abbildung 10:

Darstellung des posteromedialen Zugangs zum Tibiakopf; 1) Patellarsehne 2) Pes anserinus 3) Vena saphena magna und N. saphenus 4) M. gastrocnemius ©AO Foundation https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a0/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAzMjfULsh0VAbWjLW0!/bone=Tibia&segment=Proximal&showPage=D&contentUrl=srg/popup/further_reading/PfXm2/41/681_72_10-B23_B32_fxs.jsp abgerufen am 11.12.2017 um 12:02 Copyright by AO Foundation, Switzerland18

Abbildung 11:

Beispielhaft dargestellte Reduktion des impaktierten Fragmentes ©AO Foundation https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-B2&contentUrl=%2Fsrc%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2F013-Conventional-plating-B2%2F013-Conventional-plating-B2-2.enl.jsp&implantstype=Conventional%20plates&method=Direct%20reduction&redfix_url=1285239019351&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=2&subStep=11&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:03 Copyright by AO Foundation, Switzerland21

Abbildung 12:

Darstellung eines an der Tibia angebrachten Ringfixateurs nach AO ©AO Foundation [https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-C1&contentUrl=%2Fsrc%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FE30-Ring-ExFix%2FE30-Ring-Exfix_5_C1_Finalizing.enl.jsp&implantstype=Ring%20external%20fixator%20\(definitive](https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-C1&contentUrl=%2Fsrc%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FE30-Ring-ExFix%2FE30-Ring-Exfix_5_C1_Finalizing.enl.jsp&implantstype=Ring%20external%20fixator%20(definitive)

)&method=External%20fixation&redfix_url=1293118455978&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=4&subStep=31&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:04 Copyright by AO Foundation, Switzerland22

Abbildung 13:

Darstellung eines an der Tibia befestigten Hybridfixateurs ©AO Foundation

[https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfFL1o2XzJPMDBHSVMws09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-A3&contentUrl=%2Fsrg%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FE20-Hybrid-ExFix%2F41_E20_Hybrid_ExFix_6_A3.enl.jsp&implantstype=Hybrid%20external%20fixator%20\(definitive\)&method=External%20fixation&redfix_url=1293116171549&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=5&subStep=24&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:05 Copyright by AO Foundation, Switzerland23](https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfFL1o2XzJPMDBHSVMws09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-A3&contentUrl=%2Fsrg%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FE20-Hybrid-ExFix%2F41_E20_Hybrid_ExFix_6_A3.enl.jsp&implantstype=Hybrid%20external%20fixator%20(definitive)&method=External%20fixation&redfix_url=1293116171549&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=5&subStep=24&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:05 Copyright by AO Foundation, Switzerland23)

Abbildung 14:

Darstellung einer Zwei-Schrauben-Osteosynthese bei lateraler Spaltfraktur der proximalen Tibia (AO 41 B1) ©AO Foundation

https://www2.aofoundation.org/wps/portal/!ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfFL1o2XzJPMDBHSVMws09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-B1&contentUrl=%2Fsrg%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FO60-Lag-screws-B1%2FO60-Lag-screw_1_Principles_B1.enl.jsp&implantstype=Lag%20screws&method=Direct%20reduction&redfix_url=1285239019179&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=1&subStep=11&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:06 Copyright by AO Foundation, Switzerland24

Abbildung 15:

Beispielhafte Darstellung einer Versorgung mittels winkelstabiler Plattenosteosynthese ©AO Foundation

[**Abbildung 16:**](https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-A3&contentUrl=%2Fsrg%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FC30-LISS%2FC30-LISS-1-A3.enl.jsp&implantstype=Angular%20stable%20plates&method=Indirect%20reduction&redfix_url=1285239018961&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=1&subStep=11&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:07 Copyright by AO Foundation, Switzerland25</p>
</div>
<div data-bbox=)

Darstellung einer Defektauffüllung nach erfolgter Reposition eines lateralen Impressionsfragmentes ©AO Foundation

[**Abbildung 17:**](https://www2.aofoundation.org/wps/portal!/ut/p/a1/04_Sj9CPykssy0xPLMnMz0vMAfGjzOKN_A0M3D2DDbz9_UMMDRyDXQ3dw9wMDAwCTYEKlvEocDQnTr8BDuBoQEh_QW5oKABaevup/dl5/d5/L2dJQSEvUUt3QS80SmfFL1o2XzJPMDBHSVMwS09PVDEwQVNFMUdWRjAwME0z/?approach=&bone=Tibia&classification=41-B2&contentUrl=%2Fsrg%2F41%2F05-RedFix%2F2008%2FO13-Conventional-plating-B2%2FO13-Conventional-plating-B2-2.enl.jsp&implantstype=Conventional%20plates&method=Direct%20reduction&redfix_url=1285239019351&segment=Proximal&showPage=redfix&soloState=lb&step=2&subStep=21&treatment= abgerufen am 11.12.2017 um 12:08 Copyright by AO Foundation, Switzerland27</p>
</div>
<div data-bbox=)

Ein Prüfkörper in 5° Valgusstellung; fixiert in der für die Versuchsreihe eigens angefertigten Metallvorrichtung35

Abbildung 18:

Aufsicht auf das Osteoklasiemodell mit 5 Bohrungen auf dem lateralen Tibiaplateau eines Prüfkörpers36

Abbildung 19:	
Ablauf der Frakturgenerierung; Platzierung des Stempels auf dem lateralen Tibiaplateau (oben) und daraus resultierende Impressionsfraktur (unten).....	37
Abbildung 20:	
Schematischer Versuchsaufbau	38
Abbildung 21:	
Frakturreposition: a) Laterale Knochenfensterung mittels 8 mm Bohrer b) Platzierung des Kirschnerdrahtes unterhalb des Imprimats c) Hochstößeln des Imprimats auf das Tibiaplateauniveau	39
Abbildung 22:	
a.p. (oben) und laterale (unten) Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer 2 Schrauben + chronOS™ Inject Versorgung.....	41
Abbildung 23:	
Darstellung der „Jail-Technik“ gemäß der Erstbeschreibung durch Weimann et al. mit einer zusätzlichen, anterioren Schraube im 90° Winkel zu den parallel verlaufenden, lateralen Schrauben aus Kösters C et al. Tibiakopffrakturen im Alter. Der Unfallchirurg. 2011;114(3):251-62 Abb. 5 "Jail-Technik" With permission of Springer	42
Abbildung 24:	
a.p. (oben) und laterale (unten) Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer Jail-Technik Versorgung + chronOS™ Inject	43
Abbildung 25:	
a.p. (oben) und (unten) laterale Fotografien sowie dazugehörige Röntgenbilder einer Plattenversorgung + chronOS™ Inject.....	44
Abbildung 26:	
Vorbereitung und Applikation des Knochenersatzmaterials: a) Vermengung der sich in der Kartusche befindlichen Pulvermischung mit der aus der Spritze applizierten Natrium-Hyaluronat-Lösung b) Zwei Minuten Ruhephase der Mixtur c) Applikation der Mixtur mittels stumpfer Nadel und Applikationspistole innerhalb von drei Minuten...	46

Abbildung 27:

Darstellung der Prüfungskurve mit Setz- und Messzyklen und anschließender Load-to-failure Testung; der Stern markiert die Steifigkeitskurve.....50

Abbildung 28:

Mittelwerte des Parameters "Kraft Knochen initial" für die sieben Gruppen des 500 N Niveaus mit eingezeichneten Standardabweichungen54

Abbildung 29:

Mittelwerte des Parameters "Kraft Knochen initial" für die sieben Gruppen des 1000 N Niveaus mit eingezeichneten Standardabweichungen55

Abbildung 30:

Mittelwerte des Parameters "Displacement 5000 Messzyklen" im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) ist mit einem Stern gekennzeichnet worden. Diese zeigte signifikant niedrigere Displacement Werte als alle anderen abgebildeten Gruppen.....57

Abbildung 31:

Mittelwerte des Parameters „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 1 (chronOS™ Inject) wurde mit einem Stern gekennzeichnet. Bei dieser Gruppe konnten signifikant niedrigere Displacement Werte als bei allen anderen abgebildeten Gruppen festgestellt werden.59

Abbildung 32:

Mittelwerte des Parameters „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Es konnte jeweils eine Verringerung des Displacements zwischen den assoziierten Gruppen festgestellt werden. Zwischen Gruppe 4 (Jail-Technik) und 5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject) sowie zwischen 6 (Laterale Abstützplatte) und 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) kam es sogar zu einer signifikanten Reduktion des Displacements.59

Abbildung 33:

Mittelwerte des Parameters „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte +

chronOS™ Inject) ist mit einem Stern gekennzeichnet. Diese Gruppe erzielte signifikant niedrigere Displacement Werte als alle anderen abgebildeten Gruppen. ...61

Abbildung 34:

Mittelwerte des Parameters "Displacement Setz- und Messzyklen" im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 6 (Laterale Abstützplatte) ist mit einem Stern gekennzeichnet, aufgrund der signifikant höheren Displacement Werte im Vergleich zu allen anderen abgebildeten Gruppen.63

Abbildung 35:

Mittelwerte des Parameters „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die eingezeichneten Sterne kennzeichnen die Gruppen 1 (chronOS™ Inject) und 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) mit ihren signifikant niedrigeren Displacement Werten im Vergleich zu den einfachen Osteosyntheseverfahren (Gruppe 2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese),4 (Jail-Technik) und 6 (Laterale Abstützplatte)).64

Abbildung 36:

Mittelwerte des Parameters "Displacement Setz- und Messzyklen" mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern markieren die signifikanten Unterschiede im Displacement zwischen den respektiven Gruppen. Die Gruppen mit chronOS™ Inject (3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject),5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject) und 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject)) erzielten signifikant niedrigere Displacement Werte als ihre assoziierten Versorgungen ohne Knochenersatzmaterial.65

Abbildung 37:

Mittelwerte des Parameters „Maxmalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. chronOS™ Inject (Gruppe1) – mit * gekennzeichnet – erzielte signifikant niedrigere Maximalkraftwerte als die Gruppen 3-7. Die Zwei-Schrauben-Osteosynthese (Gruppe 2) – mit ** gekennzeichnet – erzielte signifikant niedrigere Maximalkraftwerte als die Gruppen 3,4,5 und 7.67

Abbildung 38:

Mittelwerte für den Parameter „Maximalkraft“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Gruppe 5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject) erzielte signifikant höhere Maximalkraftwerte als die Gruppen 1 und 2 (chronOS™ Inject bzw. Zwei-Schrauben-Osteosynthese).68

Abbildung 39:

Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 1 (chronOS™ Inject) wurde mit einem Stern gekennzeichnet, um die signifikant niedrigeren Norm. Max. Werte im Vergleich zu allen anderen abgebildeten Gruppen zu verdeutlichen.70

Abbildung 40:

Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen.71

Abbildung 41:

Mittelwerte des Parameters „Normalisierte Maximalkraft“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammer verdeutlicht den signifikanten Unterschied zwischen Gruppe 2 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese) und Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject).72

Abbildung 42:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) ist mit einem Stern gekennzeichnet, um die signifikant höheren Steifigkeitswerte der Gruppe gegenüber allen anderen abgebildeten Gruppen zu verdeutlichen.74

Abbildung 43:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern verdeutlichen den signifikanten Anstieg der Steifigkeit zwischen den respektiven Gruppen mit und ohne chronOS™ Inject Knochenzement. Gruppe 1 (chronOS™ Inject) wurde nicht abgebildet.75

Abbildung 44:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die mit einem Stern gekennzeichnete Gruppe 1 (chronOS™ Inject) erzielte signifikant höhere Steifigkeitswerte als die einfachen Osteosyntheseverfahren: Zwei-Schrauben-Osteosynthese (Gruppe 2) und Jail-Technik (Gruppe 4).77

Abbildung 45:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Der Graph verdeutlicht den Anstieg der Steifigkeit durch die Hinzugabe von chronOS™ Inject. Die Klammern verdeutlichen einen signifikanten Unterschied zwischen den respektiven Gruppen.....77

Abbildung 46:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Die Klammern verdeutlichen die wiederum signifikant ansteigende Steifigkeit zwischen den respektiven, einfachen Osteosyntheseverfahren ohne chronOS™ Inject.....78

Abbildung 47:

Mittelwerte für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau mit eingezeichneten Standardabweichungen. Der Stern (*) über Gruppe 7 (Laterale Abstützplatte + chronOS™ Inject) verdeutlicht den signifikant höheren Steifigkeitswert gegenüber den anderen abgebildeten Gruppen 3 (Zwei-Schrauben-Osteosynthese + chronOS™ Inject) und 5 (Jail-Technik + chronOS™ Inject).78

Alle Abbildungen mit Ausnahme von Abb. 1 – 16 sowie Abb. 23 wurden eigenhändig erstellt.

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1

Gruppeneinteilung im 500 N Niveau47

Tabelle 2

Gruppeneinteilung im 1000 N Niveau48

Tabelle 3

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Kraft Knochen initial“ im 500 N Niveau53

Tabelle 4

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Kraft Knochen initial“ im 1000 N Niveau55

Tabelle 5

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement 5000 Messzyklen“ im 500 N Niveau56

Tabelle 6

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement 5000 Messzyklen“ im 1000 N Niveau58

Tabelle 7

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 500 N Niveau61

Tabelle 8

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Displacement Setz- und Messzyklen“ im 1000 N Niveau63

Tabelle 9

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Maximalkraft“ im 500 N Niveau66

Tabelle 10

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Maximalkraft“ im 1000 N Niveau68

Tabelle 11

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Normalisierte Maximalkraft“ im 500 N Niveau 70

Tabelle 12

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Normalisierte Maximalkraft“ im 1000 N Niveau72

Tabelle 13

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Steifigkeit“ im 500 N Niveau74

Tabelle 14

Tabellarisch dargestellte Mittelwerte und Standardabweichung für die getesteten Prüfgruppen; hier für den Parameter „Steifigkeit“ im 1000 N Niveau76

Alle Tabellen wurden eigenhändig erstellt.

9 Anhang

9.1 Materialliste

- Kunstknochen: Synbone 1110, Synbone AG, Malans, Schweiz
- Materialprüfmaschine: Zwick Roell ZO20/TH2A, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm
- Handsäge
- Aluminiummetallständer
- Bau- und Elektrikergips
- Spachtel
- Winkelmesser
- Kirschnerdrähte
- Spiralbohrer SWISS 393.19, Durchmesser 1,9 mm, Stryker GmbH & CoKG, Duisburg
- Spiralbohrer SWISS 360.03, Durchmesser 8 mm
- Spiralbohrer SWISS 315.310, Durchmesser 3,2 mm
- Spiralbohrer SWISS 310.190, Durchmesser 2 mm
- Spiralbohrer SWISS 310.284, Durchmesser 2,8 mm
- Gewinde SWISS 311.660, Durchmesser 6,5 mm
- Gewinde SWISS 311.340, Durchmesser 4 mm
- Titanschrauben, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz
 - Großfragmentschrauben: Durchmesser 6,5 mm, Länge 75mm
 - Kleinfragmentschrauben: Durchmesser 4 mm, Länge 45 mm
- Stößel
- LCP-L-Abstützplatte 4,5/5,0, rechts, L85 mm, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz
- Verriegelungsschrauben, Durchmesser 5 mm, Länge 75 mm, 55 mm, 50 mm, 40 mm, Synthes GmbH, Oberdorf, Schweiz
- Schraubendreher
- Bohrhülse LCP 4,5/5,0, SWISS 323.042, Durchmesser 4,3 mm
- Bohrmaschine HITACHI DS 10 DFL, 10V

9.2 Ergebnisse

500 N Niveau

Gruppe	Profilnummer	Messzyklus 10 abs. Wert (mm)	Messzyklus 10 (mm)	Seit- + Messz. (mm)	Seitzylinder (mm)	Messzylinder (mm)	Max. Load (N)	Fraktur (N)	Norm. Maxload (N%)	Stiffheit (N/mm)
Gruppe 1	137	10,019	6,99	12,353	3,029	9,324	1251	1294	96,67	385
	136	6,009	4,197	5,676	1,912	5,764	1120	1296	92,26	316
	135	3,557	1,96	5,597	1,977	4	1430	1041	137,36	298
	138	2,695	1,310	3,177	1,316	1,864	1698	1409	119,44	558
	242	2,998	1,578	2,310	0,82	1,699	318	1394	233,73	785
	244	2,677	1,284	2,912	1,413	1,999	2148	1006	272,86	683
	240	10,046	8,294	12,33	1,292	10,038	1278	1005	118,88	460
	242	5,793	4,331	6,689	1,662	7,277	1662	1055	157,53	414
	243	1,458	1,458	3,031	1,729	1,702	1791	1624	106,46	572
	158	4,538	2,735	5,335	1,803	3,532	1916	1091	175,61	361
Gruppe 2	157	3,888	1,823	4,169	2,663	2,506	1879	1298	144,76	391
	147	3,216	1,865	4,385	1,951	3,024	1988	1127	176,99	336
	152	4,496	2,368	5,13	2,128	3,002	1845	1397	132,06	403
	145	4,375	2,058	4,689	2,267	2,627	2408	999	241,04	463
	146	4,996	2,352	5,62	2,854	3,096	1935	977	208,73	373
	149	5,688	3,305	6,307	2,893	3,924	2237	853	262,25	382
	148	4,347	2,337	4,865	2,01	2,855	2231	1029	216,81	419
	144	5,153	2,717	5,777	2,436	3,344	2251	889	255	323
	250	2,798	1,508	3,04	1,23	1,81	3142	1141	275,37	576
	182	1,216	0,783	1,669	0,833	1,066	2877	1194	240,95	520
Gruppe 3	185	3,094	1,368	3,313	1,276	1,987	3019	1021	295,69	360
	162	2,98	1,973	3,669	1,072	2,692	2886	957	301,56	678
	166	2,203	1,289	2,311	0,914	1,397	3959	1233	323,71	678
	251	4,671	2,587	5,184	2,884	3,1	3136	1389	225,77	471
	164	4,394	2,579	5,255	1,755	3,5	1967	797	246,8	471
	162	3,579	2,248	4,008	1,343	2,665	2956	1136	261,17	426
	165	4,11	2,408	4,911	1,702	3,209	2667	891	331,76	600
	238	4,19	2,066	4,668	2,094	2,574	3126	1073	291,33	300
	235	5,277	2,432	5,649	2,845	2,804	3203	1119	286,23	514
	246	4,6	3,057	5,661	1,943	4,718	2504	1069	234,23	417
Gruppe 4	241	4,774	2,962	5,564	1,812	3,842	3031	1018	297,74	309
	4,067	2,269	4,661	1,798	2,863	3,055	2846	1137	268,68	378
	237	4,679	2,55	5,529	2,129	3,4	2846	1281	272,17	391
	234	3,906	2,304	4,635	1,602	3,033	2664	1027	259,39	226
	229	4,337	2,344	5,415	1,993	3,422	2632	1148	246,69	286
	228	3,749	2,226	4,059	1,523	2,586	3241	1568	206,69	492
	118	6,565	2,465	7,326	4,1	3,226	2691	1009	266,69	429
	173	4,628	2,813	5,475	1,815	3,66	3328	1542	215,82	442
	214	6,557	2,785	7,572	3,802	3,772	3429	786	416,25	442
	217	5,38	2,392	5,859	2,993	2,706	3276	1199	285,11	532
Gruppe 5	211	5,288	3,437	6,258	1,851	4,407	3357	1512	222,02	442
	216	1,585	0,96	1,748	0,629	1,123	3210	1237	259,49	764
	239	5,863	3,128	6,967	2,735	4,392	2906	1175	196,25	511
	230	6,142	2,21	6,64	3,932	2,708	3177	1047	303,43	451
	233	3,274	1,49	3,551	1,784	1,677	2987	1085	275,29	605
	180	10,527	7,151	11,063	3,376	7,687	2161	1485	145,52	526
	232	9,034	1,972	9,424	7,662	2,862	2862	1139	251,27	590
	5,468	2,269	5,997	3,199	2,788	3,977	3307	1137	290,85	383
	220	6,693	3,819	7,31	2,874	4,457	2632	1368	192,39	490
	227	4,282	2,186	4,598	2,096	2,802	3498	1151	303,9	490
Gruppe 6	215	9,335	2,924	9,446	6,411	3,035	2220	1101	201,63	595
	204	13,999	2,181	14,06	11,818	2,242	1957	1336	146,48	418
	183	9,26	5,019	9,436	4,241	5,195	1921	1025	192,29	561
	178	6,237	3,125	8,486	3,112	5,374	3649	1310	278,54	526
	212	1,414	0,713	2,296	0,201	1,956	2710	1137	238,34	927
	191	3,318	1,768	3,649	1,55	2,999	2805	1376	203,85	725
	206	3,218	1,937	3,617	1,381	2,366	1927	1250	146,16	644
	225	1,729	1,087	2,342	0,992	1,65	2327	1312	192,82	812
	222	2,067	1,041	2,954	1,026	1,828	3505	1232	284,49	716
	207	2,679	0,837	3,186	1,822	1,344	2804	1460	164,65	917
Gruppe 7	213	2,011	0,992	2,263	1,019	1,244	4581	736	605,95	1025
	219	1,173	0,752	1,419	0,421	0,986	2815	1220	230,73	796
	216	4,795	3,127	6,333	1,668	4,665	2502	1263	198,09	611

1000 N Niveau

Prüfkorpernummer	Messzyklus 10 abs. Wert (mm)	Messzyklus 10 (mm)	Sitz- + Messz. (mm)	Setzzyklus (mm)	Messzyklus (mm)	Max. Last (N)	Faktor (N)	Norm. Max. Last (N%)	Steifigkeit (N/mm)
Gruppe 1	269	3.001	1.985	3.857	1.016	2.841	1184	238,09	970
	263	8.682	7.552	10.688	1.13	9.508	1861	121	1538
	260	4.296	3.374	5.142	1.412	2.189	1404	155,91	691
	264	4.208	3.151	5.578	1.057	4.521	2276	240,88	941
	258	4.383	3.427	5.984	0,986	4.988	19724	197,24	1093
	268	2,783	1,83	3,602	0,933	2,692	1136	23,415	825
	267	3,21	2,361	5,293	0,629	4,669	2140	60	1108
	265	4,738	3,493	6,54	5,995	2,127	1176	215,76	776
	266	2,633	1,876	3,633	0,777	2,868	1040	238,84	747
Gruppe 2	156	6,433	3,95	7,892	2,483	5,409	1242	152,73	565
	160	7,597	4,555	8,189	3,042	6,147	1029	242,75	579
	150	8,049	5,706	8,721	2,343	6,378	1119	207,14	549
	151	7,576	5,073	8,374	2,503	5,871	965	221,34	562
	155	8,341	5,198	8,853	3,143	6,711	1008	232,93	547
	154	4,689	3,289	5,27	3,87	2,710	1108	244,58	595
	159	7,138	4,496	8,434	1,4	5,792	1114	194,88	532
	161	7,143	5,296	8,248	1,847	6,401	1001	199	463
	153	5,788	4,85	6,834	0,998	5,896	1393	168,19	550
Gruppe 3	193	5,318	4,374	6,558	0,944	5,614	1086	242,08	608
	187	6,006	4,009	6,953	1,997	4,956	1234	239,38	738
	186	6,465	4,258	7,636	1,707	5,929	986	275,25	589
	163	9,917	4,758	7,907	1,474	6,432	2214	285,92	544
	249	3,482	2,312	4,115	1,111	3,004	3472	312,8	848
	192	4,215	3,156	5,964	1,059	4,905	2560	231,04	671
	184	5,199	3,438	7,32	1,761	5,559	2853	265,02	671
	188	4,879	3,996	6,407	0,883	5,524	2288	194,22	618
	203	4,456	3,095	5,682	1,361	4,321	2993	239,24	714
Gruppe 4	181	8,347	5,062	9,421	3,285	6,136	1651	166,5	544
	174	9,44	6,072	10,214	3,368	6,846	2499	244,87	548
	224	7,155	4,904	8,633	1,869	4,994	2814	284,24	697
	224	7,155	4,956	8,636	2,199	6,437	2940	1171	677
	231	6,499	4,098	7,918	2,401	5,517	2203	1421	609
	246	7,09	4,084	7,72	3,006	4,714	3175	293,16	588
	262	6,875	4,806	8,195	2,069	6,126	167,52	152,1	680
	209	8,596	7,093	10,924	1,503	9,421	200,48	200,48	486
	208	8,259	6,342	10,244	1,917	8,227	2806	316,7	734
Gruppe 5	254	4,838	3,335	5,883	1,503	4,38	364	1582	823
	252	4,071	2,914	5,12	1,157	3,968	3398	1208	918
	252	4,035	2,885	4,748	1,14	3,698	3086	1018	732
	261	4,232	3,011	5,756	1,732	4,024	2893	1422	760
	223	3,835	2,792	5,726	0,915	4,811	2955	1180	690
	223	4,039	2,746	4,971	1,313	3,298	3452	1290	1106
	226	5,087	3,16	5,757	1,997	3,83	3346	1576	696
	205	4,034	2,637	6,698	1,397	5,301	2869	253,44	667
	175	5,423	3,674	7,489	1,749	5,241	1342	219,97	682
Gruppe 6	215	11,342	5,259	11,431	6,083	5,348	1951	151,35	762
	273	16,69	5,891	19,034	10,799	8,235	2885	282,38	921
	271	10,301	4,587	10,44	5,714	4,726	2861	1022	791
	279	17,65	4,746	18,635	10,819	5,616	3980	356,63	1082
	274	17,074	6,24	19,219	10,834	8,385	2608	1125	835
	270	18,627	5,48	19,3	13,147	6,153	3707	1109	836
	278	14,46	3,613	15,364	10,833	4,531	3644	1419	831
	272	18,945	10,866	19,993	8,459	11,534	2974	323,36	953
	281	14,681	10,681	18,284	2,767	15,517	1330	256,31	714
Gruppe 7	284	4,165	3,56	4,955	0,585	5,676	3348	403,37	810
	282	2,868	2,41	4,595	0,458	4,137	986	193,67	966
	283	3,851	3,2	4,868	0,65	7,717	1025	192,85	758
	280	4,222	2,838	5,011	1,234	4,692	2840	262,56	890
	280	3,906	2,824	5,133	1,082	4,691	1023	282,56	890
	285	3,196	2,967	4,144	0,629	3,515	4188	1062	1084
	288	3,944	3,301	5,733	0,643	5,09	1011	394,35	1044
	286	3,993	2,993	6,322	1	5,322	270,62	270,62	1040
	290	3,304	2,185	4,048	1,119	2,929	969	323,52	971

Danksagung

Mein erster und ganz außerordentlicher Dank gilt meiner Doktormutter Frau Priv.-Doz. Dr. med. S. Hölscher-Doht für das freundliche Überlassen der Doktorarbeit und ihre immerwährende Unterstützung. Die zahlreichen Gespräche auf fachlicher und persönlicher Ebene werden mir immer als bereichernder und konstruktiver Austausch in Erinnerung bleiben.

Für die Betreuung während dieser Arbeit danke ich Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert.

Ich bedanke mich ferner bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. T. Blunk für wertvolle Hilfestellungen und fachliche Unterstützung im Labor.

Herrn Dr. med. M. Jordan danke ich sehr herzlich für die kontinuierliche Unterstützung im Labor.

Des Weiteren bin ich dem gesamten Forschungsteam, insbesondere Frau Christina Zimmermann und Herrn Philipp Heilig, für die hervorragende und kollegiale Zusammenarbeit der letzten Jahre zu großem Dank verpflichtet.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten danke ich Frau Viktoria Rücker am Lehrstuhl für klinische Epidemiologie und Biometrie der Universität Würzburg.

Tief verbunden und dankbar bin ich aber vor allem meinen Eltern, Beate und Dr. Gottfried Färber, meinen Geschwistern Lena und Jan, sowie meiner Freundin Laura Kreiser. Ihre Geduld und ihr Verständnis, vor allem aber ihr moralischer Beistand und nicht zuletzt ihre kritische Durchsicht dieser Promotionsschrift, haben am Gelingen der Arbeit maßgeblichen Anteil.