

**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 Tibiakopfimpressionsfrakturen - Evaluation in der Biomechanik

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Christina Zimmermann

aus Sassenberg

Würzburg, Dezember 2015

Referent:

Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert

Korreferent:

Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Barthel

Dekan:

Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 25.01.2018

Die Promovendin ist Ärztin

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes	1
1.2	Tibiakopffrakturen	5
1.2.1	Epidemiologie	5
1.2.2	Klassifikation	7
1.2.2.1	AO-Klassifikation	7
1.2.2.2	Klassifikation nach Tscherne und Lobenhoffer	9
1.2.2.3	Klassifikation nach Moore	10
1.2.2.4	Klassifikation nach Schatzker	11
1.2.3	Klinische Diagnostik und Bildgebung	12
1.2.4	Therapie	14
1.2.4.1	Konservative Therapie	15
1.2.4.2	Operative Therapie	17
1.2.4.2.1	Arthroskopische Reposition und interne Fixation (ARIF)	18
1.2.4.2.2	Offene Reposition und interne Fixation (ORIF)	19
1.2.4.2.3	Reposition	23
1.2.4.2.4	Osteosynthese	24
1.2.4.2.5	Nachbehandlung	30
1.2.5	Komplikationen	30
1.2.6	Altersbedingte Besonderheiten	32
1.3	Biomechanische Untersuchungen	34
1.4	Arbeitshypothese	36
2	Material und Methoden	38
2.1	Etablierung eines Frakturmodells am Kunstknochen	38

2.2	Biomechanisches Testmodell.....	46
2.3	Operationstechniken	48
2.3.1	Frakturreposition.....	48
2.3.2	Osteosynthesen.....	49
2.3.2.1	Zwei-Schrauben-Osteosynthese	49
2.3.2.2	Jail-Technik.....	51
2.3.2.3	Laterale Abstützplatte.....	54
2.3.3	Knochenersatzmaterialien.....	56
2.3.3.1	<i>Norian Drillable®</i>	56
2.3.3.2	<i>chronOs Inject®</i>	58
2.4	Gruppeneinteilung.....	60
2.4.1	Ziel 1.....	60
2.4.2	Ziel 2.....	61
2.4.3	Ziel 3.....	62
2.5	Messparameter	62
2.6	Statistische Auswertung.....	65
3	Ergebnisse	65
3.1	Frakturgenerierung	66
3.2	Displacement	67
3.2.1	Messzyklen.....	67
3.2.2	Setzzyklus 10.....	73
3.2.3	Setz- und Messzyklen.....	77
3.3	Maximalkraft	81
3.4	Steifigkeit	86
3.5	Normalisierte Werte	89

4	Diskussion.....	92
4.1	Kunstknochen	92
4.2	Frakturgenerierung	94
4.3	Zyklische Testung	95
4.4	Ergebnisse.....	97
4.5	Limitierende Faktoren der Studie	113
4.6	Klinische Relevanz und Ausblick.....	113
5	Zusammenfassung	115
6	Literaturverzeichnis	118
7	Abbildungsverzeichnis.....	128
8	Anhang	130

Danksagung

Lebenslauf

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
a. p.	anterior posterior
BV	Bildverstärker
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CT	Computertomografie
DCU	Dynamic Compression Unit
d. h.	das heißt
ggf.	gegebenenfalls
Kap.	Kapitel
klin.	Klinisch
LCP	Locking Compression Plate
Lig.	Ligamentum
Ligg.	Ligamenta
M.	Musculus
max.	maximal
MRT	Magnetresonanztomografie
N.	Nervus
pAVK	periphere arterielle Verschlusskrankheit
s.	siehe
Tab.	Tabelle
TCP	Trikalziumphosphat
V.	Vena
vgl.	vergleiche

1 Einleitung

1.1 Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes

Das größte und auch verletzungsanfälligste Gelenk des menschlichen Körpers ist das Kniegelenk. Durch die Verbindung der längsten Hebelarme des Skeletts, die geringe Weichteilbedeckung und die wenig kongruenten artikulierenden Gelenkkörper stellt das Gelenk eine Angriffsfläche für degenerative Veränderungen und Verletzungen dar [13, 83].

Das Kniegelenk ist aus zwei Teilgelenken zusammengesetzt, in denen drei Knochen artikulieren: Das Femur mit der Tibia im Femorotibialgelenk und das Femur mit der Patella im Femoropatellargelenk. Beide Gelenke liegen in einer zusammenhängenden Gelenkhöhle, die von einer Gelenkkapsel umschlossen wird [22].

Im Femorotibialgelenk bestehen die Gelenkflächen aus dem walzenförmigen medialen und lateralen Femurkondylus sowie den beiden Tibiakondylen, die das Tibiaplateau bilden. Die Femurkondylen sind spiralförmig gekrümmt, wobei die stärkere Krümmung dorsal und die geringere Krümmung ventral gelegen ist. Der Condylus medialis und lateralis der Tibia tragen auf ihrer proximalen Oberfläche die Facies articularis superior. Die beiden ovalen Gelenkflächen werden durch die Area intercondylaris anterior und posterior sowie die Eminentia intercondylaris mit den Tubercula intercondylaria mediale et laterale getrennt. Dabei ist die größere mediale Gelenkfläche schwach konkav und die kleinere laterale plan bis leicht konvex geformt [13, 22, 54, 75].

Im Femoropatellargelenk gleitet die überknorpelte Facies articularis der Patella in der Kniescheibenrinne des Femurs. Die Kniescheibe ist als Sesambein in die Sehne des M. quadriceps femoris eingebettet und wirkt für sie als Hypomochlion [57].

Das Kniegelenk ist nicht nur das größte Gelenk des menschlichen Körpers (ca. 100 cm² Gelenkfläche) sondern weist auch den dicksten Gelenkknorpel auf. Über der Facies articularis der Patella hat er eine mittlere Dicke von 2,5 mm und kann Maximalwerte bis 7 mm erreichen. Das Zentrum der Femurkondylen,

das im Stehen mit den tibialen Gelenkflächen artikuliert, weist einen Gelenkknorpelbelag von ca. 1,6 mm auf, wobei dieser in den peripheren Arealen zwischen den genannten Artikulationsflächen häufig sehr dünn ist. Die Knorpeldicke über den Tibiakondylen unterscheidet sich zwischen lateralem und medialem Kondylus. Während die Facies articularis des lateralen Kondylus eine Knorpelschicht von 2,2 mm aufweist, ist die der medialen Gelenkfläche im Mittel nur 1,7 mm dick [22].

Um die Kontaktzone zwischen den planen Gelenkkörpern der Tibia und den spiralig gekrümmten Femurkondylen zu vergrößern, liegen der Gelenkpfanne am Tibiakopf die beiden Menisken auf. Sie bestehen aus Faserknorpel und fangen als passive Stabilisatoren unter Normalbedingungen 30 - 35 % der im Knie herrschenden Druckbelastung ab. In der Aufsicht sind sie halbmondförmig und zeigen einen keilförmigen Querschnitt. Dabei sind sie mit ihrem breiten äußeren Anteil mit der Gelenkkapsel verwachsen. Während der Meniscus lateralis annähernd kreisförmig ist und seine medialen Befestigungen vor und hinter dem Tuberculum intercondylare laterale eng beieinander liegen, ist der Meniscus medialis sichelförmig und das Vorder- und Hinterhorn in der Area intercondylaris anterior, bzw. auf der Rückseite des Tuberculum intercondylare mediale befestigt. Hinzu kommt, dass der mediale Meniskus mit dem dorsalen Anteil des medialen Kollateralbandes verwachsen ist. Dadurch ist er weniger verschieblich und anfälliger für Verletzungen. Über das Lig. transversum genus, einem Binnenband des Kniegelenkes, sind die Menisken vorne miteinander verbunden [22, 42, 57, 83].

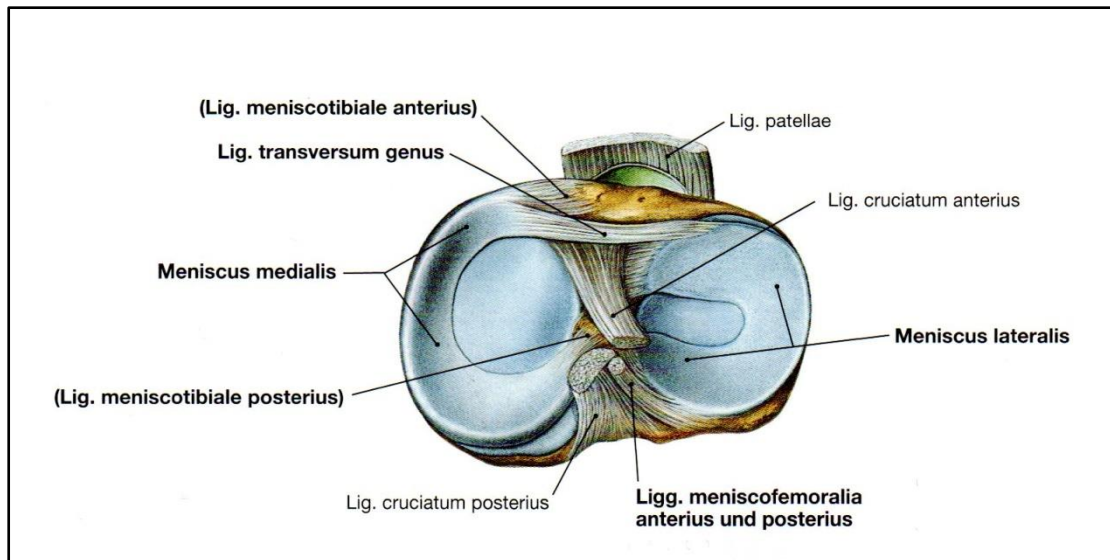


Abb. 1: Die Abbildung zeigt die Ansicht des Tibiaplateaus von kranial. ©Urban & Fischer Verlag

Zur Stabilisierung und Fixierung besitzt das Kniegelenk einen kräftigen Bandapparat aus Außen- und Binnenbändern. Zu den außerhalb der Gelenkkapsel gelegenen Außenbändern gehören das Lig. collaterale tibiale (klin.: Innenband), ein breites und mit der Gelenkkapsel und dem Meniscus medialis verwachsenes Band und das Lig. collaterale fibulare (klin.: Außenband). Es hat einen runden Querschnitt und ist nicht mit der Gelenkkapsel und dem Außenmeniskus verwachsen. Während das Innenband vor allem gegen eine Abduktion stabilisiert, verhindert das Außenband Adduktionsbewegungen im Gelenk. Da die Femurkondylen vorne einen größeren Krümmungsradius aufweisen, sind die Kollateralbänder bei gestrecktem Knie gespannt und eine Rotation im Kniegelenk ist nicht möglich. Durch das Beugen des Knies erschlaffen die Bänder und erlauben so begrenzte Drehbewegungen [22, 71, 83]. Ebenfalls zu den Außenbändern gehören das Lig. popliteum obliquum und das Lig. popliteum arcuatum, die beide die Rückseite der Gelenkkapsel verstärken sowie das Lig. patellae und das Retinaculum patellae mediale und laterale [83].

Die Kreuzbänder, Ligg. cruciata genus, gehören zu den Binnenbändern des Kniegelenkes. Sie liegen intrakapsulär aber extrasynovial und sind vorne und seitlich von Synovialmembran überzogen. Das vordere Kreuzband verläuft von

der inneren Fläche des lateralen Femurkondylus zur Area intercondylaris anterior der Tibia. Etwa rechtwinklig dazu verläuft das hintere Kreuzband von der vorderen Innenfläche des medialen Femurkondylus schräg nach hinten zur Area intercondylaris posterior der Tibia. Aufgabe der Kreuzbänder ist die Sicherung des Kniegelenkes, speziell bei der Beugung, indem sie das Abgleiten der Oberschenkelkondylen von der Gelenkfläche des Tibiakopfes verhindern. Bei der Innenrotation bei gebeugtem Knie wickeln sich die Kreuzbänder umeinander, weshalb die Außenrotation in größerem Umfang möglich ist, da sich dabei die Kreuzbänder parallel stellen. Durch die besondere Faserarchitektur und die Position innerhalb des Kniegelenkes sind Anteile der Kreuzbänder bei jeder Position des Gelenkes gespannt [13, 22, 83]. Ebenfalls zu den Binnenbändern gehören das Lig. transversum genus, das medialen und lateralen Meniskus vorne verbindet sowie das Lig. meniscofemorale anterius und posterius [83].

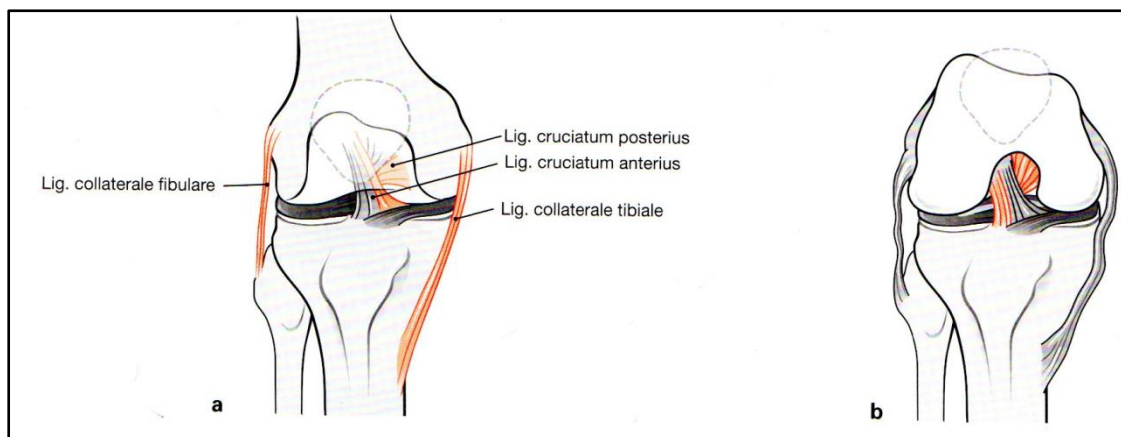


Abb. 2: Es wird die Stabilisierung des Kniegelenkes durch Kollateral- und Kreuzbänder in Streckstellung (a) und Beugstellung (b) dargestellt. Die gespannten Bänder sind rot gefärbt. ©Urban & Fischer Verlag

Separat betrachtet ist das Femorotibialgelenk ein Trochoginglymus, ein Drehscharniergelenk mit zwei Freiheitsgraden. Um eine transversale Achse, die durch die Gelenkrolle der Femurkondylen verläuft, sind Scharnierbewegungen (Flexion/Extension) möglich. Bei der Beugung des Kniegelenkes drehen die

Femurkondylen auf dem Tibiaplateau und zusätzlich kommt es zu ihrem Abrollen nach dorsal. Dadurch verlagert sich die Kontaktfläche zwischen Femurkondylen und Tibia bei maximaler Beugung an den hinteren Rand des Schienbeinplateaus. Damit entspricht die Flexion einer kombinierten Roll-Gleitbewegung. Die Rotation des Kniegelenkes um eine longitudinale Achse ist nur in gebeugter Stellung des Knies möglich [13, 22, 71].

Bereits unter alltäglicher dynamischer Aktivität ist das tibiofemorale Gelenk großen mechanischen Belastungen ausgesetzt. Dominierend sind dabei die axial wirkenden Kräfte. Beim Gehen können so bis zu 260 % des Körpergewichtes axial auf das Kniegelenk wirken, während es beim Treppensteigen bis zu 290 % des Körpergewichtes sein können. Dabei verteilt sich die Belastung zu 60 % auf das mediale und zu 40 % auf das laterale Tibiaplateau [18, 23, 44].

1.2 Tibiakopffrakturen

1.2.1 Epidemiologie

„Die Tibiakopffraktur ist eine schwere Kniegelenksverletzung, die sich durch eine große Typenvielfalt auszeichnet.“ [76] Ohne eine adäquate Therapie kann sie schwerwiegende Folgen wie Gefäß- und Nervenschäden oder einen posttraumatischen Gelenkverschleiß nach sich ziehen [73, 92]. Mit 1 % aller knöchernen Verletzungen stellt sie insgesamt ein seltenes Ereignis dar. Wird das Vorkommen in der Patientengruppe ab einem Alter von 50 Jahren betrachtet, ist ihr Anteil mit 10 % in dieser Altersklasse deutlich größer [14, 19, 62, 92].

Es lassen sich zwei Altersgipfel im Vorkommen von Tibiakopffrakturen charakterisieren. Bei jugendlichen Patienten liegen meist Luxations- und Trümmerfrakturen im Rahmen eines Hochrasanztraumas vor. Es handelt sich dabei hauptsächlich um Verkehrs- und Sportunfälle. Die Verletzungen sind meist mit Band- oder Meniskusschäden verbunden. Außerdem kommen bei

jungen Patienten aufgrund der stabilen subchondralen Knochenmasse vermehrt Spaltbrüche und seltener Impressionsfrakturen vor. Der ältere Patient erleidet vermehrt Plateaufrakturen, die mit metaphysären Substanzdefekten und Meniskusläsionen assoziiert sind [35]. Ursache dieser Verletzungen sind meist Niedrigenergietraumata. Aufgrund der im Alter geringen Knochenqualität bzw. Osteoporose ist die Fähigkeit des subchondralen Knochens und der Spongiosa herabgesetzt, besonders axial einwirkenden Kräften standzuhalten. Bei der Kombination mit einer Gonarthrose, die mit verminderter Beweglichkeit und dadurch mit einem geringeren kraftabsorbierenden Reservebewegungsspielraum einhergeht, ist die Elastizität des Kniegelenkes weiter eingeschränkt. Daher können bereits geringe Kräfte Frakturen hervorrufen. Luxationsfrakturen und Trümmerfrakturen werden beim alten Patienten selten beobachtet und kommen meist im Rahmen eines Polytraumas vor. Ähnlich verhält es sich mit schweren Begleitverletzungen bei geriatrischen Tibiakopffrakturen. Gefäß- und Nervenläsionen finden sich ebenfalls fast ausschließlich bei Verletzungen nach einem Hochrasanztrauma [14, 50, 53, 76, 77, 92, 98].

Tibiakopffrakturen entstehen durch direkte Gewalteinwirkung, v. a. im Rahmen von Rasanztraumata, durch axiale Stauchung oder durch indirekte Gewalteinwirkung bei Varus- oder Valgusstress. Ebenfalls kann es zu einer Kombination aus axialer Stauchung und Valgisierung oder Varisierung kommen. Der Femurkondylus übt dabei auf das entsprechende Tibiaplateau Kompressions- oder Scherkräfte aus. Bei der axialen Stauchung wird der Kondylus regelrecht in das Plateau hineingetrieben. Die Bruchform, die Fragmentgröße sowie das Ausmaß der Begleitverletzungen und Weichteilschäden ergeben sich aus Richtung und Größe der einwirkenden Kraft, der Gelenkstellung während des Unfallmechanismus sowie der bestehenden Knochenqualität [14, 42, 79]

Bedingt durch die geringere Knochendichte des lateralen Tibiaplateaus und die physiologische Valgusstellung des Femurs, betreffen Frakturen der proximalen Tibia deutlich häufiger das laterale Plateau [45, 46, 59, 79]. Holmenschlager et al. haben in ihrer Studie 120 Tibiakopffrakturen nach operativer und

konservativer Versorgung untersucht. Dabei war in 62 % der Fälle das laterale Plateau betroffen, während in 15 % der Frakturen das mediale Plateau beteiligt war. Bei den restlichen 23 % lag eine bikondyläre Tibiakopffraktur vor [45].

In der Literatur finden sich an erster Stelle der Unfallursachen mit resultierender Tibiakopffraktur Verkehrsunfälle. Darauf folgen Stürze aus großer Höhe und Sport- und Freizeitunfälle, die lediglich 5 – 10 % der Fälle ausmachen [11, 14, 25, 53, 73, 92].

1.2.2 Klassifikation

„Zur richtigen Behandlung, aber auch zur wissenschaftlichen Bearbeitung von Frakturen, insbesondere zur systematischen Erfassung, sowie zur Auswahl und Kontrolle der Therapieoptionen sind Klassifikationen der Bruchformen von essenzieller Bedeutung.“ [65].

Im Folgenden werden die international anerkannten und im Praxisalltag angewandten Klassifikationssysteme dargestellt und erläutert.

1.2.2.1 AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation ist im deutschsprachigen Raum am weitesten verbreitet und orientiert sich an der radiologischen Frakturmorphologie. Weichteilschäden und Verletzungen ligamentärer Strukturen werden in diesem System nicht berücksichtigt. Unterschieden werden extraartikuläre metaphysäre A-Frakturen von unikondylären Spalt- und Impressionsfrakturen der Gruppe B. In Gruppe C werden bikondyläre Brüche und Trümmerbrüche zusammengefasst. Die weitere Unterteilung der Gruppen erfolgt nach dem Schweregrad 1, 2, und 3.

Unter die Gruppe A1 fallen isolierte Eminentiaausrisse, die zu den extraartikulären Frakturen gerechnet werden, da sie nicht die lasttragende Gelenkfläche betreffen. Bei A2-Frakturen handelt es sich um einfache Brüche

der proximalen Tibiametaphyse, während A3-Frakturen mehrfragmentäre Brüche dieser Region darstellen.

Die B-Frakturen fassen unikondyläre Spalt- und Impressionsfrakturen zusammen. B1-Frakturen sind reine Spaltbrüche, die meist mit einer Depression des frakturierten Anteils kombiniert sind. Reine Impressionsbrüche werden als B2-Frakturen bezeichnet und B3-Frakturen stellen eine Kombination aus Impressions- und Spaltbruch dar.

Verletzungen, die die gesamte Gelenkfläche und die Metaphyse betreffen, werden unter den C-Frakturen zusammengefasst. Weiter unterschieden werden artikulär und metaphysär einfache Brüche (C1-Frakturen) von artikulär einfachen und metaphysär mehrfragmentären Brüchen (C2-Frakturen). Die C3-Frakturen beschreiben artikulär und metaphysär mehrfragmentäre Brüche [14, 41, 73, 77, 92].

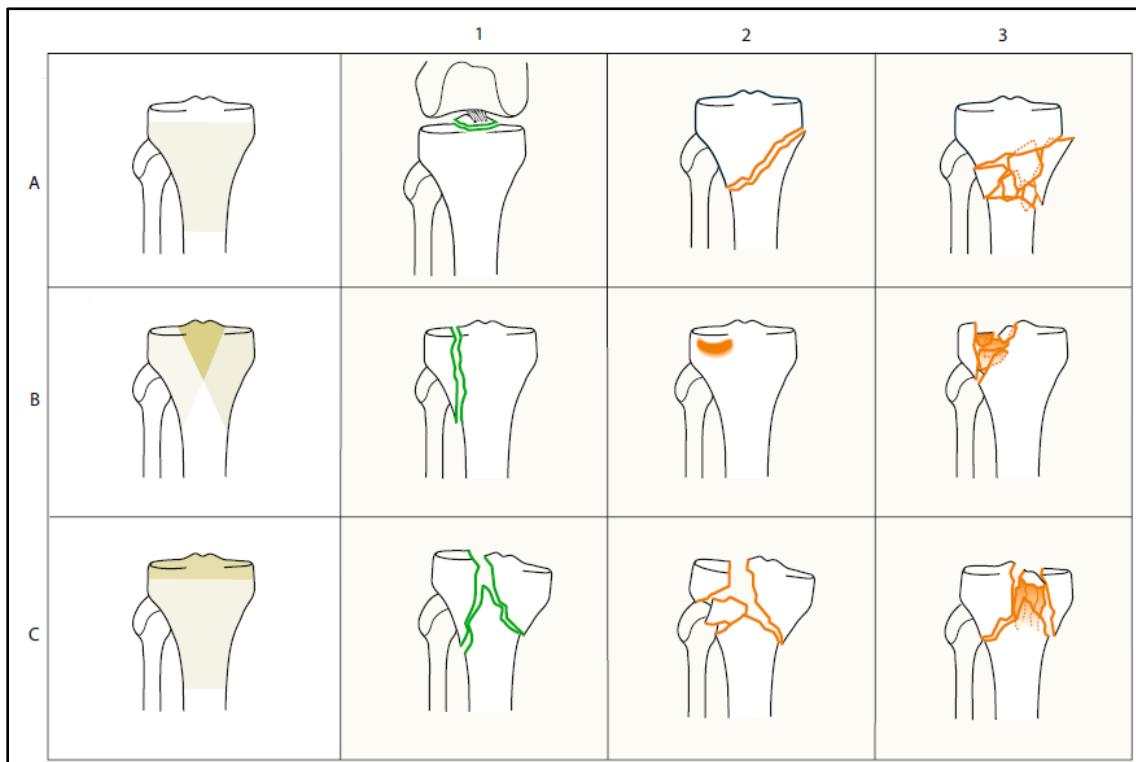


Abb. 3: Die Abbildung zeigt die AO-Klassifikation. In dieser Studie werden nach der AO-Klassifikation B2-Frakturen untersucht. ©Springer Verlag

1.2.2.2 Klassifikation nach Tscherne und Lobenhoffer

Dieses Klassifikationssystem berücksichtigt in seiner Einteilung der Frakturen den Unfallmechanismus. Unterschieden werden Plateaufrakturen, Luxationsfrakturen und Trümmerfrakturen. Die Plateaufrakturen des Tibiakopfes werden weiter in Spaltbrüche (P1), Impressionsbrüche (P2) Spalt-
Impressionsbrüche (P3) und bikondyläre Brüche (P4) unterteilt. Die Aufteilung der Luxationsfrakturen von L1-L5 entspricht der Klassifikation nach Moore (s. Kap. 1.2.2.3) [76, 92].

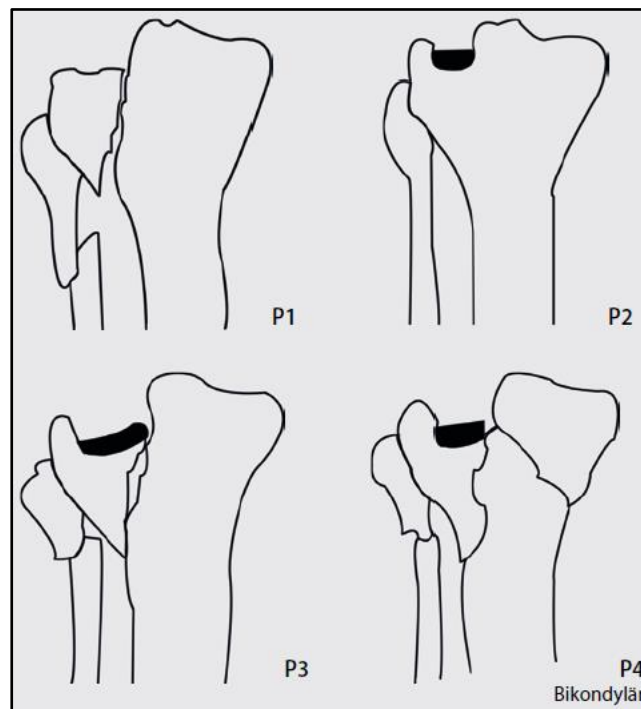


Abb. 4: Es wird die Klassifikation nach Tscherne und Lobenhoffer dargestellt. Bei den untersuchten Frakturen handelt es sich nach Tscherne und Lobenhoffer um P2-Frakturen.
©Springer Verlag

1.2.2.3 Klassifikation nach Moore

Luxationsfrakturen entstehen durch Rotations- und Scherkräfte am Kniegelenk. Verletzungen dieser Art sind häufig mit femorotibialen Instabilitäten kombiniert und weisen vielfach ligamentäre Begleitverletzungen auf [14, 73, 77]. Sie werden nach der Moore-Klassifikation in die Typen 1-5 eingeteilt [54]. Die Einteilung berücksichtigt die Gelenkinstabilität und die hohe Inzidenz von begleitenden ligamentären und neurovaskulären Verletzungen [14, 77].

Die Typ 1 Fraktur betrifft vorwiegend das dorsomediale Tibiaplateau („medial split fracture“). Es handelt sich um einen dorsalen Kondylenspaltbruch, der durch einen nach dorsal luxierenden Femurkondylus hervorgerufen wird [42, 92]. Beim Typ 2 handelt es sich um die Fraktur eines kompletten Kondylus („entire condyle fracture“), wobei die Frakturlinie in das kontralaterale Plateau hineinläuft und damit auch die Eminentia intercondylaris mit den Kreuzbandverankerungen beteiligt ist. Dieser Frakturtyp geht häufig mit Seiten- und Kreuzbandverletzungen sowie Gefäß- und Nervenschäden, wie einer Peroneusparese, einher [42, 54, 66, 92]. Bei den Randfrakturen des Typs 3 („rim avulsion fracture“) handelt es sich um laterale Kapsel-Band-Ausrisse, die gehäuft von Kreuz- und Seitenbandverletzungen begleitet werden. Außerdem werden oft Fibulaköpfchenfrakturen und Eminentiaausrisse beobachtet. Unter den Typ 4 fällt die Kantenimpression mit einer Bandverletzung der Gegenseite („rim impression“). Die Kantenimpression kann als Zeichen der stattgehabten Luxation gewertet werden. Häufige Begleitverletzungen sind bei medialer Fraktur Fibulaköpfchenabrisse und bei lateraler Impression mediale Seitenbandrupturen. Der Typ 5 steht für eine komplexe Vier-Fragment-Fraktur („four-part-fracture“), welche eine hohe Inzidenz von neurovaskulären Begleitverletzungen aufweist. Oft ist auch das Fibulaköpfchen frakturiert. Charakteristisch ist der separate Ausriss der Eminentia intercondylaris im Gegensatz zur bikondylären Plateaufraktur, bei der der zentrale Gelenkpfiler nur selten betroffen ist. Die Separation der Eminentia hat eine ausgeprägte Instabilität des Kniegelenkes zur Folge [14, 42, 92].

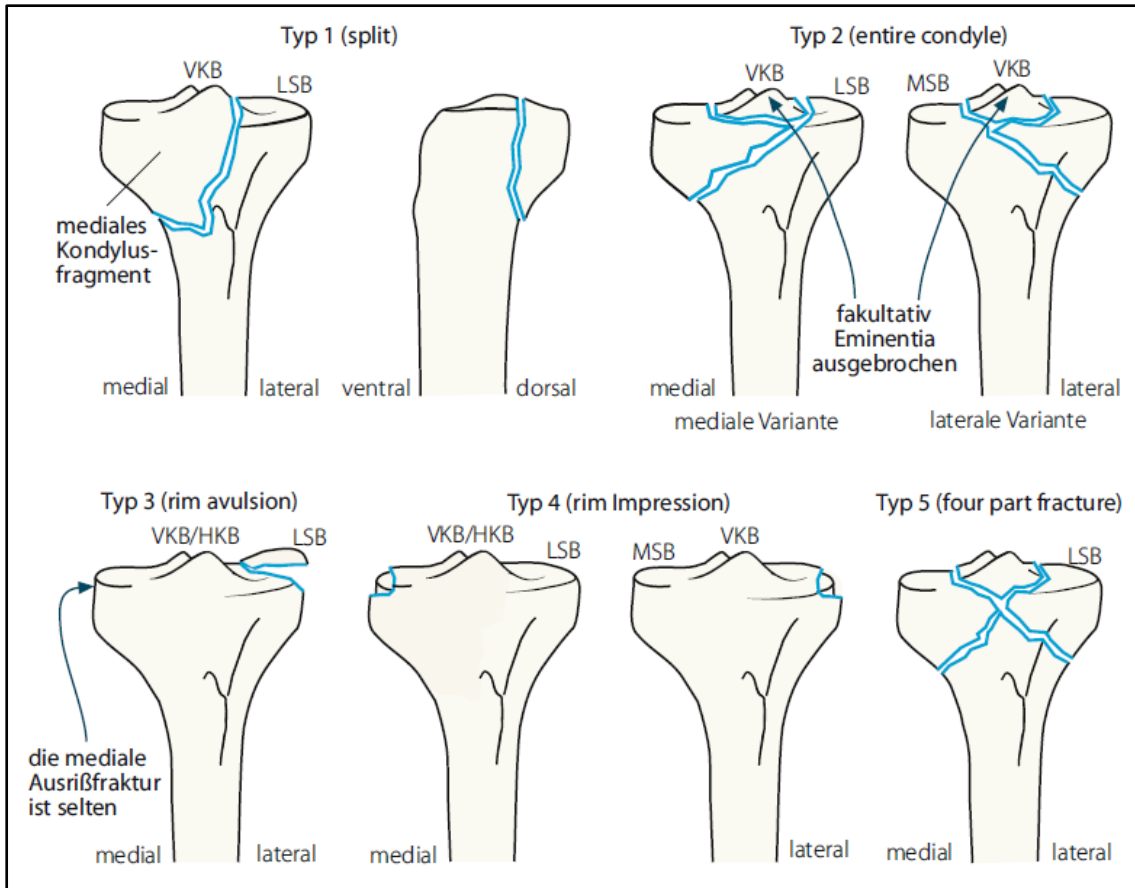


Abb. 5: In der Abbildung ist die Klassifikation der Luxationsfrakturen nach Moore dargestellt. ©Springer Verlag

1.2.2.4 Klassifikation nach Schatzker

Das Schatzker-Klassifikationssystem ist im angloamerikanischen Raum verbreitet und unterscheidet sechs Frakturtypen. Basis dieser Klassifikation sind morphologische, therapeutische und prognostische Überlegungen. Sie enthält zentrale Elemente der AO-Klassifikation, ist aber im Vergleich weniger detailliert. Während es sich bei den Typ I Frakturen ausschließlich um Keilfrakturen des lateralen Tibiaplateaus handelt, ist diese Fraktur beim Typ II mit einer Impression der angrenzenden Gelenkfläche verbunden. Zentrale Impressionsfrakturen ohne Keilbruch repräsentieren den Typ III. Liegt ein Spaltbruch des medialen Plateaus vor, welcher oft von einer Fraktur der Eminentia intercondylaris begleitet wird, spricht man in der Schatzker-Klassifikation vom Typ IV. Unter den Typ V fallen bikondyläre Frakturen des

medialen und lateralen Tibiaplateaus und unter den Typ VI metaphysäre Frakturen mit variabler Plateaufrakturen [15, 53, 92].

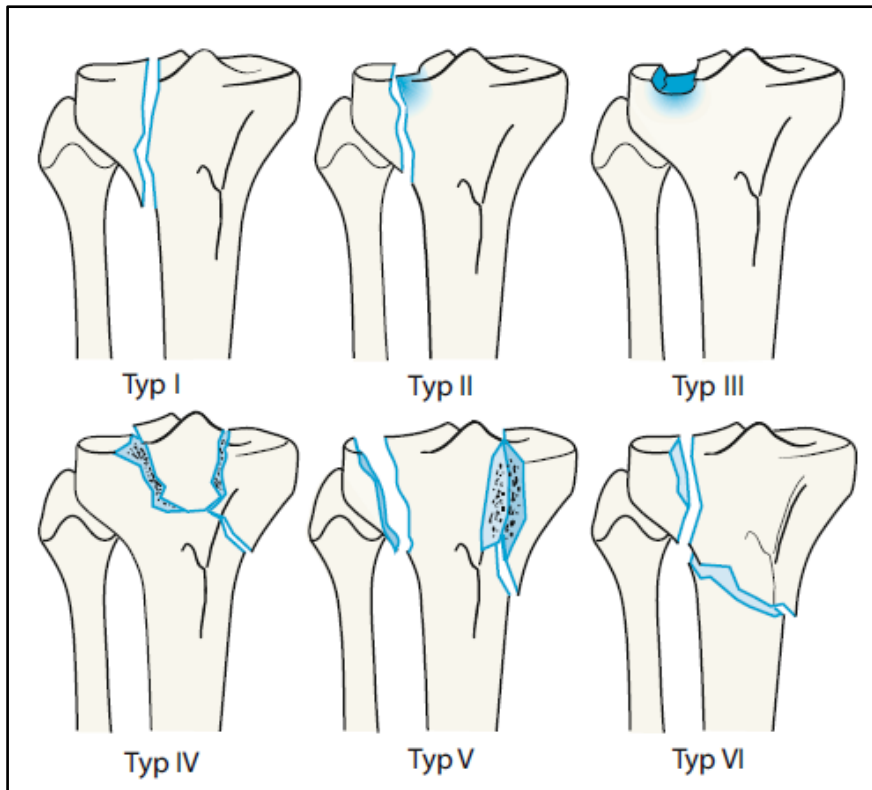


Abb. 6: Die Abbildung zeigt die Klassifikation nach Schatzker. Nach dieser Klassifikation handelt es sich bei den in dieser Studie untersuchten Frakturen um Typ III Frakturen. ©Springer Verlag

1.2.3 Klinische Diagnostik und Bildgebung

Am Beginn der Diagnostik stehen die Anamneseerhebung und die klinische Untersuchung [53]. Bei der Anamneseerhebung kommt dem Verletzungsmechanismus im Hinblick auf Intensität und Richtung der einwirkenden Kraft eine wesentliche Bedeutung zu [42]. Besonders bei älteren Patienten sollte im Rahmen der Anamnese auch die körperliche und geistige Leistungsfähigkeit beurteilt werden. Diese beiden Faktoren spielen für die Einleitung weiterer diagnostischer Schritte eine wichtige Rolle. Des Weiteren muss der behandelnde Arzt feststellen, ob der Patient fähig ist, nach einer

eventuellen Operation eine erforderliche Teilbelastung des verletzten Beines einzuhalten [53].

Die klinische Untersuchung sollte mit einer Inspektion und orientierenden Begutachtung des Weichteilschadens beginnen. Bei geschlossenen Verletzungen wird die Weichteilsituation nach Tscherne und Oestern klassifiziert. Bei offenen Frakturen findet die Einteilung nach Gustilo und Anderson Verwendung [73, 76, 77]. An diesem Punkt ist es wichtig, ein Kompartmentsyndrom nicht zu übersehen und bei dessen Vorliegen sofort zu therapieren. Ein motorisches und sensibles Defizit kann dabei als primäre direkte Nervenschädigung fehlinterpretiert werden. Besteht der klinische Verdacht auf ein Kompartmentsyndrom, ist die Messung des Gewebedruckes in den Muskellogen des Unterschenkels hilfreich [42, 54, 73, 92].

Die Erhebung des neuromuskulären Befundes und des Gefäßstatus ist unverzichtbar und muss sehr genau durchgeführt werden. Besonders bei Luxationsfrakturen ist das popliteale Gefäß-Nervenbündel für Verletzungen anfällig [41, 76, 77, 92]. Sollte sich der Verdacht auf eine Gefäßläsion ergeben, muss eine Dopplersonografie durchgeführt werden. Erhärtet sich dabei der Verdacht, ist eine Angiografie unerlässlich [15, 35, 92]. Geht die Verletzung der proximalen Tibia mit einer Fibulaköpfchenfraktur einher, muss immer eine Schädigung des N. peroneus in Betracht gezogen werden [35, 76, 77, 92].

Die klinische Untersuchung der Stabilität und des Bandapparates des Knies stellt sich aufgrund der Schmerzsymptomatik und der Dislokationsgefahr häufig problematisch dar. Begleitverletzungen wie Meniskusschäden, ligamentäre Läsionen oder Fibulaköpfchenfrakturen lassen sich so nur schwer feststellen. Eine genaue Untersuchung kann somit nur in Narkose oder erst nach der osteosynthetischen Versorgung durchgeführt werden [14, 35, 42, 73].

Im Rahmen der Bildgebung erlaubt die konventionelle Röntgenaufnahme des Kniegelenkes im a. p.- und seitlichen Strahlengang eine schnelle orientierende Einschätzung des Frakturtyps [37, 53, 92]. Wichtig für eine genaue Analyse der Verletzung und die exakte präoperative Planung ist die Durchführung einer Computertomografie (CT). Dabei kann das volle Ausmaß der Fraktur und der genaue Frakturverlauf gezeigt werden und die Beurteilung der Knochenqualität

wird vereinfacht [25, 34, 42, 76, 92]. Durch die dreidimensionale CT-Rekonstruktion wird eine Beurteilung der knöchernen Gesamtsituation ermöglicht, was für die weitere therapeutische Planung von Bedeutung ist. Außerdem ist die CT bei deutlichen klinischen Hinweisen auf eine Fraktur, aber unauffälligem Röntgenbild, zu empfehlen, um okkulte Frakturen nachzuweisen und daraus bedingte Spät komplikationen zu verhindern [20, 37, 53, 75, 77]. Zur Darstellung von Verletzungen des Kapsel-Band-Apparates und der Menisken kann eine Magnetresonanztomografie (MRT) durchgeführt werden. Außerdem ist es mit einer MRT möglich, gering oder nicht verschobene Kantenfragmente zu diagnostizieren. Sie gehört aber nicht zur Routine in der Akutdiagnostik [15, 37, 73, 76, 92].

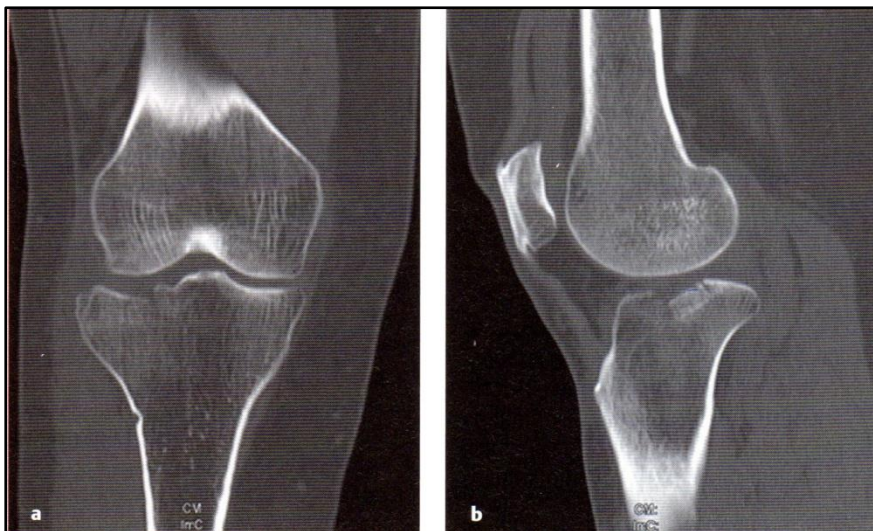


Abb. 7: In der Abbildung ist eine Tibiakopffraktur Typ 41 B2.2 nach AO-Klassifikation im coronaren CT (a) und in sagittaler CT-Aufnahme (b) dargestellt. ©Georg Thieme Verlag, vgl. S. 128

1.2.4 Therapie

Die Therapie von Tibiakopffrakturen stellt hohe Ansprüche an den behandelnden Arzt und fordert ein differenziertes Therapiekonzept [24, 73]. Bedingt durch den dünnen Weichteilmantel und die dadurch häufig auftretenden

Weichteilschäden, durch die Komplexität des Kniegelenkes sowie dessen „integrative Bedeutung für die Funktion der unteren Extremität“ [94] erfordert die Therapie eine genaue Planung. Die Entscheidung für ein Therapieschema berücksichtigt die Frakturmorphologie, den Zustand der Weichteile, das Alter und den Gesamtzustand des Patienten [45, 55, 73, 76].

Das Ziel der Versorgung dieser Frakturen ist die Wiederherstellung der Gelenkfläche. Dabei ist auf eine exakte Rekonstruktion zu achten, um Gelenkstufen, die zu erhöhter Druckbelastung des Knorpels und somit langfristig zu einer posttraumatischen Arthrose führen können, zu vermeiden. Hinzu kommt die Wiederherstellung bzw. Korrektur der Achsenverhältnisse an der unteren Extremität. Abweichungen von der physiologischen Beinachse können durch eine entstehende Überlastung eines Gelenkkompartimentes zu degenerativen Gelenkschäden führen oder Streckdefizite und ein Genu recurvatum begünstigen. Liegen Begleitverletzungen wie ligamentäre Instabilitäten oder Meniskusschäden vor, müssen diese ebenfalls adäquat behandelt werden. Um die Entwicklung einer Arthrofibrose und einer Gelenksteife zu verhindern, sollte eine längerfristige Immobilisation des Gelenkes vermieden werden. Außerdem wirkt sich die Immobilisation des Gelenkes ungünstig auf die Ernährung des bereits geschädigten Knorpels aus. Daher sind ein stabiles Gelenk und eine stabile Fixierung der Bruchfragmente nötig, um eine frühzeitige funktionelle Nachbehandlung zu ermöglichen. So kann das anzustrebende Ergebnis eines funktionstüchtigen, stabilen und schmerzfreien Kniegelenkes erreicht werden [11, 45, 72, 73, 76, 92].

1.2.4.1 Konservative Therapie

Die konservative Therapie ist bei nicht verschobenen, stabilen Brüchen und Impressionsfrakturen mit einer Stufe von max. 2 mm möglich [15, 28, 41, 92]. Weitere Beispiele für Frakturen, die für eine konservative Behandlung geeignet sind, sind unverschobene oder wenig dislozierte Kantenfragmente. Da diese Brüche häufig mit ligamentären Begleitverletzungen kombiniert sind, muss

zusätzlich entschieden werden, ob diese Verletzungen ebenfalls konservativ zu therapieren sind oder sekundär rekonstruiert werden müssen [73, 76, 92].

Die Abpunktion von Gelenkergüssen sollte auf Grund des Infektionsrisikos nur dann erfolgen, wenn die Ergüsse sehr groß und von starken Beschwerden begleitet sind. Dadurch kann eine Schmerzlinderung und eine größere Beweglichkeit im Gelenk erreicht werden, was sich positiv auf die Phase der Rehabilitation auswirken kann [42, 92].

Zu Beginn der konservativen Therapie wird eine Mecron-Schiene, die dem Schwellungszustand angepasst werden kann, angelegt, wobei das Kniegelenk gering gebeugt sein sollte. Früher wurde ein gespaltener Oberschenkelgipsverband eingesetzt. Zusätzlich zu abschwellenden Maßnahmen kommen Analgetika und Antiphlogistika zum Einsatz. Außerdem sollte eine Thromboseprophylaxe eingeleitet werden [41, 42, 54, 92].

Nach möglichst kurzer Immobilisation und dem Abklingen der akuten Schmerzphase kann mit Bewegungsübungen auf der Continuous Passive Motion (CPM) Schiene begonnen werden. Im Verlauf sind isometrisches Muskeltraining und nach dem Rückgang der Schwellung aktive Bewegungstherapie erforderlich. Abhängig vom Frakturverlauf sind hierbei ggf. Limitierungen der Flexion auf 60° oder 90° einzuhalten. Liegt bei den Patienten eine impaktierte Tibiakopffraktur vor, können sie schon wenige Tage nach dem Unfall an Unterarmgehstützen mit 15 kg Teilbelastung mobilisiert werden. Nach ca. 10 - 12 Wochen sind diese Frakturen knöchern konsolidiert, was durch Röntgenkontrollen zu bestätigen ist. Anschließend ist die sukzessive Vollbelastung erlaubt [15, 42, 52, 54, 92].

Gerade bei älteren Patienten ist im Rahmen einer konservativen Therapie zu berücksichtigen, dass eine sichere und konsequente Ent- oder Teilbelastung selten eingehalten werden kann. Zusätzlich kann eine längerfristige Immobilisation schwere sekundäre Komplikationen wie Pneumonien oder thrombembolische Ereignisse nach sich ziehen. Aufgrund dessen sollte die Entscheidung zur konservativen Therapie bei älteren Patienten genau abgewogen werden und eine osteosynthetische Versorgung auch von gering

dislozierten Frakturen in Erwägung gezogen werden, um das Auftreten von sekundären Dislokationen zu verhindern [19, 50, 53, 77]

1.2.4.2 Operative Therapie

Bei der operativen Versorgung gilt es, grundsätzlich minimalinvasive Verfahren (ARIF – Arthroskopische Reposition und interne Fixation) von offenen Operationstechniken (ORIF – offene Reposition und interne Fixation) zu unterscheiden. Welches Therapieprinzip zum Einsatz kommt, hängt von der Frakturmorphologie, dem Weichteilschaden und dem Gesamtzustand des Patienten ab [45, 73]. Bei einem operativen Eingriff ist es wichtig, eine möglichst weichteilschonende Operations- und Repositionstechnik anzuwenden, die anatomische Reposition der Gelenkfläche zu erreichen und eine geeignete Osteosynthese einzusetzen, die eine frühfunktionelle postoperative Behandlung mit Übungsstabilität ermöglicht [55, 92, 94].

Da Tibiakopffrakturen anspruchsvolle, gelenkbeteiligende Verletzungen darstellen, erfordert die operative Therapie einen erfahrenen Operateur und eine genaue präoperative Planung. Bis zur definitiven Versorgung können stabile geschlossene Frakturen in einer Schiene ruhig gestellt werden, um dann unter optimalen Bedingungen stabilisiert zu werden [77]. Offene Frakturen, ein vorliegendes Kompartmentsyndrom sowie Frakturen mit Gefäß- und Nervenverletzungen stellen Notfallindikationen dar und müssen umgehend operativ versorgt werden. Hier ist ggf. die Anlage eines gelenküberbrückenden Fixateur externe angezeigt. Die Wiederherstellung der Gefäßstrombahn hat dabei Priorität. Die definitive Versorgung der Fraktur wird nach Abheilung der Weichteilschäden durchgeführt [42, 54, 77].

1.2.4.2.1 Arthroskopische Reposition und interne Fixation (ARIF)

Für die arthroskopische Reposition und interne Fixation sind gering dislozierte Spaltbrüche, Impressionen im mittleren und hinteren Gelenkabschnitt und Eminentiafrakturen geeignet. Bei hohem Operationsrisiko oder bestehenden Kontraindikationen müssen auch dislozierte und instabile Tibiakopffrakturen minimalinvasiv behandelt werden. Allgemein gilt, dass bei komplexen Frakturen die Entscheidung für eine arthroskopische Versorgung zurückhaltend getroffen werden sollte, da der Austritt von Spülflüssigkeit über den Frakturspalt zu starken Schwellungen bis zum Kompartmentsyndrom führen kann. Die Arthroskopie sollte deshalb möglichst kurz sein und mit geringem Wasserdruck durchgeführt werden. Außerdem wird empfohlen, bei der arthroskopisch gestützten Therapie von Tibiakopffrakturen, auf ein Pumpensystem zu verzichten [25, 73, 92].

Gegenüber offenen Therapieschemata besitzt das minimalinvasive arthroskopisch gestützte Verfahren Vorteile. Die Reposition und die anschließende Osteosynthese können über Stichinzisionen durchgeführt werden und so das Operationstrauma gering halten und die Weichteile schonen. Die Weichteile betreffende Komplikationen treten seltener auf als bei offenen Operationen. Ebenso ist die postoperative Mobilisation erleichtert, wodurch die Inzidenz postoperativer Arthrofibrosen geringer ausfällt. Durch die arthroskopisch gestützte Osteosynthese ist es dem Operateur möglich, intraartikuläre Begleitverletzungen, die mit einer Häufigkeit von 20 – 30 % bei Tibiakopffrakturen vorkommen, zu diagnostizieren und eventuelle Meniskus-Band- und Knorpelschäden simultan zu versorgen. Der Operateur kann durch die Arthroskopie den Zustand der Gelenkfläche und die Qualität der Reposition genau einsehen und beurteilen [8, 10, 15, 69, 92].

1.2.4.2.2 Offene Reposition und interne Fixation (ORIF)

Die Entwicklung zu möglichst geringer Invasivität ist auch bei offenen Repositions- und Osteosyntheseverfahren zu verzeichnen. In der Wahl des operativen Zuganges sollte auf große Schnitte verzichtet werden, um eine ausgedehnte Freilegung des Knochens zu umgehen. Nur bei Sonderindikationen sollten erweiterte Zugänge zum Einsatz kommen. Standardzugänge zum Tibiakopf sind, je nach Lokalisation der Fraktur, der anterolaterale und der anteromediale Zugang.

Die anterolaterale Standardinzision (S-förmige Schnitfführung) verläuft entlang des vorderen Randes des Tractus iliotibialis. Nach distal läuft sie zwischen dem Gerdy-Tuberkel und der Tuberositas tibiae lateral der vorderen Tibiakante aus. Der Tractus iliotibialis wird zur Tiefenpräparation gespalten, die Extensoren werden vom Knochen gelöst und es folgt die Präparation nach dorsal. Nach der Querinzision des menisko-tibialen Kapselbandes kann der laterale Meniskus angeschlungen und vorsichtig an seiner Basis nach kranial angehoben werden. Somit ist der Zugang zum lateralen Tibiaplateau freigelegt [42, 92].

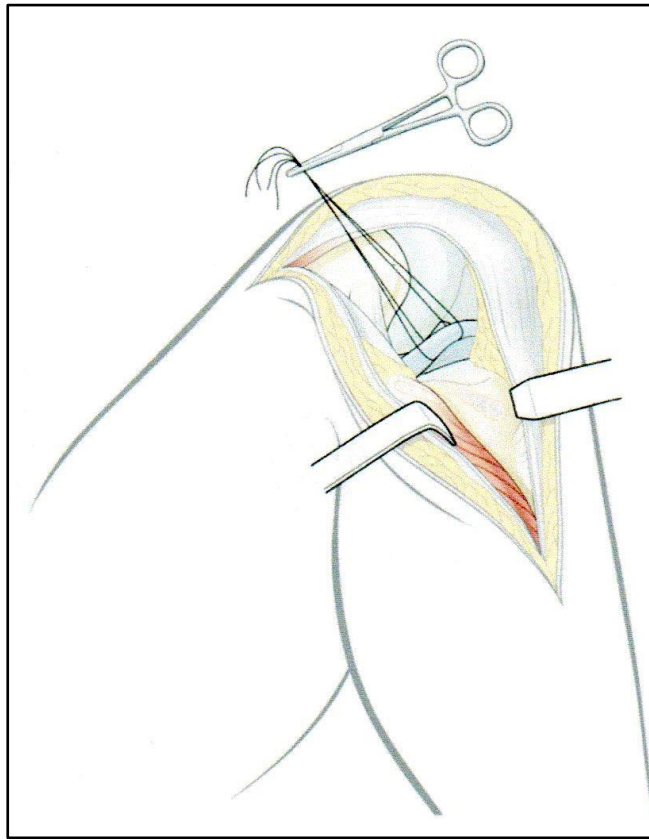


Abb. 8: Es wird der anterolaterale Zugang zum Tibiaplateau dargestellt. ©by AO Foundation, Switzerland

Über einen anteromedialen Zugang wird das mediale Tibiaplateau erreicht. Dafür wird ein gerader Hautschnitt etwa 2 cm medial der Tuberositas tibiae gesetzt und im Rahmen der Tiefenpräparation werden der Pes anserinus und das mediale Seitenband nach dorsal zurückgeschlagen. Die Gelenkfläche kann dann über eine kleine mediale Arthrotomie eingesehen werden [42, 76, 92].

Bei Frakturen der dorsalen Anteile des Tibiaplateaus wird der posterolaterale Zugang gewählt. Es erfolgt ein Längsschnitt auf Höhe der Fibula und die Ursprünge der Extensoren werden abgelöst. Die Fibula kann subkapital osteotomiert oder scharf von der Tibia abgelöst werden. Zuvor ist auf die Darstellung des N. peroneus zu achten. Abschließend kann die Fibula mit einer Zuggurtung fixiert werden. Alternativ kann sie mit einer Stellschraube am Tibiakopf gesichert werden. Aufgrund des Risikos einer iatrogenen

Peroneusläsion kommt dieser Zugangsweg selten zur Anwendung [42, 73, 76, 92].

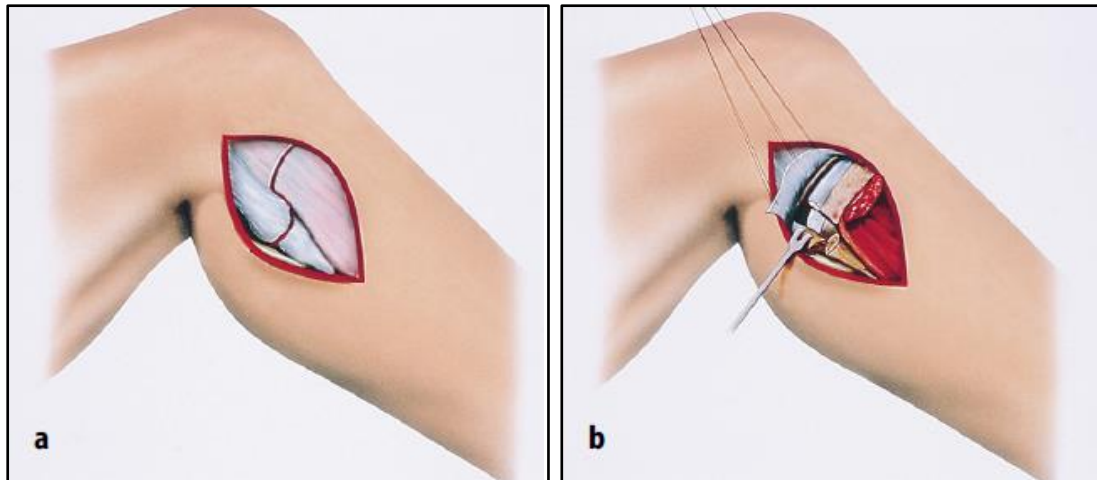


Abb. 9: Die Abbildung zeigt den posterolateralen Zugang zum Tibiaplateau, beginnend mit einem lateralen, ca. 10 cm langen Hautschnitt (a) und anschließender subkapitaler Osteotomie der Fibula (b). ©Springer Verlag

Liegt eine posteriore Luxationsfraktur vor, kann die Fraktur über einen Hautschnitt mit dem Beginn auf Höhe des Epicondylus medialis und mit dem Verlauf bis an die Hinterkante der Tibia erreicht werden. Bei diesem posteromedialen Zugang müssen anschließend die Sehnen des Pes anserinus mit einem Haken nach distal gehalten werden, um Zugang zur Fraktur zu bekommen [76]

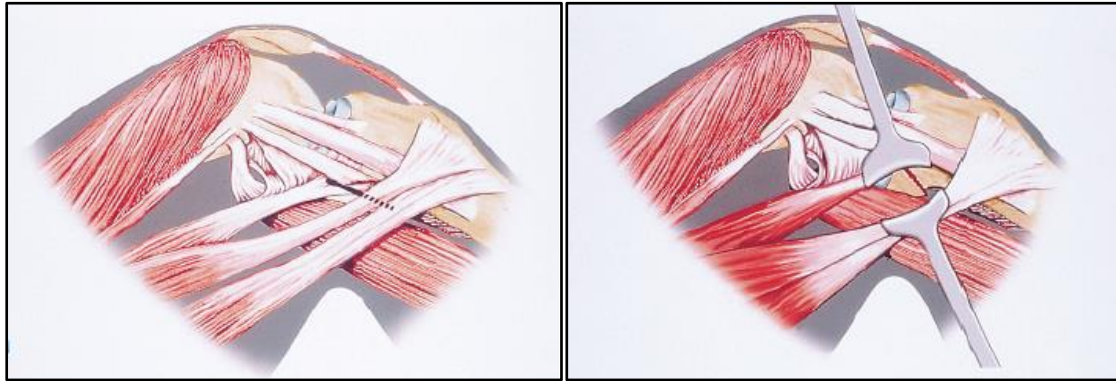


Abb. 10: Es wird der posteromediale Zugang zum Tibiaplateau abgebildet. ©Springer-Verlag

Eminentiafrakturen, Ausrisse des hinteren Kreuzbandes sowie hintere Luxationsfrakturen können über einen direkten posterioren Zugang nach Trickey behandelt werden. Der hierfür notwendige S-förmige Hautschnitt beginnt proximal des medialen Kopfes des M. gastrocnemius und verläuft über die Fossa poplitea bis zum distal-lateralen Unterschenkel. Anschließend erfolgt der Zugang zu der Fraktur über eine Durchtrennung der hinteren Kniegelenkskapsel. Wichtig hierbei ist die vorsichtige Präparation in die Tiefe, um Gefäße und Nerven zu schonen und nicht zu verletzen [73, 76, 92].

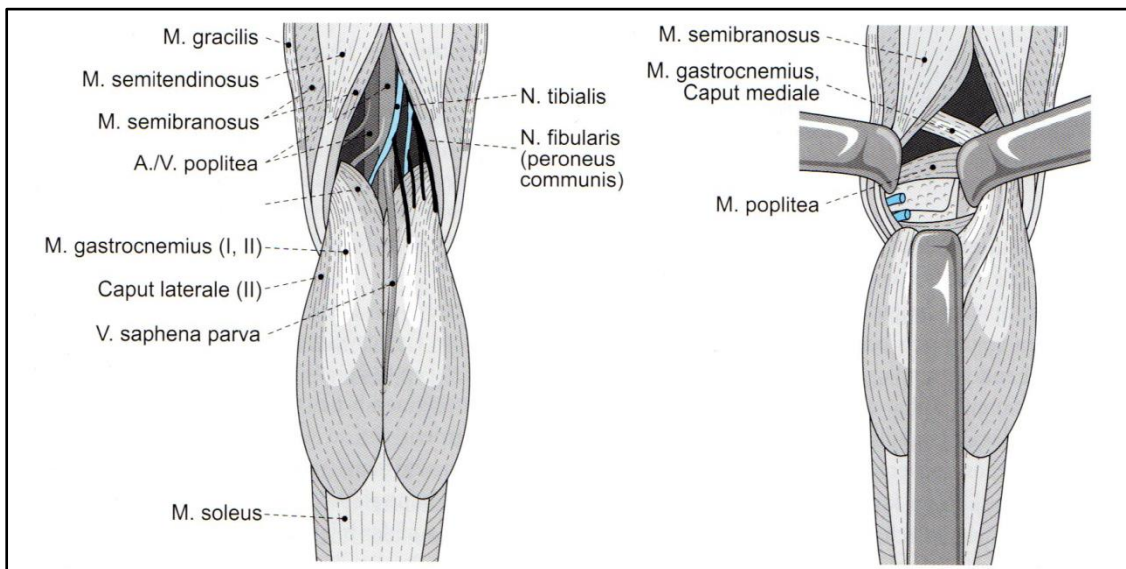


Abb. 11: Die Abbildung zeigt den posterioren Zugang zum Tibiaplateau nach Trickey. ©Urban & Fischer Verlag

1.2.4.2.3 Reposition

Die stufenfreie Wiederherstellung des Tibiaplateaus ist das Ziel der Reposition. Dabei sollte weichteilschonend vorgegangen und auf Deperiostierungen verzichtet werden. Dafür sind am besten indirekte Repositionstechniken geeignet. Dislozierte Fragmente werden mit großbogigen, spitzen Repositionszangen reponiert und mit Kirschnerdrähten fixiert, während Impressionsfragmente mit Stößeln angehoben werden. Liegt eine reine Impressionsfraktur vor, muss für die Anhebung des Fragmentes distal ein Knochenfenster gebohrt werden. Eine Anhebung dislozierter Fragmente durch die Fraktur ist bei kombinierten Spalt-Impressionsfrakturen möglich. Bestehen nach der Reposition knöcherne Defektzonen, wie es häufig bei Plateaufrakturen vorkommt, müssen diese mit autologer Spongiosa oder Knochenersatzmaterialien, wie z. B. Kalziumphosphatzementen, aufgefüllt werden [41, 73, 74, 76].

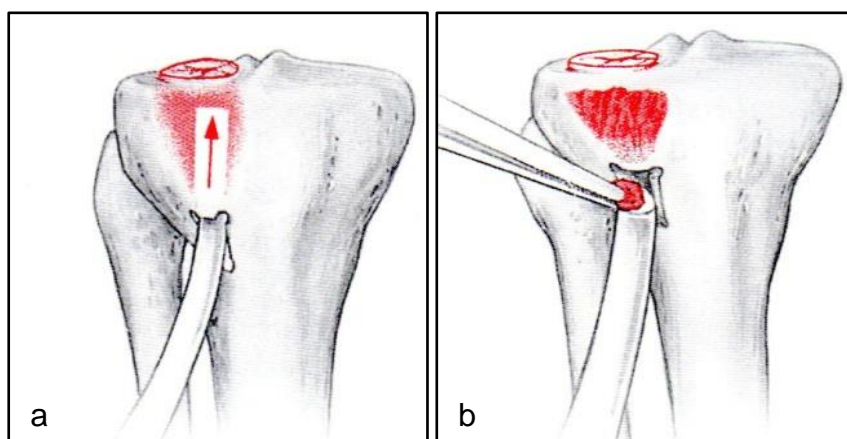


Abb. 12: Es wird die Reposition einer reinen Impressionsfraktur dargestellt. Das Impressionsfragment wird mit einem Stößel über ein Kortikalisfenster angehoben(a). Anschließend erfolgt die Defektauffüllung mit Spongiosa (b). ©Urban & Fischer Verlag

1.2.4.2.4 Osteosynthese

Zur Versorgung von Tibiakopffrakturen kommen Schrauben- und Plattenosteosynthesen zum Einsatz. Dabei wird vermehrt auf die weichteilschonende Osteosynthese mittels winkelstabilen Implantaten gesetzt (Konzept des Fixateur interne). Liegt eine Trümmerfraktur mit häufig schlechten Weichteilverhältnissen vor, wird vorübergehend auf einen Fixateur externe zurückgegriffen.

Bei guter Knochenqualität können isolierte Spaltfrakturen mit einer Zugschraubenosteosynthese versorgt werden. Unter BV-Kontrolle werden über eine Stichinzision von lateral oder medial Spongiosaschrauben mit Unterlegscheiben zur Stabilisierung eingebracht. Für eine zusätzliche Abstützfunktion kann eine dritte Schraube an der Spitze des Fragmentes platziert werden. Liegt eine zusätzliche Fragmentierung des Knochens vor, sollte eine Abstützplatte verwendet werden [42, 70, 73, 92].

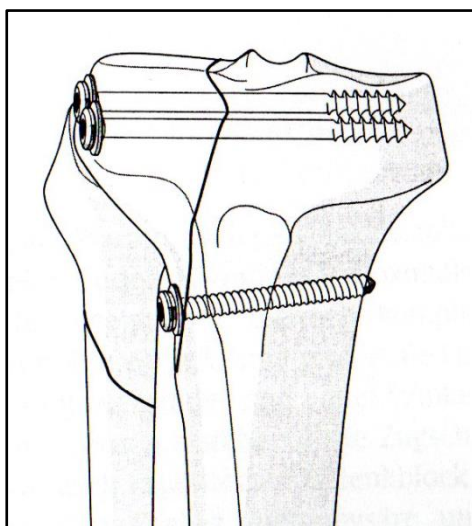


Abb. 13: Es wird die Zugschraubenosteosynthese bei einem reinen lateralen Spaltbruch (AO 41-B1) dargestellt. ©by AO Foundation, Switzerland

Spalt-Impressionsfrakturen können meist durch den Hauptfrakturspalt reponiert und vorübergehend mit Kirschnerdrähten gesichert werden. Große Defektzonen werden mit autologer Spongiosa oder einem Knochenersatzmaterial aufgefüllt. Synthetisch hergestellte Materialien lassen sich in Keramiken, Polymere und Zemente unterteilen. Häufig werden Kalziumphosphatzemente eingesetzt. Sie sind biokompatibel und können injiziert und modelliert werden. Sie bestehen aus einer Pulverkomponente sowie einer wässrigen Lösung und werden als formbare Paste appliziert. Nach der Aushärtung ähnelt die Struktur und Zusammensetzung der Kalziumphosphatzemente der mineralischen Knochenphase. Optimale Knochenersatzmaterialien sollen stabilisieren und die Knochenneubildung fördern. Dabei unterscheidet man drei, die Knochenneubildung unterstützende, Eigenschaften. *Osteogenetische* Materialien bestehen unter anderem aus Zellen, die zu Knochen differenzieren können. Ist ein Knochenersatzmaterial *osteokonduktiv*, bedeutet das, dass es als Anker für die neu gebildete natürliche Knochensubstanz dient und als Leitstruktur das Knochenwachstum unterstützt und erleichtert. Ist eine Substanz *osteoinduktiv*, besitzt sie die Fähigkeit, die Knochenneubildung zu fördern, indem sie Zellen zur Differenzierung zu Osteoblasten stimuliert. Da die meisten Knochenersatzmaterialien aber nicht alle drei Eigenschaften zur Unterstützung der Knochenneubildung besitzen, wird versucht, durch die Kombination von Materialien, diese wichtigen Faktoren zu vereinen. Autologe Spongiosa bietet auf der einen Seite den Vorteil, die oben genannten Eigenschaften zu verbinden, andererseits ist sie nicht unbegrenzt verfügbar, lässt sich nicht lagern und kann in ihrer Qualität, z. B. durch Verfettung, eingeschränkt sein. Auch die Entnahmemorbidity ist ein Nachteil der Verwendung von autologer Spongiosa [67, 84, 86]

Die definitive Versorgung von Spalt-Impressionsfrakturen sollte mit einer Plattenosteosynthese durchgeführt werden, da besonders bei schlechter Knochenqualität und Osteoporose Schrauben nicht adäquat im Knochen verankert werden können [28, 76, 86, 92, 94, 96].

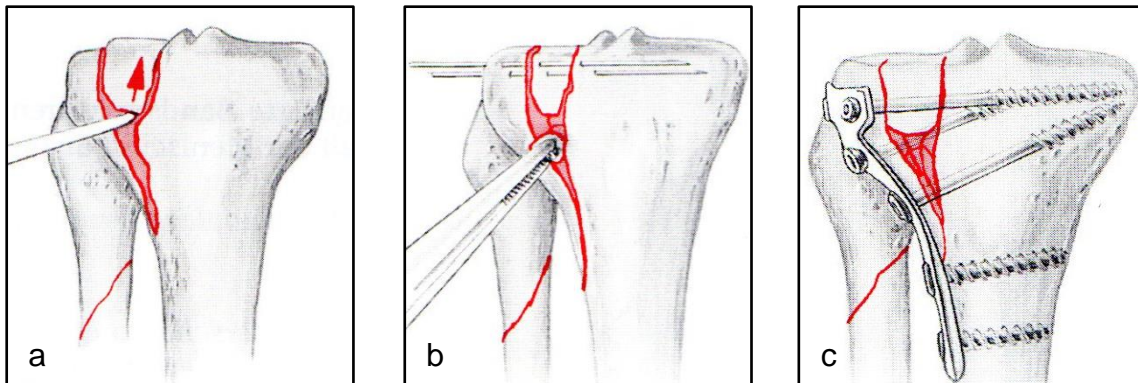


Abb. 14: Die Abbildung zeigt die Versorgung einer Spalt-Impressionsfraktur. Das Impressionsfragment wird reponiert (a). Es folgt die Defektauffüllung mit Spongiosa nach vorübergehender Sicherung der Frakturfragmente mit Kirschnerdrähten (b). Abschließend folgt die Osteosynthese mit einer lateralen Abstützplatte (c). ©Urban & Fischer Verlag

Bei reinen Impressionsfrakturen muss das eingesunkene Knochenfragment über ein Kortikalisfenster unter BV-Kontrolle mit einem Stößel angehoben werden. Da dieser Frakturtyp häufiger am lateralen Tibiaplateau auftritt, ist für die Versorgung ein anterolateraler Zugang erforderlich. Vorzugsweise wird heute meistens auf ein minimalinvasives, arthroskopisch gestütztes Operationsverfahren zurückgegriffen. Eine leichte Überkorrektur der Fraktur führt zu einer minimalen Varisierung des Kniegelenkes. So kann der axiale Kraftfluss auf die nicht traumatisierte Seite verlagert werden. Als Osteosyntheseverfahren kommen Spongiosaschrauben zum Einsatz, die subchondral parallel zum Tibiaplateau unterhalb der Impression platziert werden. Die klassische Schraubenosteosynthese beinhaltet die Verschraubung der Fraktur mit zwei Großfragmentschrauben, die zueinander parallel von lateral unterhalb des reponierten Impressionsfragmentes eingebracht werden. Eine weitere Variante ist die Osteosynthese mit drei Schrauben in der Jail-Technik. Dabei kommt zusätzlich eine Kleinfragmentschraube zum Einsatz, die im rechten Winkel unterhalb der zwei Großfragmentschrauben von frontal eingebracht wird, um diese noch zusätzlich abzustützen. Als weitere Alternative lässt sich die Jail-Technik noch modifizieren, indem man *zwei* Kleinfragmentschrauben direkt unterhalb des Impressionsfragmentes oberhalb der Großfragmentschrauben und im rechten Winkel zu diesen positioniert. Bei

osteoporotischem Knochen reicht eine Schraubenosteosynthese oft nicht aus, sodass hier eine Abstützplatte verwendet werden muss. Um einem sekundären Repositionsverlust zusätzlich entgegenzuwirken, wird der Knochendefekt mit autologer Spongiosa oder Knochenzement unterfüttert [24, 28, 45, 46, 64, 73, 92, 95].

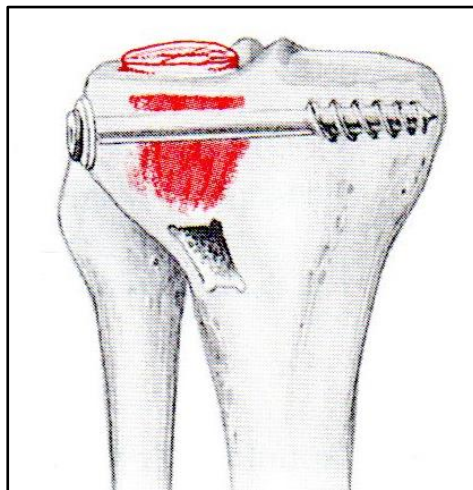


Abb. 15: Die Abbildung zeigt eine Schraubenosteosynthese bei einer Impressionsfraktur nach Anheben und Unterfütterung des Impressionsfragmentes. ©Urban & Fischer Verlag

Bikondylären Frakturen liegt oft ein Hochenergietrauma zu Grunde und sie sind mit einer hohen Komplikationsrate verbunden. Da sich die Trümmerzone zusätzlich bis in den Schaftbereich erstrecken kann, ist das Risiko für ein Kompartmentsyndrom und einen schweren Weichteilschaden hoch. Aufgrund dessen benötigen viele dieser Frakturen eine vorübergehende gelenküberbrückende externe Fixation, bis sich die Weichteile erholt haben. Die definitive Versorgung erfolgt über eine Kombination aus Zugschraubenosteosynthese mit einer Doppelplattenosteosynthese [63, 70].

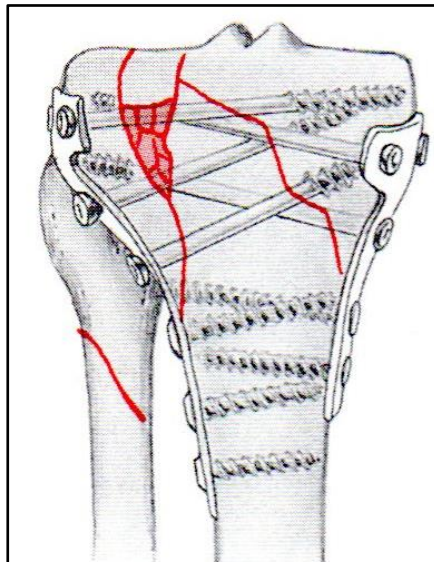


Abb. 16: Es wird die Versorgung einer bikondylären Tibiakopffraktur mit einer Doppelplattenosteosynthese dargestellt. ©Urban & Fischer Verlag

Luxationsfrakturen sollten offen reponiert werden. Je nach Klassifikationstyp kommen anschließend ein Fixateur interne oder, besonders bei Moore-V-Frakturen, ein Fixateur externe zur Anwendung. Bei den Luxationsfrakturen können die notwendigen Bandrekonstruktionen oft nicht primär durchgeführt werden. Das primäre Ziel ist die anatomische Wiederherstellung der ossären und kartilaginären Strukturen. Die Behandlung der Bandverletzungen erfolgt sekundär [8, 42, 54].

Trümmerfrakturen und Komplexverletzungen des Schienbeinkopfes treten oft bei schwerverletzten Patienten auf. Häufig sind diese Verletzungen mit schweren Weichteilschäden kombiniert. Hierbei ist es empfehlenswert, keine primäre definitive Versorgung anzustreben. Der Fixateur externe zur temporären Transfixation ist die Versorgungsart der Wahl. Er „erfüllt primär als Notfall- und Kurzzeitimplantat ebenfalls die Forderungen der biologischen Osteosynthese“ [92]. In der Literatur wird von guten Erfahrungen mit dem Hybridfixateur berichtet. Es handelt sich dabei um einen Ringfixateur. Gespannte Kirschnerdrähte halten die Gelenkfragmente und werden an einem

horizontal positionierten Carbonring verankert. Die metaphysäre Trümmerzone wird überbrückt. Der Ring ist mit einem herkömmlichen Fixateursystem, welches am intakten Tibiaschaft verankert ist, gekoppelt. Der Hybridfixateur ist ein weichteilschonendes Verfahren und ermöglicht die sofortige Lagerungs- und Belastungsstabilität. Alternativ kann eine Seite des Schienbeinkopfes mit einer minimalinvasiven Osteosynthese versorgt werden, während die Gegenseite mit einem Fixateur stabilisiert wird. Nach erfolgter Weichteilkonsolidierung kann die definitive operative Therapie erfolgen [42, 53, 92].

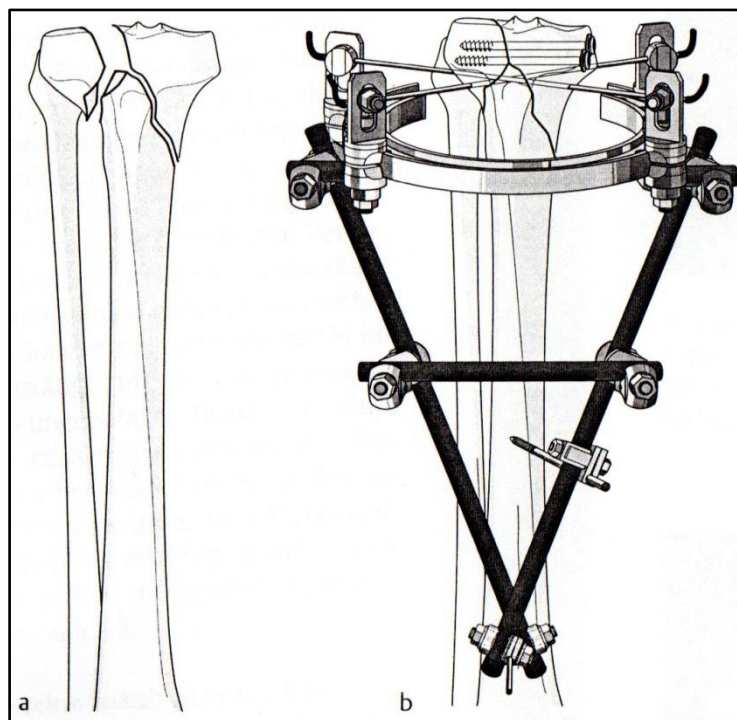


Abb. 17: Die Abbildung zeigt eine schematische Darstellung einer 41-C1 Fraktur (a) und deren Versorgung mit einem Hybridfixateur (b). ©by AO Foundation, Switzerland

Die primäre Endoprothetik stellt in der Behandlung von Tibiakopffrakturen eine Seltenheit dar und ist eine Einzelfallentscheidung. Im Vordergrund steht dabei der ältere Patient, worauf in Kapitel 1.2.6 genauer eingegangen wird.

1.2.4.2.5 Nachbehandlung

Um ein zufriedenstellendes Outcome bei Tibiakopffrakturen zu erreichen, gehört zu der bestmöglichen Primärtherapie eine physiotherapeutische Nachbehandlung. Dabei hängt die Behandlungsdauer, -frequenz und -intensität von körperlichen Voraussetzungen wie Alter, Kraft, Knochenqualität und Mobilität, aber auch vom Frakturtyp, Osteosyntheseverfahren und von den Begleitverletzungen ab. Die Rehabilitation muss somit für jeden Patienten individuell angepasst werden [11, 73, 76].

Eine frühestmögliche Mobilisation mit Teilbelastung sollte als postoperatives Nachbehandlungsschema angestrebt werden. Am ersten postoperativen Tag sollte bereits mit passiver Bewegungstherapie auf der Motorschiene begonnen werden. Hinzu kommen isometrisches Muskeltraining und aktive Bewegungstherapie nach dem Zurückgehen der Schwellung [42, 92, 94].

Generell sollte die Teilbelastung für ca. 6 Wochen mit 20 kg eingehalten werden. Bei Frakturen mit Impression und metaphysärem Defekt kann eine Teilbelastung für 10 – 12 Wochen erforderlich sein [70].

Neben der Physiotherapie unterstützen allgemeine Maßnahmen, wie eine adäquate Schmerztherapie und abschwellende Maßnahmen, den postoperativen Verlauf. Bis zur Vollbelastung wird eine Thromboseprophylaxe empfohlen. Radiologische Kontrollen des Verlaufes werden unmittelbar nach der operativen Therapie sowie nach 2, 6 und 12 Wochen postoperativ durchgeführt [8, 92].

1.2.5 Komplikationen

Es lassen sich in der Behandlung von Tibiakopffrakturen Früh- und Spätkomplikationen unterscheiden. Zu den bedeutendsten frühen Komplikationen gehören Wundheilungsstörungen, Infektionen (Inzidenz zwischen 2 % und 22 %) und die tiefe Beinvenenthrombose, besonders nach

Hochenergie-Tibiakopffrakturen mit ausgeprägtem Weichteilschaden. Die Wund- und Weichteilverhältnisse sollten deshalb postoperativ engmaschig kontrolliert werden und bis zum Erreichen der Vollbelastung muss eine Thromboseprophylaxe durchgeführt werden [42, 63, 69, 70].

Im Rahmen von Komplexverletzungen mit einer Frakturausdehnung in die Metaphyse ist das Risiko eines Kompartmentsyndroms mit 10 – 17 % deutlich erhöht. Weitere Komplikationen sind Gefäß- und Nervenschäden, wobei besonders das tibiofibulare und das popliteale Gefäß-Nervenbündel betroffen sind. Sowohl das Kompartmentsyndrom mit einer Inzidenz bis 8 %, als auch die Gefäß- und Nervenschäden können primär traumatisch oder auch operativ entstehen. In der Literatur wird die Inzidenz von primär traumatischen Läsionen der A. und V. poplitea und des N. peroneus communis mit 20 % angegeben [14, 92]. Tibiakopffrakturen treten häufig in Kombination mit Band- und Meniskusläsionen auf. Die Inzidenz dieser Begleitverletzungen liegt bei 20 – 30 % [76, 87]

Spätkomplikationen wie Redislokationen, Implantatversagen mit Fehlheilungen und Pseudarthrosen finden sich besonders bei Trümmerfrakturen und komplexen Bruchformen. Ein sekundärer Repositionsverlust tritt dabei in 0 – 14 % der Fälle auf [63, 69].

Der Verlust der Funktion des Kniegelenkes nach einer Tibiakopffraktur kommt nicht selten vor. Der Grund hierfür sind Kapselvernarbungen, besonders des Streckapparates, mit und ohne Arthrofibrose, die den Verlust der vollen Streck- und Beugefähigkeit verursachen. Eine Ruhigstellung des Kniegelenkes länger als vier Wochen geht mit einem erhöhten Risiko für den Funktionsverlust einher [61, 63, 70].

Auch trotz einer korrekt durchgeführten Primärversorgung kann es nach einer Tibiakopffraktur zu der Entwicklung einer Arthrose kommen. Die Hauptgründe dafür sind Achsfehlstellungen, Gelenkinkongruenz, Bandinstabilität, primäre Knorpelschäden und Infektionen. Außerdem erhöht die Resektion der Menisken das Risiko für eine Späarthrose. Papagelopoulos et al. konnten zeigen, dass die Rate von posttraumatischen Arthrosen bei kompletter Meniskektomie mit 74 % deutlich höher ist, als bei Meniskuserhalt mit 37 % [47, 63, 69, 70, 72].

1.2.6 Altersbedingte Besonderheiten

Bedingt durch den demographischen Wandel, die wachsende Lebenserwartung und den höheren Aktivitätsgrad alter Menschen, steigt die Inzidenz von Tibiakopffrakturen in dieser Altersgruppe an. Im Gegensatz zum jungen Patienten, bei dem häufig Hochrasanztraumata zur Tibiakopffraktur führen, liegen dieser Verletzung beim alten Patienten in der Regel Bagateltraumata zu Grunde. Impressionsfrakturen, besonders des lateralen Plateaus, werden beim geriatrischen Patienten am häufigsten beobachtet. Eine verminderte Knochenqualität und ein osteoporotisches Grundleiden begünstigen diesen Frakturtyp und können zu großen spongiösen Defektzonen und metaphysären Substanzverlusten führen. Hinzu kommt, dass die Gesamtsituation des geriatrischen Patienten viele spezielle Probleme mit sich bringt. Schlechte Hautverhältnisse, mangelnde Durchblutung, pAVK, Polyneuropathien und eventuelle Voroperationen stellen den behandelnden Arzt vor eine schwierige Aufgabe [19, 33, 50, 77].

Es ist das Ziel der Therapie von Tibiakopffrakturen im Alter, eine möglichst frühe Mobilisation des Patienten und die Reintegration in sein gewohntes Umfeld zu erreichen, um die Lebensqualität zu erhalten und eine Pflegebedürftigkeit zu vermeiden. Da aufgrund von Begleiterkrankungen und der altersbedingt veränderten Knochen- und Gelenkstruktur eine längerfristige Immobilisation des Knies zu Störungen des Heilungsprozesses und Gelenksteife führen kann, sollte die Indikation zur konservativen Therapie genau abgewogen werden. Da im Rahmen des konservativen Vorgehens in der Regel eine mehrwöchige Entlastung des betroffenen Beines eingehalten werden muss, sind nur Patienten in einem guten körperlichen und geistigen Zustand für die konservative Therapie geeignet. Eine internistische Komorbidität sollte nicht der Grund gegen, sondern für eine zeitnahe operative Versorgung sein, um die schwerwiegenden Folgen der längerfristigen Immobilisation, wie Pneumonien oder Lungenembolien, zu minimieren [30, 53, 77].

Ist die Indikation für einen operativen Eingriff gegeben, muss das operative Trauma und damit die Ausdehnung des chirurgischen Zuganges auf einem

minimalen Niveau gehalten werden. Dafür sind minimalinvasive Osteosynthesetechniken geeignet, bei denen, genau wie bei einer offenen Reposition, auf eine exakte Wiederherstellung der Gelenkfläche zu achten ist [30, 31]. Die begleitende Morbidität in dieser Altersgruppe spielt auch bei der Implantatwahl eine wichtige Rolle. Bei der Wahl der geeigneten Osteosynthesetechnik muss berücksichtigt werden, dass die mechanischen Eigenschaften des osteoporotischen Knochens herabgesetzt sind und reine Schraubenosteosynthesen oft nicht ausreichend im Knochen verankert werden können. Sekundäre Repositionsverluste und Implantatversagen können die Folge sein. Ali et al. konnten zeigen, dass der Anteil an nicht erfolgreichen Frakturstabilisierungen mit dem Alter des Patienten korreliert [1]. Deshalb kommen in der geriatrischen Traumatologie bevorzugt winkelstabile Plattensysteme, ggf. in Kombination mit Schraubenosteosynthesen, zum Einsatz. Nach einer Operation müssen ein verlängerter stationärer Aufenthalt, eine verzögerte Mobilisierung und Rehabilitation bedacht werden [32, 92].

Der nach Reposition von Tibiakopffrakturen zurückbleibende metaphysäre Knochendefekt wird bei jungen Patienten in der Regel mit autologer Spongiosa aus dem Beckenkamm aufgefüllt. Bei alten und wenig mobilen Patienten birgt die Gewinnung von autologer Spongiosa zur Auffüllung des Defektes Nachteile und Risiken. Liegt eine generalisierte Osteoporose vor, steht dem Operateur oft nur wenig Spongiosa zur Verfügung. Hinzu kommt, dass im Alter der spongiöse Knochen zunehmend verfettet. Durch die Entnahme und die damit verbundenen Komplikationen, wie Schmerzen am Entnahmeort, Infektionen und Hämatome, kann sich die frühe Mobilisation des Patienten verzögern. Alternativ wird zur Auffüllung von Knochendefekten auf Knochenersatzmaterialien, wie Kalziumphosphatzemente, zurückgegriffen [16, 99]. Dadurch kann auch die Verankerung der Osteosynthesematerialien verbessert werden. Klinische und tierexperimentelle Studien konnten zeigen, dass der sekundäre Repositionsverlust bei der Anwendung resorbierbarer Knochenzemente signifikant geringer ausfällt, als bei der Verwendung von autologer Spongiosa [6, 26, 82, 96].

Bei der Wahl der richtigen Therapie einer Tibiakopffraktur im Alter muss unter bestimmten Umständen auch die primäre endoprothetische Versorgung in die Überlegungen mit einbezogen werden. Durch den Gelenkersatz können bei schlechter Knochenqualität frustrane Rekonstruktionsversuche vermieden werden. Weitere Vorteile sind die Verbesserung der Frühmobilität und Selbstständigkeit des Patienten durch belastungsstabile Verhältnisse der frakturierten Extremität und ein niedrigeres Risiko für postoperative Repositionsverluste und Implantatlockerungen. Ist der Patient nicht in der Lage eine Teilbelastung einzuhalten, liegt eine dislozierte intraartikuläre Fraktur bei Osteoporose vor oder besteht eine fortgeschrittene Gonarthrose, muss die Indikation für einen primären Gelenkersatz geprüft werden [32, 33, 50, 53]. Allerdings ist für die Verankerung der tibialen Komponente der Totalendoprothese ein stabiler Knochen entscheidend. Bei mehrfragmentären Frakturen und bei Frakturen, die bis in die Meta- und Diaphyse der Tibia reichen, sind somit die Voraussetzungen für einen Gelenkersatz nicht gegeben.

1.3 Biomechanische Untersuchungen

Die aktuelle Studienlage bietet viele biomechanische und klinische Studien zu Tibiakopffrakturen an.

Allerdings sind häufig bikondyläre Frakturen (41-C1/2 Frakturen nach AO Klassifikation) und die Stabilität unterschiedlicher Osteosynthesetechniken, die bei diesem Frakturtyp angewendet werden, Gegenstand der Forschung [3, 21, 43, 44]. Biomechanische Studien, in denen das Augenmerk auf Tibiakopffrakturfrakturen (41-B2 Frakturen) liegt, sind selten und konzentrieren sich auf den Vergleich der Defektauffüllung mit autologer Spongiosa oder Knochenersatzmaterialien. Besonderer Wert wird dabei auf die Erforschung von Alternativen zu autologer Beckenkammspongiosa gelegt [9, 93, 96, 97]. Welch et al. kommen in ihrer tierexperimentellen Studie zu dem Ergebnis, dass Tibiakopffrakturfrakturen, deren Knochendefekt mit Kalziumphosphatzement aufgefüllt wurde, unter mechanischer Belastung

signifikant geringer absinken, als diejenigen, die mit autologer Spongiosa unterfüttert wurden. Im Hinblick auf die Steifigkeit der Frakturversorgung ergaben sich keine signifikanten Unterschiede. Es konnte gezeigt werden, dass sich innerhalb von sechs Monaten das Volumen des Kalziumphosphatzementes auf 4 % seines Ausgangswertes reduziert hatte und somit fast vollständig resorbiert und von körpereigenem Knochen durchbaut wurde [96]. In einer experimentellen Studie an Knochen von Körperspendern von Yetkinler et al. untersuchen die Autoren ebenfalls den Einsatz von Kalziumphosphatzement bei reinen Impressionsfrakturen des Tibiakopfes. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass die Versorgung der Frakturen mit dem Knochenersatzmaterial mindestens eine gleichwertige, z. T. sogar eine bessere Stabilität bietet, als die konventionelle offene Reposition und die anschließende Osteosynthese mit zwei Schrauben [98]. Untersuchungen, die sich auf den Vergleich unterschiedlicher Osteosynthesetechniken konzentrieren, sind selten. Weimann et al. untersuchen eine neue minimalinvasive Osteosynthese mit drei Schrauben zur Rekonstruktion von Spaltfrakturen und stellen sie der konventionellen Zwei-Schrauben-Osteosynthese gegenüber [95]. Ebenso vergleichen Blakey et al. diese etablierte Methode mit einer neuen Möglichkeit der Osteosynthese. Dabei wird durch einen transtibialen Tunnel das angehobene Impressionsfragment von unten mit einer Schraube gestützt [12]. In der Literatur gilt die Versorgung von Tibiakopfimpresionsfrakturen mit einer subchondralen Zwei-Schrauben-Osteosynthese als Standard [12, 94, 95, 98]. Da dieser Frakturtyp in der Zukunft besonders bei geriatrischen Patienten zunehmen wird, muss überlegt werden, ob diese Osteosynthesetechnik auch bei osteoporotischem Knochen geeignet ist, oder mit Abstützplatten kombiniert werden sollte [28, 76]. Auf Grund dessen ist diese Studie darauf ausgelegt, nicht nur zwei, sondern mehrere mögliche Osteosynthesetechniken im Hinblick auf Stabilität und Belastungsfähigkeit bei osteoporotischem Knochen zu vergleichen. Hinzu kommt die Untersuchung des Effektes der Anwendung von Kalziumphosphatzement zur Auffüllung des Knochendefektes. Die Studie verknüpft somit die Untersuchungen einer geeigneten Osteosynthesetechnik und soll gleichzeitig Erkenntnisse zur Kombination mit Knochenersatzmaterial

bringen. Im Gegensatz zu den bisher vorliegenden biomechanischen Studien, wird konkret auf die besonderen Umstände bei herabgesetzter Knochenqualität eingegangen und die Aspekte Osteosynthese und Knochenersatzmaterial bei Impressionsfrakturen werden nicht separat betrachtet und bewertet, sondern auch in ihrer Kombination untersucht.

1.4 Arbeitshypothese

Ziel 1:

Die Entwicklung des Kalziumphosphatzementes *Norian Drillable®*, die es ermöglicht, nach dem Aushärten des Zementes Schrauben in den Knochen einzubringen, hat die Anwendung dieses Knochenersatzmaterials optimiert und um die bohrbare Komponente erweitert. Deshalb befasst sich der erste Versuchsteil dieser Studie mit der biomechanischen Stabilitätsprüfung von zwei Operationstechniken zur Auffüllung des metaphysären Knochendefektes mit *Norian Drillable®* bei Tibiakopfmpressionsfrakturen. Das Ziel ist es, zwei Versuchsgruppen im Hinblick auf Stabilität und sekundären Repositionsverlust der versorgten Impressionsfraktur zu vergleichen. Dabei wird bei einer Gruppe der Knochendefekt nach und bei der zweiten Gruppe vor der Schraubenosteosynthese mit Knochenzement aufgefüllt. Durch den Vergleich soll untersucht werden, ob die Fähigkeit der Bohrbarkeit und die damit verbundene vollständigere Auffüllung des metaphysären Defektes, insbesondere unterhalb des Impressionsfragmentes, dem Patienten Vorteile bringen kann.

Ziel 2:

Im zweiten Teil dieser Studie wird die Stabilität unterschiedlicher Osteosynthesemöglichkeiten mit und ohne Knochenzement unter zyklischer

Krafteinleitung auf einem klinisch relevanten Belastungsniveau geprüft. Dabei kommen die konventionelle Zwei-Schrauben-Osteosynthese, eine Vier-Schrauben-Osteosynthese, auch modifizierte Jail-Technik genannt, und eine laterale Abstützplatte zum Einsatz. Jede Technik wird in den Versuchen mit und ohne die Auffüllung des Knochendefektes mit dem Kalziumphosphatzement *chronOs Inject®* auf ihre biomechanischen Eigenschaften untersucht. Als Vergleichsgruppe wird die alleinige Versorgung der Impressionsfraktur mit Kalziumphosphatzement herangezogen.

Die Studie soll dazu beitragen, Erkenntnisse darüber zu gewinnen, welche Form der Osteosynthese bei Tibiakopfimpersionsfrakturen beim alten Menschen die größte Stabilität bietet und gleichzeitig das Risiko für eine sekundäre Dislokation der Fraktur minimiert.

Ziel 3:

Teil 3 dieser Studie widmet sich dem Vergleich der Kalziumphosphatzemente *Norian Drillable®* und *chronOs Inject®* in Kombination mit einer Vier-Schrauben-Osteosynthese, der Jail-Technik. Das Ziel ist es, zwei Versuchsgruppen miteinander zu vergleichen, bei denen bei gleicher Osteosynthesetechnik und Reihenfolge von Verschraubung und Auffüllung mit Zement, lediglich der Kalziumphosphatzement selbst die zu untersuchende Variable darstellt. Neben dem Unterschied, dass *Norian Drillable®* ein bohrbarer Knochenzement ist, soll untersucht werden, ob sich auch in der Stabilitätsprüfung weitere Unterschiede zwischen den Kalziumphosphatzementen ergeben.

2 Material und Methoden

2.1 Etablierung eines Frakturmodells am Kunstknochen

Ziel der Etablierung eines Frakturmodells am Kunstknochen war es, eine reproduzierbare Impressionsfraktur am Präparat zu generieren und dabei einen Kunstknochen zu verwenden, der in seiner Struktur und seinen biomechanischen Eigenschaften einem humanen osteoporotischen Knochen entspricht. Nur so lassen sich die Ergebnisse und Schlussfolgerungen der Versuche später auf den Menschen übertragen.

Die Vorversuche dieser Studie dienten dazu, aus einem Pool von drei verschiedenen Kunstknochen-Modellen dasjenige auszuwählen, welches vergleichbare Testergebnisse zu humanen osteoporotischen Knochen erzielte. Außerdem sollte festgelegt werden, mit welcher Anzahl an Belastungszyklen die Knochen in den biomechanischen Testungen untersucht werden sollten (s. Kap. 2.2).

Es wurden von jedem Knochen-Modell drei Exemplare in den Vorversuchen geprüft.

Zum Vergleich der Messergebnisse mit osteoporotischen humanen Knochenpräparaten wurden Daten aus einer Studie von Doht et al. herangezogen [19].

Bevor die Kunstknochen zur Fraktursimulation in die Materialprüfmaschine *Zwick Roell Z020* eingebracht werden konnten, wurden alle Präparate auf eine Länge von 20 cm ab Tibiaplateau gekürzt [9, 19]. Anschließend wurde die Diaphyse in 5° Valgus-Stellung mit Gips in eine 8 cm hohe Metallvorrichtung eingebettet (s. Abb. 18) [19, 27, 98].



Abb. 18: Die Abbildung zeigt eine mit Gips in den Metallständer eingebettete rechte Tibia. Der Knochen ist in 5° Valgusstellung ausgerichtet.

Nach der Aushärtung des Gipses wurde der Knochen mithilfe der Metallvorrichtung so in der Materialprüfmaschine fixiert, dass der Druckstempel für die Fraktursimulation zentral auf das laterale Tibiaplateau ausgerichtet war. Zur Simulation eines Osteoklasie-modells wurde zentral am lateralen Tibiakopfplateau eine Sollbruchstelle durch fünf 1,9 mm große Bohrungen in einem definierten Kreis (Durchmesser 12 mm) festgelegt (s. Abb. 19) [19, 49].



Abb. 19: Es wird die Markierung der Sollbruchstelle im lateralen Tibiaplateau mit dem Handbohrer dargestellt.

Der Druckstempel wurde auf die vorbereitete Sollbruchstelle ausgerichtet (s. Abb. 21) und mit einer Prüfgeschwindigkeit von 500 mm/min die Impressionsfraktur simuliert. Die Tiefe der Impression betrug 15 mm [19]. Die Materialprüfmaschine zeichnete während der Fraktursimulation die Maximalkraft auf, die erbracht werden musste, um die 15 mm tiefe Impressionsfraktur zu generieren. Abschließend wurden die Kunstknochen zur Kontrolle der Fraktur in zwei Ebenen geröntgt (s. Abb. 23) [19].

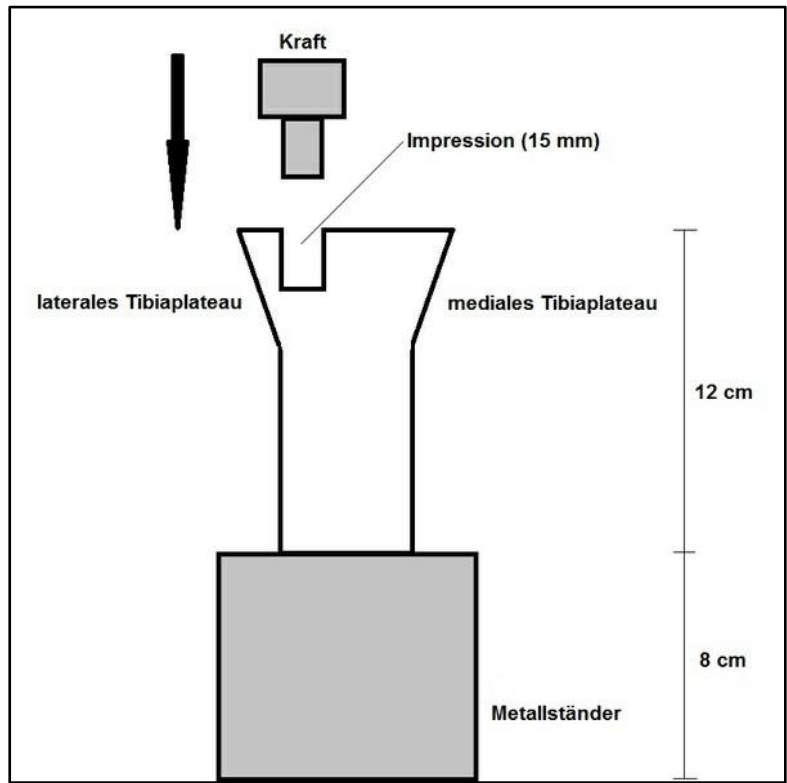


Abb. 20: Die Abbildung zeigt eine schematische Darstellung des Versuchsaufbaus.



Abb. 21: Der Druckstempel wird auf die Sollbruchstelle im zentralen lateralen Tibiaplateau ausgerichtet.



Abb. 22: Die Abbildung zeigt die 15 mm tiefe Impressionsfraktur im lateralen Tibiaplateau.

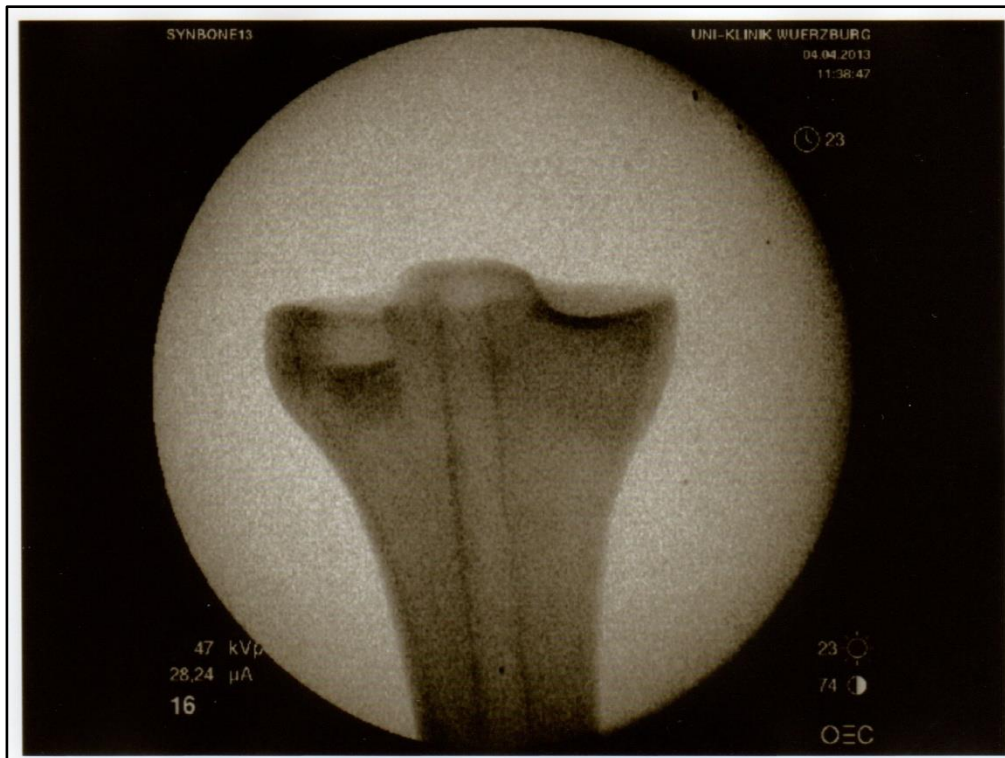


Abb. 23: Die Abbildung zeigt das Röntgenbild einer Tibia nach der standardisierten Generierung der Impressionsfraktur.

Zu Beginn der Vorversuche standen drei Kunstknochen-Modelle zur Auswahl:

1. *Sawbone 3401*
2. *Synbone 1116*
3. *Synbone 1110*

Der *Sawbone 3401* besteht aus einer harten Außenschicht aus Glasfaser und Epoxidharz sowie einem weicheren Kern aus Polyurethanschaum. Diese Struktur ähnelt dem humanen Knochenaufbau aus Kortikalis und Spongiosa [2, 3, 7, 81, 100].

Die *Synbones* sind aus Hartschaum gefertigt, der je nach Modell in seinem Härtegrad variiert. Der *Synbone 1110* besteht aus einer harten spongiösen Struktur, während der *Synbone 1116* eine weiche spongiöse Struktur besitzt.

Die Beschaffenheit der kortikalen Schicht unterscheidet sich bei den beiden Modellen nicht [36, 48, 100, 101].

Sowohl die Sawbones als auch die Synbones fanden in der Vergangenheit Anwendung als Kunstknochenmodelle in experimentellen Studien und können somit als geeignetes Material für in vitro-Experimente mit biomechanischer Fragestellung angesehen werden [3, 48, 51, 85, 101].

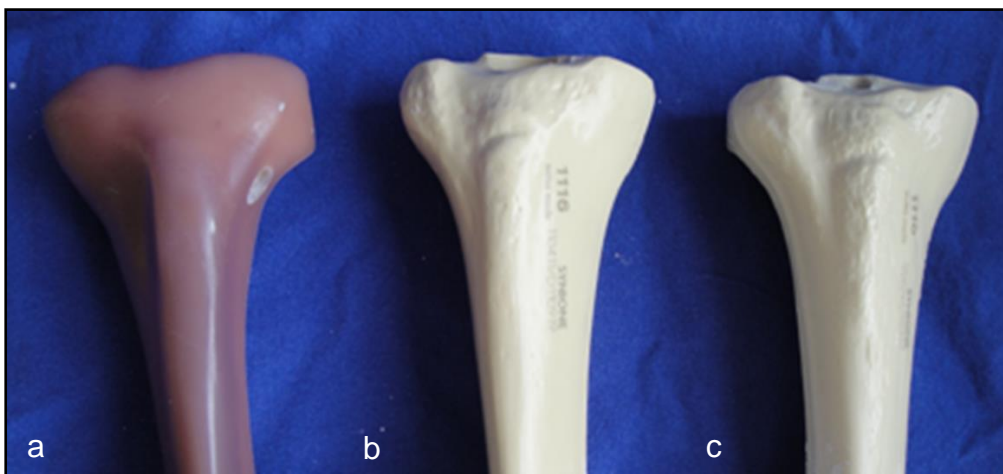


Abb. 24: Die Abbildung zeigt die drei verschiedenen Kunstknochenmodelle: *Sawbone 3401* (a), *Synbone 1116* (b) und *Synbone 1110* (c).

Die Messwerte der maximalen Kraft zur Fraktursimulation wichen beim *Sawbone 3401* sehr stark von den Vergleichswerten der oben genannten Pilot-Studie von Doht et al. ab. Bei den drei *Sawbones* wurde im Durchschnitt eine maximale Kraft von 2457 N benötigt, um die Impressionsfraktur zu generieren. Der Mittelwert der humanen Knochen lag bei 1221 N.

Die Bohrungen zur Markierung der Sollbruchstelle und das Eröffnen der Kortikalis metaphysär distal zur Reposition des Impressionsfragmentes nach der Frakturierung des Tibiaplateaus (s. Kap. 2.2) waren auf Grund der harten Außenstruktur problematisch und zeitaufwändig. Bei zwei von drei *Sawbones* ist es im Rahmen der Frakturversorgung nicht gelungen, das Impressionsfragment auf das Ausgangsniveau anzuheben. Während des Hochstößelns zerbrachen zwei der Impressionsfragmente der drei

Knochenproben in mehrere kleine Splitter. Die mechanischen Eigenschaften des *Sawbones* stellten insgesamt einen großen Unterschied zu den Verhältnissen bei osteoporotischen Knochen von Patienten im klinischen Alltag dar.

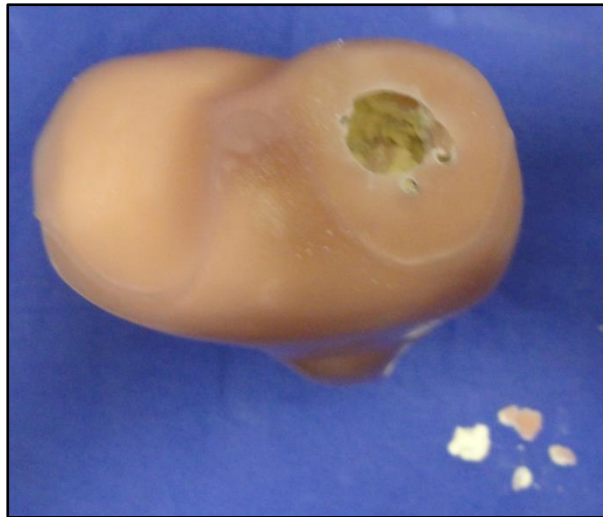


Abb. 25: Die Abbildung zeigt den Sawbone 3401 nach dem Versuch die Impressionsfraktur zu reponieren. Das Fragment ist dabei in vier kleine Teile zerbrochen.

Die Bohrungen ließen sich beim *Synbone 1116* normal durchführen. Allerdings ließ sich aufgrund der sehr biegsamen Struktur dieses Modells keine Impressionsfraktur generieren. Die Materialprüfmaschine verbog während der Fraktursimulation und der Knochen wurde nur etwa 1 - 2 mm eingedrückt (s. Abb. 26). Dabei wurde bereits eine durchschnittliche maximale Kraft von 3133 N gemessen. Dieses Kunstknochenmodell fiel bereits an diesem Punkt aus der Studie heraus.

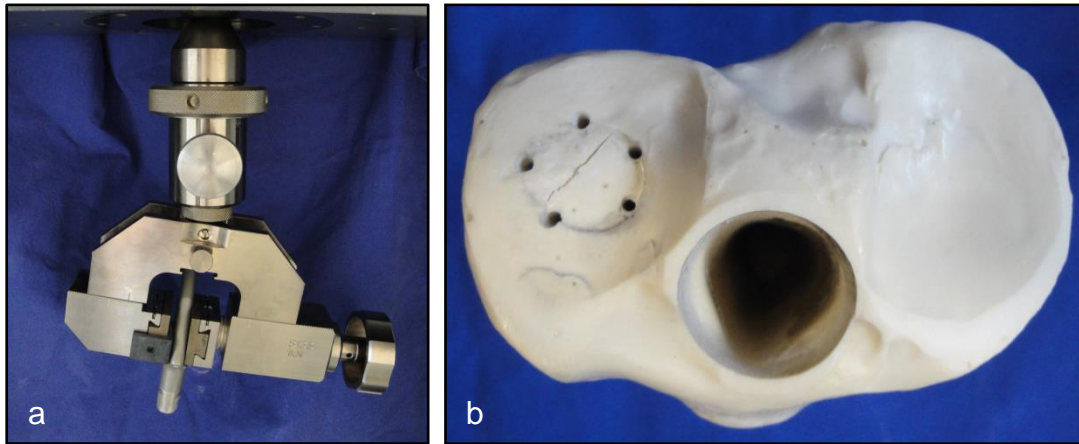


Abb. 26: Es wird die verbogene Materialprüfmaschine nach der Frakturgenerierung von *Synbone 1116* dargestellt (a). Die Sollbruchstelle im lateralen Tibiaplateau von *Synbone 1116* ist ca. 2 mm eingedrückt (b).

Das dritte Modell, der *Synbone 1110*, ließ sich gut für die Frakturgenerierung präparieren. Auch das Setzen der Fraktur verlief problemlos. Die Werte aus dieser Messung kamen den Vergleichsdaten der humanen Präparate am nächsten. Zur Frakturgenerierung der drei *Synbones 1110* wurde im Durchschnitt eine maximale Kraft von 1770 N benötigt. Im Vergleich dazu betrug die durchschnittliche maximale Kraft zur Frakturgenerierung der humanen Knochen 1221 N.

Die Zusammenschau der Ergebnisse der Vorversuche ergab, dass der *Sawbone 3401* und der *Synbone 1116* nicht den Anforderungen dieser Studie an ein osteoporotisches Kunstknochenmodell entsprachen. Lediglich bei dem Knochenmodell *Synbone 1110* ließ sich eine Tibiakopfimppressionsfraktur reproduzierbar generieren. Außerdem zeigte das Modell in den Vorversuchen ähnliche biomechanische Eigenschaften wie die humanen Präparate der Pilot-Studie und wurde somit für alle weiteren Versuche verwendet.

2.2 Biomechanisches Testmodell

Die biomechanischen Testungen erfolgten in der Materialprüfmaschine *Zwick Roell Z020*. Die an der Diaphyse fixierten Präparate wurden eingespannt und mit Schrauben am Boden der Maschine fixiert. Die axiale Krafteinleitung erfolgte mit dem selben Druckstempel, der schon für die Frakturgenerierung eingesetzt wurde. Dieser wurde am Anfang der Testung möglichst zentral auf das Tibiaplateau und somit auf die reponierte Frakturzone ausgerichtet.

Die erste Phase der nun folgenden biomechanischen Testung gliederte sich in Setz- und Messzyklen. Es wurden zehn Setzzyklen mit einer Kraft von 125 N in der Belastung und 20 N in der Entlastung mit einer Geschwindigkeit von 25 mm/min gestartet. Das Einsinken des Fragmentes (Displacement) wurde in der Setzzyklusphase in Zyklus fünf und zehn von der Prüfmaschine aufgezeichnet. Die Setzzyklen dienen dazu, die ersten Settle-Momente der Osteosynthesen auszugleichen [19].

Es folgten nun die 3000 Messzyklen, in denen die versorgte Impressionsfraktur mit einer Kraft von 250 N belastet und mit 20 N entlastet wurde. Die Geschwindigkeit der Messung betrug auch dabei 25 mm/min. Hierbei wurde das Displacement (in mm) in den ersten 20 Messzyklen und danach in jedem 20. Messzyklus aufgezeichnet. Die zweite Phase der Testung beinhaltet eine Testung der maximalen Belastungsfähigkeit (Load-to-failure-Testung) des versorgten Knochens. Hier sollte gemessen werden, welcher Maximalkraft (F_{max}) die unterschiedlichen Versorgungstechniken standhalten können [12, 19, 49, 98]. Die Testung wurde mit einer Geschwindigkeit von 100 mm/min durchgeführt. Das Prüfungsende war als Kraftabschaltsschwelle von 90 % F_{max} bzw. 99,99 % F_{max} in den Gruppen mit lateraler Abstützplatte (s. Kap. 2.4.2) definiert. Die oberen Kraftgrenzen lagen bei 10.000 N bzw. bei 20.000 N.

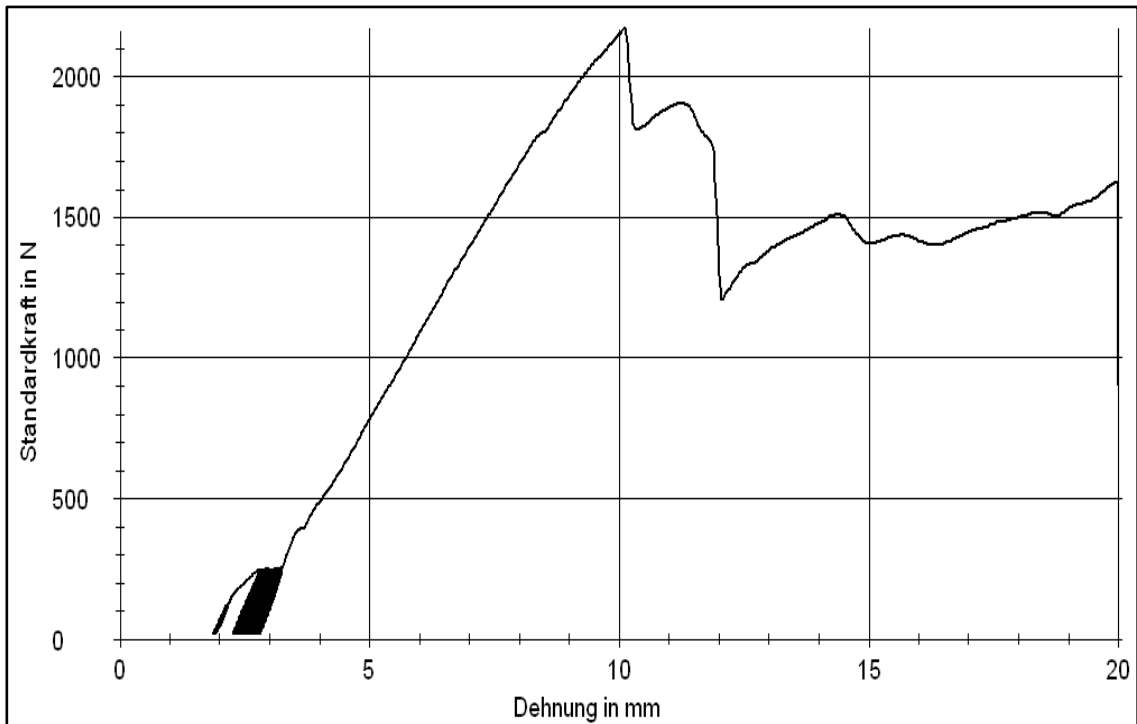


Abb. 27: Die Abbildung zeigt die Kraft-Verformungskurve mit zyklischer Belastungsphase und Load-to-failure-Testung.

Nach der Belastungsprüfung wurden alle Knochen zum letzten Mal in zwei Ebenen geröntgt. Zusätzlich zu den Röntgenaufnahmen wurden die Knochen nach jedem Arbeits- und Prüfungsschritt zu Dokumentationszwecken fotografiert.

Um die erforderliche Anzahl an Messzyklen für die Belastungsprüfungen zu bestimmen, wurden in den Vorversuchen die drei *Synbones 1110* nach Reposition der Fraktur und einer Schrauben-Osteosynthese in der Jail-Technik über 10.000 Zyklen mit 250 N belastet. Es zeigte sich, dass sich nach 3000 Zyklen keine nennenswerten Änderungen der Werte für das Einsinken der Fraktur einstellten. Deshalb wurde die Zyklusanzahl auf 3000 Messzyklen für die weiteren Testungen festgelegt.

2.3 Operationstechniken

2.3.1 Frakturreposition

Es wurden ausschließlich Knochen mit AO:41-B2.2-Frakturen in die Studie aufgenommen und anschließend versorgt. Für die Osteosynthese wurde mithilfe eines Bohrers mit 8 mm Durchmesser die Kortikalis des Kunstknochens von lateral nach schräg oben eröffnet und durch dieses Kortikalisfenster ein Kirschnerdraht dicht unterhalb der Impressionsfraktur platziert. Über diesen Draht konnte nun ein kanülierter Stößel geschoben werden, mit dessen Hilfe der Spongiosadefekt bis zur Wiederherstellung der Gelenkfläche angehoben werden konnte (s. Abb. 28) [15, 59, 74, 80, 94]. Übrig gebliebene Knochenfragmente wurden aus dem Bohrkanal entfernt, um eine optimale Auffüllung der Defektzone mit Knochenzement in den entsprechenden Testgruppen sicherzustellen. Yetkinler et al. konnten in ihrer Studie zudem zeigen, dass die Entfernung der Spongiosafragmente in den anschließenden biomechanischen Testungen eine höhere Stabilität gewährleistet [98]. Anschließend wurde die Fraktur, entsprechend der Gruppeneinteilung des Kunstknochens (s. Kap. 2.4), versorgt. Zur Kontrolle des Repositionsergebnisses wurden die Knochen erneut in zwei Ebenen geröntgt.

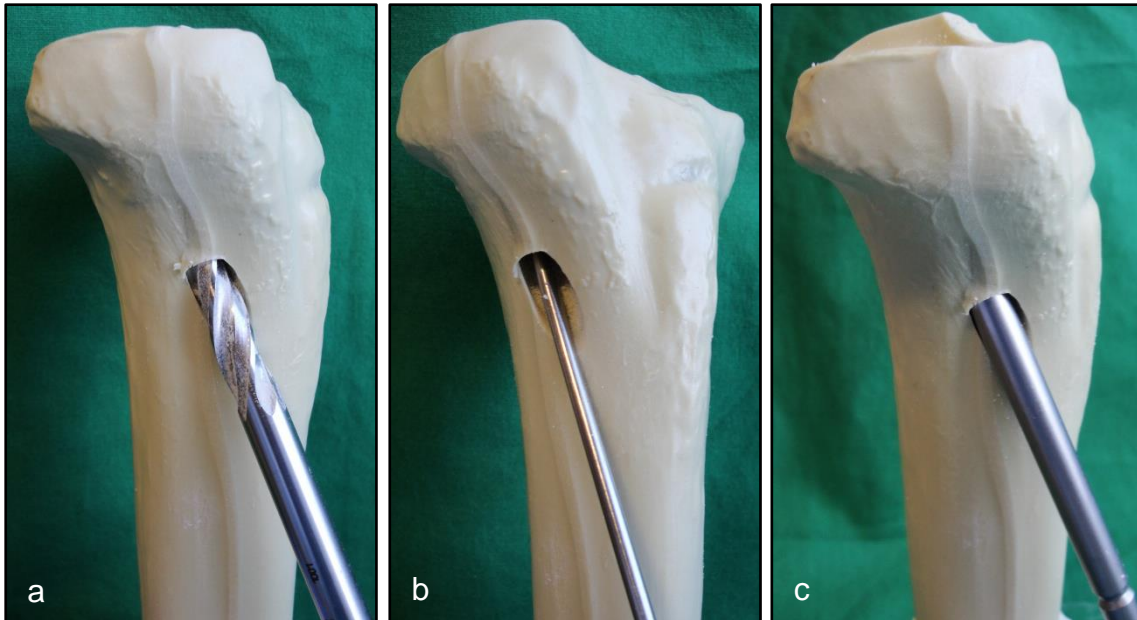


Abb. 28: Die Kortikalis der Tibia wird mit einem Bohrer eröffnet (a). Anschließend wird ein Kirschnerdraht unter dem Impressionsfragment platziert (b). Über den Kirschnerdraht wird der kanülierte Stößel eingebracht (c).

2.3.2 Osteosynthesen

2.3.2.1 Zwei-Schrauben-Osteosynthese

Nach der Frakturposition wird das Impressionsfragment durch zwei von lateral parallel in den Tibiakopf eingebrachte Großfragmentschrauben stabilisiert. Die Schrauben werden möglichst nah unterhalb des Tibiaplateaus platziert, um eine optimale Unterstützung des hochgestößelten Impressionsfragmentes zu gewährleisten [17, 94, 95]. Wichtig für einen erfolgreichen Heilungsprozess sind eine stufenfrei reponierte Gelenkfläche, eine stabile Osteosynthese und normalisierte Achsverhältnisse [73, 74]. So soll das Auftreten einer posttraumatischen Arthrose verhindert werden [12, 98].

Für die Zwei-Schrauben-Osteosynthese wurden in dieser Studie Spongiosaschrauben mit einem Durchmesser von 6,5 mm und einer Länge von 75 mm verwendet. Bevor die Schrauben mit einem Schraubendreher eingebracht werden konnten, wurden mit einem 3,2 mm Bohrer die

Schraubenlöcher vorgebohrt und mit einem Gewindeschnitt von 6,5 mm Durchmesser vorbereitet.



Abb. 29: Es wird die Versorgung der Tibiakopfimpersionsfraktur mit einer Zwei-Schrauben-Osteosynthese dargestellt.

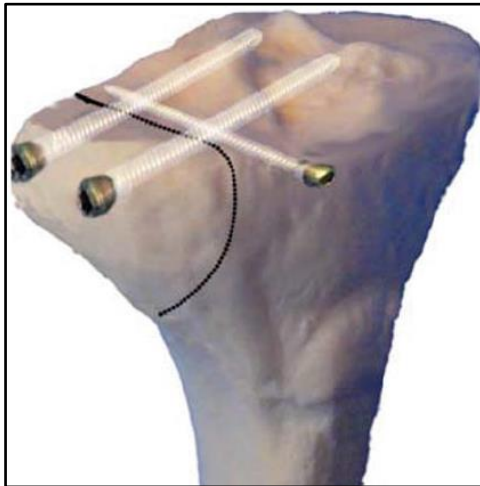


Abb. 31: Die Abbildung zeigt die Schematische Darstellung der Jail-Technik. ©Springer Verlag

In Anlehnung an die von Weimann et al. beschriebene Technik wird in dieser Studie eine leicht modifizierte Jail-Technik angewendet. Sie wird im Folgenden als *Jail-Technik* bezeichnet. Diese Osteosynthese stabilisiert die Fraktur mit insgesamt vier Schrauben. Zusätzlich zu den zwei von lateral eingebrachten Großfragmentschrauben werden zur weiteren Unterstützung des angehobenen Frakturfragmentes zwei Kleinfragmentschrauben von frontal in einem Winkel von 90° direkt unter dem Tibiaplateau und somit oberhalb der zwei Großfragmentschrauben platziert [19].

Für die Schrauben wurden zunächst mit einem Bohrer mit 3,2 mm bzw. 2 mm Durchmesser Löcher an den vorgesehenen Stellen vorgebohrt. Es folgte ein Gewindeschnitt mit 6,5 mm bzw. 4 mm Durchmesser. Die Schrauben wurden anschließend per Hand mit einem Sechs-Kant-Schraubendreher eingebracht. Die verwendeten Spongiosaschrauben besaßen einen Durchmesser von 6,5 mm und eine Länge von 75 mm (Großfragmentschrauben). Die Kleinfragmentschrauben besaßen einen Durchmesser von 4 mm und waren 45 mm lang.



Abb. 32: Die Abbildung zeigt die Jail-Technik mit vier Schrauben, die in dieser Studie angewendet wird.

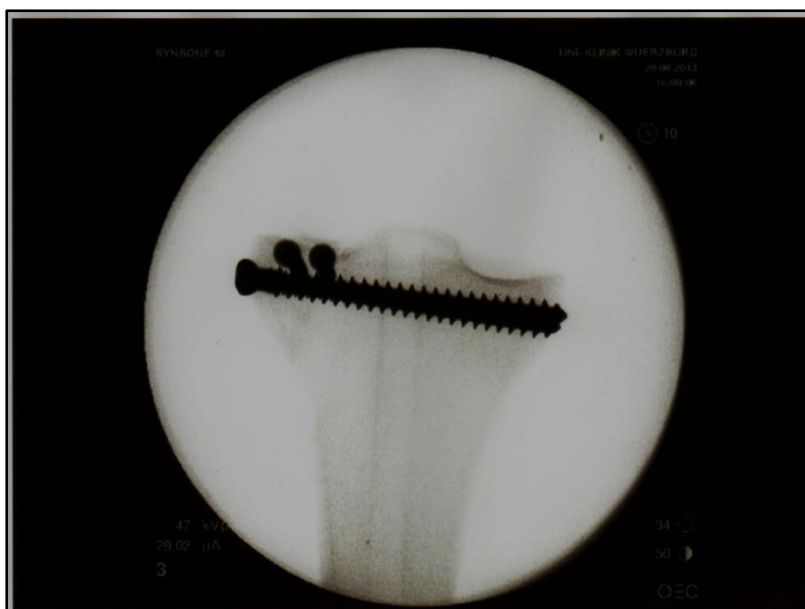


Abb. 33: Das Röntgenbild zeigt eine Tibiakopfimpressionsfraktur nach der Versorgung mit der Jail-Technik.

2.3.2.3 Laterale Abstützplatte

Für Tibiakopffrakturen stehen winkelstabile Plattensysteme zur Verfügung, bei denen die Platten in ihrer Form der Kontur der proximalen Tibia nachempfunden sind und dadurch knochennah fixiert werden können [74]. Intraoperativ kann die L-förmige Platte individuell an die anatomischen Gegebenheiten jedes Patienten angepasst werden. Die besondere Form der Platte ermöglicht außerdem die Platzierung von zwei subchondralen Schrauben [94]. Besonders bei fraglicher Stabilität und Knochenqualität, z. B. im Rahmen einer Osteoporose, sind Abstützplatten geeignet, um Frakturen bestmöglich zu stabilisieren [76]. Die auf den Knochen wirkende axiale Kraft wird dabei über die Gewindeverbindung von der Schraube auf die Platte übertragen und über ihre gesamte Länge verteilt. Die periostale Durchblutung, Sehnenansätze und Muskelursprünge werden dabei geschont [73, 78].

In dieser Studie wurde eine LCP (Locking Compression Plate) -L-Abstützplatte 4,5/5,0 mit einer Länge von 85 mm verwendet. Der Plattenkopf ist anatomisch geformt und dem Tibiakopf angepasst. Bevor die Platte verschraubt wurde, wurde sie, der Kontur der Kunstknochen entsprechend, vorsichtig zurechtgebogen und anschließend lateral etwa 10 – 15 mm unterhalb des Tibiaplateaus platziert und mit Verriegelungsschrauben fixiert [74].

Die LCP Kombilöcher der Platte kombinieren ein DCU-Loch (Dynamic Compression Unit) mit einem Verriegelungsschraubenloch. Dadurch wird eine axiale Kompression oder eine Verriegelung über dem gesamten Plattenschaft möglich. Es wurden ausschließlich Verriegelungsschrauben mit einem Durchmesser von 5 mm verwendet. Die beiden Schrauben im Plattenkopf hatten eine Länge von 75 mm. Von proximal nach distal folgten am Plattenschaft eine Schraube mit 55 mm Länge, zwei Schrauben mit 50 mm Länge und abschließend eine Schraube mit 40 mm Länge. Die eingesetzte Bohrhülse besaß einen Durchmesser von 4,3 mm.



Abb. 34: Die Abbildung zeigt die Frakturversorgung mit einer lateralen Abstützplatte.



Abb. 35: Das Röntgenbild zeigt eine Tibiakopfimpressionsfraktur nach der Osteosynthese mit einer lateralen Abstützplatte.

2.3.3 Knochenersatzmaterialien

2.3.3.1 *Norian Drillable*®

In zwei der insgesamt neun Versuchsgruppen kam das injizierbare Knochenersatzmaterial *Norian Drillable*® zum Einsatz. Eine der drei Hauptkomponenten und somit die Basis dieses Materials ist ein Kalziumphosphat-Puder, der bereits in der Vergangenheit in Norian-Präparaten, wie dem Norian Skeletal Repair System (Norian SRS), zur Anwendung gekommen ist [102].

Der synthetisch hergestellte Puder besteht aus Monokalziumphosphat, α -Trikalziumphosphat und Kalziumcarbonat. Die flüssige Komponente von *Norian Drillable*® ist eine pH-neutrale Natriumhyaluronat-Lösung, welche die Viskosität des Materials erhöhen und somit die Misch- und Fließeigenschaften optimieren soll [40]. Bioresorbierbare Polylactid-co-Glycolid-Polymer-Fasern (82/18) sind gleichmäßig im Material verteilt und stellen die dritte Hauptkomponente dar. Im Vergleich zu den älteren Norian-Präparaten sollen diese Fasern die Widerstandsfähigkeit und Druckfestigkeit der Substanz erhöhen und die Brüchigkeit herabsetzen. Eine weitere Eigenschaft von *Norian Drillable*®, die ebenfalls auf der neuen Faserkomponente basiert, ist die Bohrbarkeit des Materials. Diese Fähigkeit erlaubt bei der Versorgung von Frakturen und Defekten flexible chirurgische Vorgehensweisen. Der im Fall dieser Studie vorhandene Defekt im Tibiakopf kann vor oder nach der definitiven Stabilisierung der Fraktur aufgefüllt werden. Nach dem Abbinden des Materials sind zu jedem Zeitpunkt Gewindeschnitte und das Einbringen von Schrauben möglich.

Nach dem Mischen aller Komponenten von *Norian Drillable*® entsteht eine formbare Paste, die es dem Operateur im Vergleich zu vorgeformten Knochenersatzstoffen erlaubt, auch unregelmäßige Defektzonen optimal aufzufüllen und das Material minimalinvasiv zu injizieren. Diese optimale Anpassung an die Defektzone begünstigt die Aufnahme und Verteilung von Druckkräften [58]. Durch diese Eigenschaft des Knochenzementes ist eine hohe

Primärstabilität gegeben und somit eine frühzeitige Belastung nach der Osteosynthese möglich. Ebenfalls von Bedeutung ist die Tatsache, dass das Knochenersatzmaterial *in vivo* isotherm zu Carbonatapatit, einer der menschlichen mineralisierten Knochenstruktur sehr ähnlichen Substanz, aushärtet und nicht durch eine exotherme Reaktion und die damit verbundene Wärmeentwicklung aushärtet und umliegendes Gewebe schädigt. Nach 24 Stunden bei Körperkerntemperatur ist die Substanz ausgehärtet und soll ab diesem Zeitpunkt, laut Hersteller, eine Kompressionsfestigkeit von 35 MPa besitzen. Während des Heilungsprozesses wird *Norian Drillable®* schrittweise resorbiert und durch körpereigene Knochensubstanz ersetzt. Dieser Umbau kann fünf Jahre und länger dauern [4, 26, 29, 38, 40, 60, 62, 68, 91, 96].

Die Applikation von *Norian Drillable®* belief sich auf insgesamt etwa 16 Minuten, in denen vier Phasen durchlaufen werden mussten. Mithilfe eines Rotationsmischgerätes wurden das Phosphatpuder und die Natriumhyaluronat-Lösung eine Minute lang mit 70 Umdrehungen zu einer pastösen Masse vermischt. Die anschließende Vorbereitung der Injektionsapparatur mit dem Aufstecken der Injektionsnadel und dem Einfüllen des fertigen Zementes nahm drei Minuten in Anspruch. Es folgte nun die Auffüllung des Knochendefektes. Die vierte Phase, das 10-minütige Abbinden des Zementes, wurde bei allen Präparaten genau eingehalten [88].

Die Knochen bei denen *Norian Drillable®* zur Auffüllung des Knochendefektes eingesetzt wurde, wurden 24 Stunden bei 37°C im Brutschrank inkubiert, um den Kalziumphosphatzement vollständig aushärten zu lassen. Nach den 24 Stunden konnten die Knochen der biomechanischen Testung unterzogen werden.



Abb. 36: Es wird die Applikation von *Norian Drillable®* zur Auffüllung der Defektzone dargestellt.

2.3.3.2 *chronOs Inject®*

chronOs Inject® ist ein synthetisch hergestelltes Knochenersatzmaterial, bestehend aus einem Kalziumphosphat-Pulvergemisch und einer 0,5 % wässrigen Natrium-Hyaluronat-Lösung. Nach der Mischung und Aushärtung beider Komponenten wandelt sich *chronOs Inject®* in ein biphasisches Verbundmaterial um. Dieses Material setzt sich aus β -Trikalziumphosphat (β -TCP) -Granulaten mit definierter Porenstruktur und einer Brushit-Matrix zusammen. Brushit ist ein resorbierbares Kalziumphosphat (Di-Kalziumphosphat-Dihydrat). Die Aushärtung des Knochenzementes erfolgt bei Körperkerntemperatur und in feuchter Umgebung ohne exotherme Wärmeentwicklung.

Die beschriebene Matrix löst sich an der Schnittstelle zwischen Implantat und Knochen auf und ermöglicht so das Einwachsen von neuem Knochen. Als Anker für die neu gebildete Knochensubstanz dienen die β -TCP-Granulate,

welche langsamer resorbiert werden als die Brushit-Matrix. *chronOs Inject®* ist in der Lage als Leitgerüst das Knochenwachstum zu erleichtern und ist somit als osteokonduktiv einzustufen [67]. Nach 6 – 18 Monaten sollen die β -TCP-Granulate, laut Herstellerangabe, vollständig resorbiert und durch neue Knochenmatrix ersetzt sein. Dieser Prozess verläuft von der Peripherie ausgehend nach zentral [89, 90].

Im Gegensatz zu *Norian Drillable®* ist *chronOs Inject®* in seinen mechanischen Eigenschaften eingeschränkt. Der Hersteller gibt die Kompressionsfestigkeit des Materials mit ca. 4 MPa an. Aufgrund dessen ist bei einer Anwendung von *chonOs Inject®* in einem Gebiet mit axialer Krafteinwirkung großer Wert auf eine stabile Osteosynthese zu legen. Des Weiteren ist der Knochenzement immer in unmittelbarem Kontakt mit vitalem Knochen zu implantieren, um die Bildung eines festen Verbundes zwischen Knochen und Implantat zu gewährleisten [89].

Zur Anwendung von *chonOs Inject®* wurde die in einer Spritze gelieferte Natrium-Hyaluronat-Lösung mit einer stumpfen Nadel in die Kartusche mit dem Kalziumphosphat-Pulvergemisch injiziert. Nach dem Verschließen der Kartusche wurde der Inhalt eine Minute lang gemischt, um anschließend zwei Minuten zu ruhen. Um das Knochenersatzmaterial in den Knochen einbringen zu können, musste die Kartusche in eine Applikationspistole eingespannt werden. Jetzt blieben drei Minuten Zeit, um die Injektion durchzuführen. Abschließend musste *chronOs Inject®* sechs Minuten ohne weitere Manipulation aushärten [90].

Wie auch die mit *Norian Drillable®* versorgten Knochen, wurden alle Präparate, die mit *chronOs Inject®* aufgefüllt wurden, für 24 Stunden bei 37°C im Brutschrank gelagert. Anschließend konnten die biomechanischen Testungen durchgeführt werden.

2.4 Gruppeneinteilung

Im Rahmen einer Power-Analyse wurde eine Gruppenstärke von neun Knochen pro Versuchsgruppe errechnet.

Für die Studie wurden insgesamt neun Stabilisierungstechniken angewendet. Somit wurden zusammen 81 Kunstknochen für die Versuche benötigt, deren Einteilung in die einzelnen Gruppen randomisiert erfolgte.

Gruppennummer	Stabilisierungstechnik
1	Jail-Technik + <i>Norian Drillable</i> ®
2	<i>Norian Drillable</i> ® + Jail-Technik
3	Zwei Schrauben
4	Jail-Technik
5	Laterale Abstützplatte
6	Zwei Schrauben + <i>chronOs Inject</i> ®
7	Jail-Technik + <i>chronOs Inject</i> ®
8	Laterale Abstützplatte + <i>chronOs Inject</i> ®
9	<i>chronOs Inject</i> ®

Tab. 1: Die Tabelle zeigt die Gruppeneinteilung der Knochen.

2.4.1 Ziel 1

In den Versuchsgruppen *Jail-Technik* + *Norian Drillable*® (Gruppe 1) und *Norian Drillable*® + *Jail-Technik* (Gruppe 2) erfolgte eine biomechanische

Stabilitätsprüfung von zwei Operationstechniken zur Auffüllung des metaphysären Knochendefektes.

Der Unterschied zwischen den beiden Versuchsgruppen bestand darin, dass in Gruppe 1 zunächst die vier Schrauben in der Jail-Technik eingebracht wurden und anschließend der Knochendefekt mit *Norian Drillable*® aufgefüllt wurde, während in Gruppe 2 die Bohrbarkeit des Zementes ausgenutzt wurde. Hier wurde der Defekt zunächst mit dem Knochenersatzmaterial aufgefüllt und erst danach mit den Schrauben fixiert.

2.4.2 Ziel 2

Im zweiten Teil dieser Studie wurde die Stabilität der Osteosynthesemöglichkeiten mit und ohne Knochenzement unter zyklischer Krafteinleitung auf einem klinisch relevanten Belastungsniveau geprüft.

In den Versuchsgruppen 3 – 8 wurde in jeweils zwei Gruppen annähernd dieselbe Osteosynthesetechnik angewendet. Der Unterschied bestand darin, dass die Frakturen einer Gruppe mit einer reinen Schrauben- bzw. Plattenosteosynthese ohne Knochenersatzmaterial fixiert wurden, während in der anderen Gruppe zusätzlich zu Schrauben oder Platte der Knochendefekt unterhalb des Tibiaplateaus mit *chronOs Inject*® aufgefüllt wurde. Da der Kalziumphosphatzement *chronOs Inject*® nicht bohrbar ist, wurden alle Impressionsfrakturen nach der Schrauben- bzw. Plattenosteosynthese unterfüttert.

In den Versuchsgruppen 3 und 6 wurde die Impressionsfraktur mit einer Zwei-Schrauben-Osteosynthese stabilisiert. In Gruppe 6 wurde der metaphysäre Knochendefekt abschließend mit *chronOs Inject*® aufgefüllt.

In Versuchsgruppe 4 und 7 kam die Jail-Technik zur Frakturstabilisierung zum Einsatz. Zusätzlich zur Osteosynthese wurde in Gruppe 7 *chronOs Inject®* eingesetzt.

Die Impressionsfrakturen der Gruppen 5 und 8 wurden mit einer LCP (Locking Compression Plate) -L-Abstützplatte versorgt. Die Knochendefekte in Gruppe 8 wurden mit *chronOs Inject®* aufgefüllt.

Versuchsgruppe 9 stellte die Vergleichsgruppe innerhalb der unterschiedlichen Stabilisierungstechniken dar. In dieser Gruppe wurde der Knochendefekt mit *chronOs Inject®* aufgefüllt, ohne eine zusätzlich stabilisierende Osteosynthese vorzunehmen.

2.4.3 Ziel 3

Im dritten Teil der Studie wurden die beiden oben verwendeten Kalziumphosphatzemente *Norian Drillable®* und *chronOs Inject®* im Rahmen der biomechanischen Stabilitätsprüfung untersucht.

Dafür wurden die Gruppen 1 (Jail-Technik + *Norian Drillable®*) und 7 (Jail-Technik + *chronOs Inject®*) herangezogen, da in diesen Gruppen die Art der Osteosynthese und die Reihenfolge von Verschraubung und Auffüllung mit Zement dieselbe ist.

2.5 Messparameter

Insgesamt wurden in dieser Studie acht Messparameter erhoben, anhand derer die einzelnen Versuchsgruppen miteinander verglichen wurden.

Frakturgenerierung:

Wie oben beschrieben, wurde bei der Frakturgenerierung die maximale Kraft aufgezeichnet, die erforderlich war, um eine 15 mm tiefe Impressionsfraktur im Tibiaplateau des Kunstknochens zu generieren. Dieser Parameter wird im Folgenden als *Kraft Knochen initial* (in N) bezeichnet.

Zyklische Testung:

In den zyklischen Testungen wurde das Displacement, d. h. das Einsinken des Impressionsfragmentes unter Belastung, in mm während der Setz- und Messzyklen festgehalten. Aus dieser Testphase wurden vier bestimmte Parameter herausgegriffen.

Zum einen wird das Displacement nach den zehn Setzzyklen zum Vergleich der Gruppen herangezogen. Da es bereits unter Belastung der Setzzyklen zu einem deutlichen Displacement gekommen ist, wurden diese Zyklen ausgewertet. Der Wert wird im folgenden Teil der Studie als *Displacement Setzzyklus 10* geführt. Zum anderen wurde das Displacement innerhalb der ersten 10 Messzyklen errechnet (*Displacement Messzyklus 10*). Als dritter Messparameter wurde das Displacement innerhalb der gesamten 3000 Messzyklen bestimmt (*Displacement 3000 Messzyklen*). Als letzter Wert der zyklischen Testphase wurde das gesamte Displacement, also die Summe der Werte nach 10 Setzzyklen und 3000 Messzyklen, berechnet. Im Folgenden wird dieser Wert als *Displacement Setz- u. Messzyklen* bezeichnet.

Load-to-failure-Testung:

Am Ende der biomechanischen Testung wurde die maximale Belastbarkeit der Knochen nach Versorgung geprüft. Die dabei von der Materialprüfmaschine

aufgewendete Kraft (in N) wurde aufgezeichnet. Der in dieser Belastungsprüfung festgestellte Wert wird als *Maximalkraft* angegeben.

Im Rahmen der Load-to-failure-Testung wurde auch die *Steifigkeit* des Präparates berechnet. Im Kraft-Verformungs-Diagramm der jeweiligen Probe wurde dazu eine Tangente im Bereich des linearen Anstiegs der Verformung mit maximaler Steigung angelegt. Die Steifigkeit entspricht dann der maximalen Steigung der Kraft-Verformungskurve in diesem Bereich. Der Wert wird mit der Einheit N/mm angegeben.

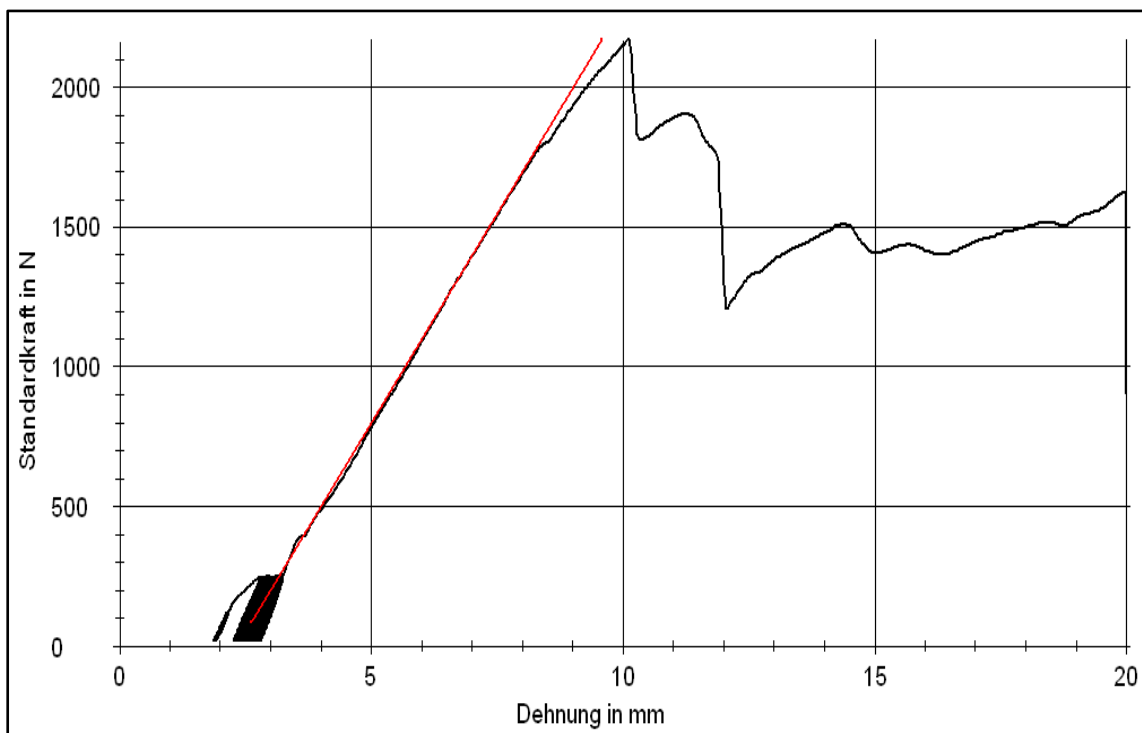


Abb. 37: Es wird die Kraft-Verformungskurve dargestellt. Die Steifigkeit des Präparates entspricht der Steigung der eingezeichneten Tangente (rot).

„Normalisierte Werte“:

Die beschriebenen Parameter *Kraft Knochen initial* und *Maximalkraft* wurden zueinander ins Verhältnis gesetzt. Die so bestimmten Prozentsätze ergeben „normalisierte Werte“ und werden im weiteren Verlauf als *LTF %* beschrieben.

2.6 Statistische Auswertung

In Absprache mit der statistischen Beratung der Fakultät für Mathematik und Informatik der Universität Würzburg erfolgte die Auswertung aller Versuchsdaten mit der Software *IBM® SPSS® Statistics 21*. Es wurde auf Grund der geringen Gruppengröße der Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung angewendet.

Da Gruppe 1 und 2 in dieser Studie unter Ziel 1 separat betrachtet werden, erfolgte die Auswertung dieser Daten bei dem Vorliegen einer Normalverteilung mit einem t-Test. Waren die Daten nicht normalverteilt, wurde ein Mann-Whitney-U-Test angewendet. Ebenso wurde mit den Daten aus den Gruppen 1 und 7 unter Ziel 3 verfahren.

Zur statistischen Auswertung der Gruppen 3 – 9 wurde bei Normalverteilung eine einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA durchgeführt. Dieser Test ist geeignet für den Vergleich mehrerer unabhängiger Stichproben. Ergab die ANOVA einen p -Wert $\leq 0,05$ wurden für die paarweisen Vergleiche der Gruppen anschließend Post-Hoc-Tests durchgeführt. Bei nicht normalverteilten Daten kam der Kruskal-Wallis-Test zur Anwendung.

Das minimale Signifikanzniveau wurde für alle Tests mit $p \leq 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Gruppenvergleiche nach der statistischen Analyse dargestellt.

Unter Ziel 2 werden zunächst die Ergebnisse aus dem Vergleich der drei Osteosynthesetechniken ohne Zement (Gruppen 3 - 5) untereinander beschrieben. Es folgen die Ergebnisse des Vergleiches zwischen den Osteosynthesetechniken mit Zement (Gruppen 6 - 8). Anschließend werden die Gruppen mit einer Schrauben- oder Plattenosteosynthese ohne Zement der jeweiligen Gruppe mit Zement gegenübergestellt. Abschließend werden die

Ergebnisse aus dem Vergleich aller Gruppen mit der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) aufgelistet.

3.1 Frakturgenerierung

Der Datensatz *Kraft Knochen initial* ist, mit Ausnahme der Gruppe 1, normalverteilt. Der Vergleich der Mittelwerte ergibt keinen signifikanten Unterschied der Maximalkräfte zur Frakturgenerierung zwischen den Gruppen. Der Mittelwert von *Kraft Knochen initial* liegt in Gruppe 1 bei $1407 \text{ N} \pm 171 \text{ N}$, in Gruppe 2 bei $1338 \text{ N} \pm 149 \text{ N}$, in Gruppe 3 bei $1336 \text{ N} \pm 100 \text{ N}$, in Gruppe 4 bei $1333 \text{ N} \pm 87 \text{ N}$, in Gruppe 5 bei $1141 \text{ N} \pm 161$, in Gruppe 6 bei $1292 \text{ N} \pm 137 \text{ N}$, in Gruppe 7 bei $1364 \text{ N} \pm 293 \text{ N}$, in Gruppe 8 bei $1212 \text{ N} \pm 227 \text{ N}$ und in der Gruppe 9 bei $1192 \text{ N} \pm 206 \text{ N}$.

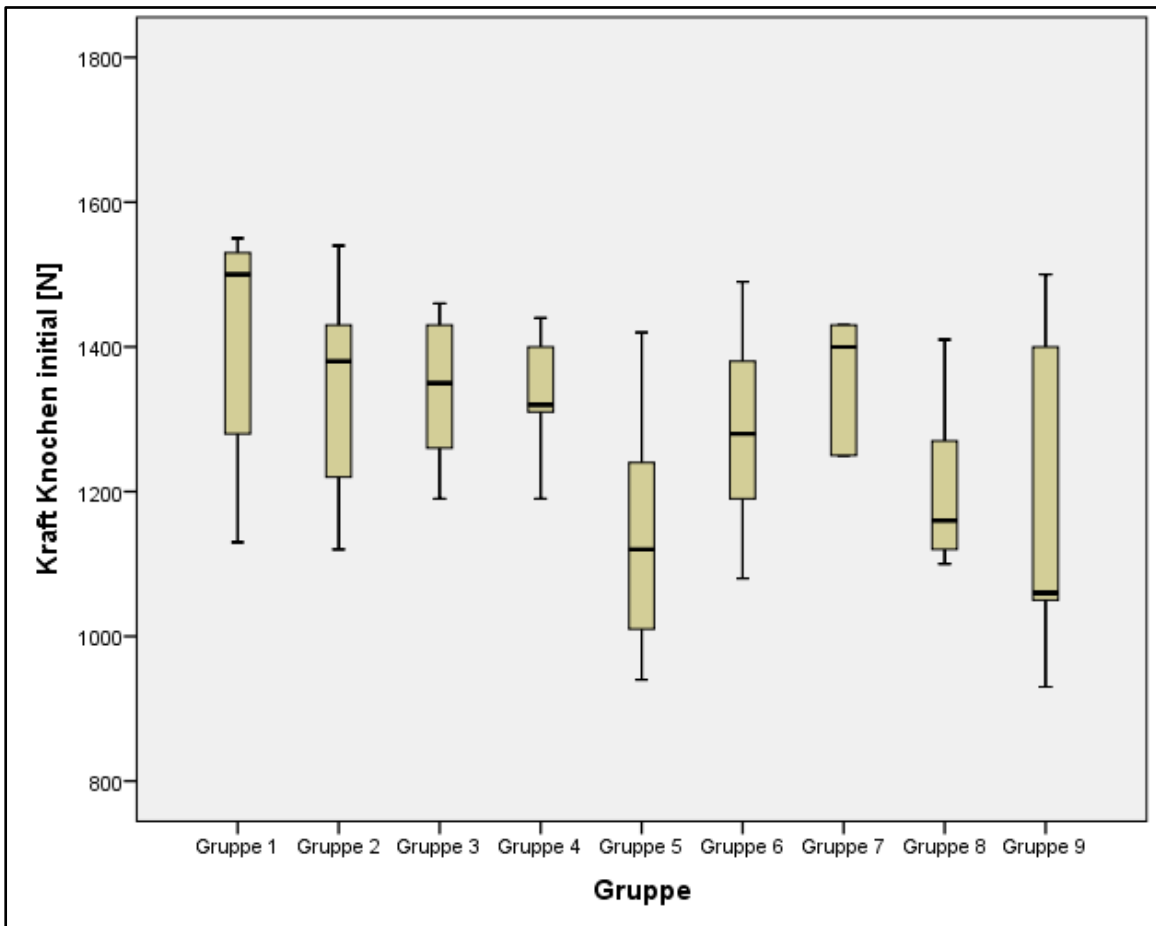


Abb. 38: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Kraft Knochen initial* in N aller Gruppen.

3.2 Displacement

3.2.1 Messzyklen

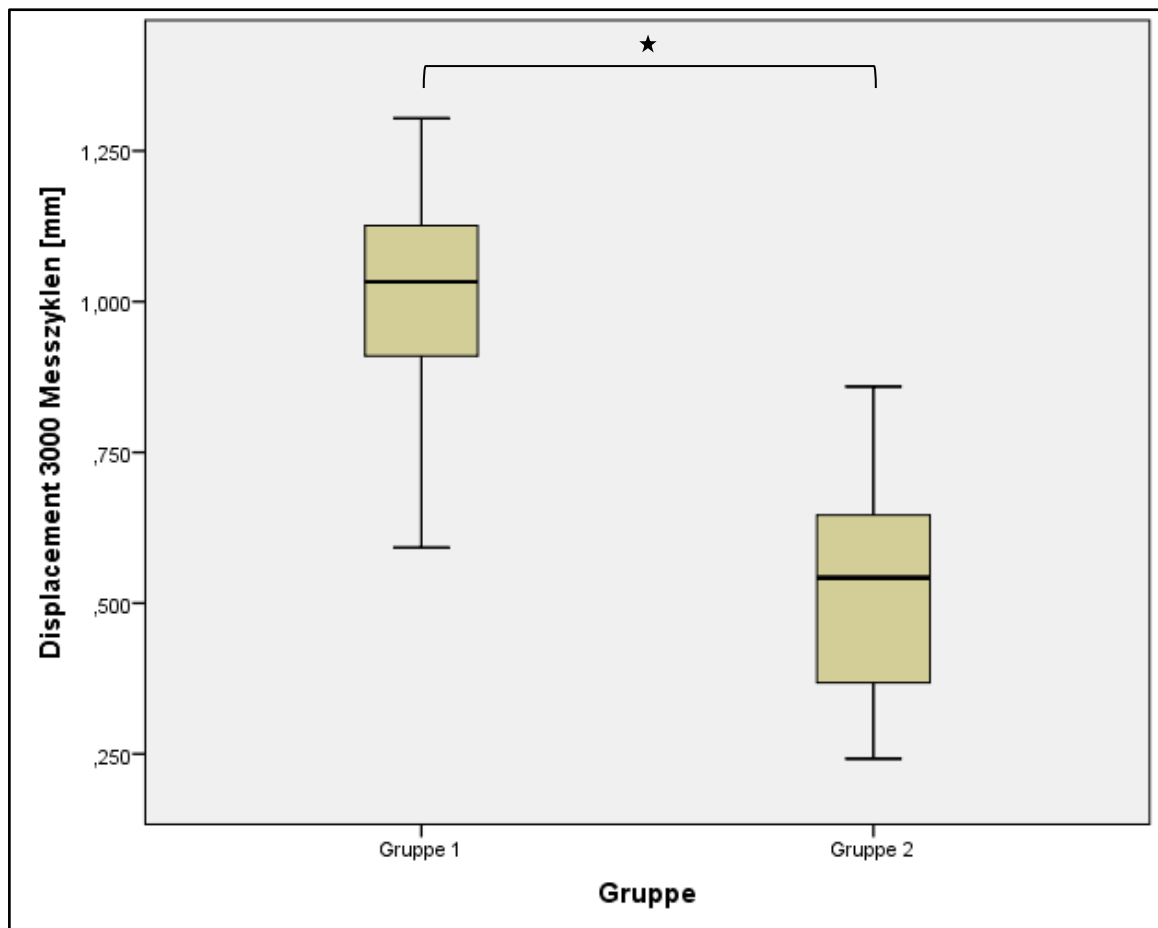
Ziel 1:

Sowohl die Messwerte für *Displacement Messzyklus 10* als auch für *Displacement 3000 Messzyklen* sind in den Gruppen *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) und *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) normalverteilt.

Der Mittelwert für das Displacement innerhalb der ersten 10 Messzyklen liegt in Gruppe 1 bei 0,653 mm ± 0,186 mm und in Gruppe 2 bei

0,272 mm \pm 0,112 mm. Der durchgeführte t-Test ergibt einen signifikanten Unterschied zwischen den Versuchsgruppen mit $p < 0,01$.

Die errechneten Mittelwerte für *Displacement 3000 Messzyklen* liegen bei 0,986 mm \pm 0,213 mm für Gruppe 1 und bei 0,532 mm \pm 0,194 mm für Gruppe 2. Auch hier zeigt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$.



39: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement 3000 Messzyklen* in mm der Gruppen 1 und 2. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch * .

Ziel 2:

Die Datensätze für *Displacement Messzyklus 10* sind in den Gruppen 3, 4, 5 und 6 nicht normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Die Gegenüberstellung der Gruppen 3 (*Zwei Schrauben*), 4 (*Jail-Technik*) und 5 (*Laterale Abstützplatte*) ergibt im *Displacement Messzyklus 10* keine signifikanten Unterschiede. Die p-Werte liegen bei $p = 1,0$ für den Vergleich von Gruppe 3 mit Gruppe 4 und Gruppe 3 mit Gruppe 5 sowie bei $p = 0,914$ für den Vergleich von Gruppe 4 mit Gruppe 5.

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Auch zwischen den Gruppen 6 (*Zwei Schrauben + chronOs Inject®*), 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) und 8 (*Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®*) zeigen sich keine signifikanten Unterschiede im *Displacement Messzyklus 10*. Der p-Wert liegt bei $p = 1,0$.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Mit $p = 0,004$ liegt zwischen den Gruppen *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) und *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) ein signifikanter Unterschied im *Displacement Messzyklus 10* vor. Die Mittelwerte sind $3,077 \text{ mm} \pm 3,928 \text{ mm}$ für Gruppe 5 und $0,422 \text{ mm} \pm 0,213 \text{ mm}$ für Gruppe 8.

Vergleich der Versuchsgruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

Ein signifikanter Unterschied lässt sich bei dem Vergleich der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) mit der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) mit $p = 0,002$ feststellen. Die Mittelwerte für das Displacement innerhalb der ersten 10 Messzyklen liegen bei $1 \text{ mm} \pm 0,611 \text{ mm}$ für Gruppe 3 und bei $0,258 \text{ mm} \pm 0,107 \text{ mm}$ für Gruppe 9.

Auch der Vergleich der Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) mit der Gruppe 9 zeigt einen signifikanten Unterschied der Versorgungstechnik im Displacement mit $p < 0,01$. Als Mittelwert für *Displacement Messzyklus 10* wurden für Gruppe 9 $0,258 \text{ mm} \pm 0,107 \text{ mm}$ errechnet.

Zwischen der Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) mit dem Mittelwert von $0,675 \text{ mm} \pm 0,277 \text{ mm}$ und der Gruppe 9 liegt kein signifikanter Unterschied vor. Der errechnete p-Wert von $0,065$ liegt aber nahe dem festgelegten Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$.

In den Gruppen 3, 4 und 5 sind die Datensätze für *Displacement 3000 Messzyklen* nicht normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede im *Displacement 3000 Messzyklen* für den Vergleich der Gruppen 3 - 5. Die p-Werte liegen bei $p = 1,0$ für den Vergleich von Gruppe 3 mit Gruppe 4 und Gruppe 3 mit Gruppe 5 sowie bei $p = 0,782$ für den Vergleich von Gruppe 4 mit Gruppe 5.

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Ebenfalls zeigen sich bei dem Vergleich von Gruppe 6 - 8 keine signifikanten Unterschiede im *Displacement 3000 Messzyklen*. Die errechneten p-Werte liegen bei allen drei Vergleichen bei $1,0$.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Der Unterschied im Displacement innerhalb der 3000 Messzyklen zwischen der Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) und *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) mit ist mit $p = 0,002$ signifikant. Der Mittelwert liegt für Gruppe 5 bei $3,721 \text{ mm} \pm 3,826 \text{ mm}$ und für Gruppe 8 bei $0,746 \text{ mm} \pm 0,273 \text{ mm}$.

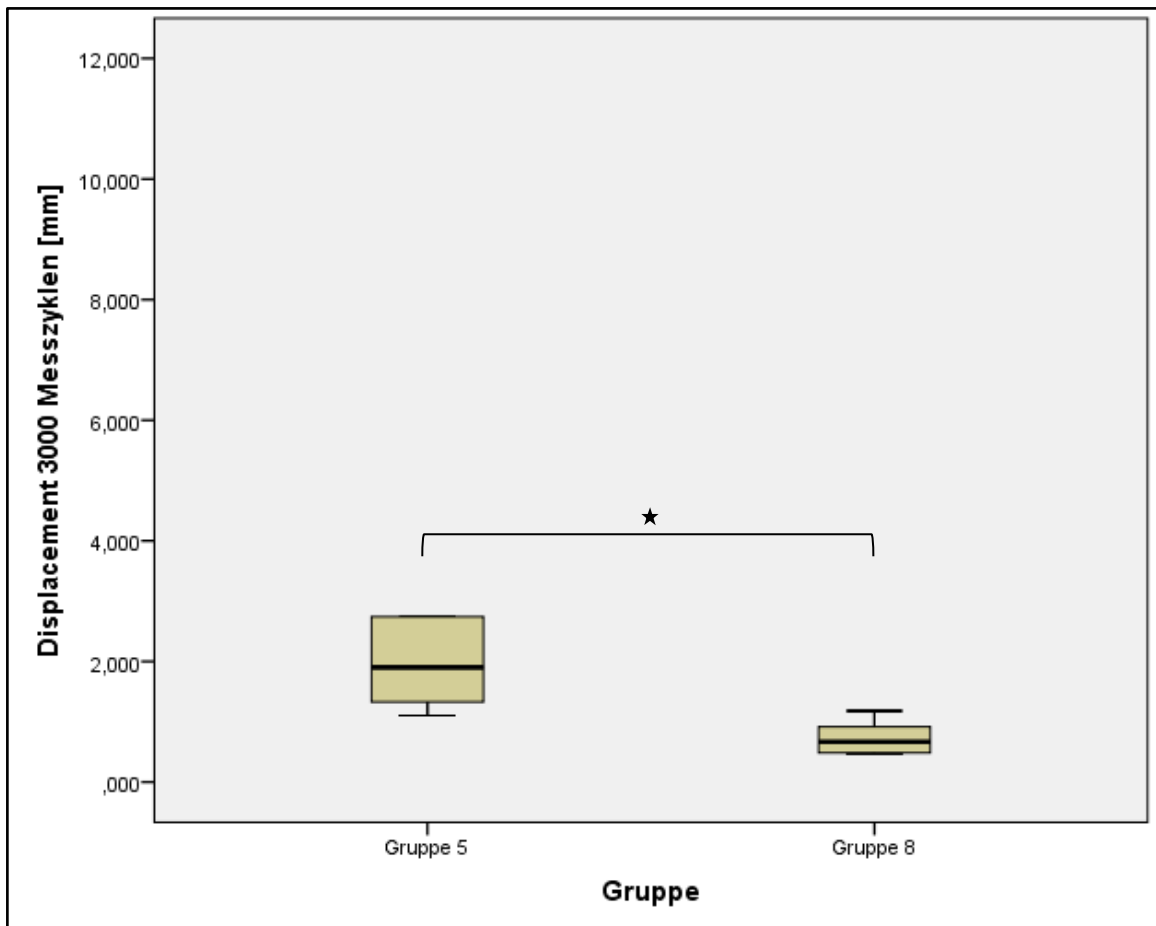


Abb. 40: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement 3000 Messzyklen* in mm der Gruppen 5 und 8. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Vergleich der Versuchsgruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

Für den Vergleich zwischen der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *chronOs Inject®* (Gruppe 9) mit den Mittelwerten 1,433 mm \pm 0,676 mm bzw. 0,525 mm \pm 0,201 mm wurde eine Signifikanz mit $p = 0,006$ errechnet.

Der Mittelwert für das Displacement innerhalb der 3000 Messzyklen liegt in der Gruppe *Jail-Technik* (Gruppe 4) bei 1,114 mm \pm 0,213 mm. Im Vergleich mit der Gruppe 9 wurde ein p-Wert von 0,042 errechnet.

Ebenfalls unterscheidet sich die Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) signifikant von der Vergleichsgruppe. Der Mittelwert *Displacement 3000 Messzyklen* liegt für Gruppe 5 bei 3,721 mm \pm 3,826 mm. Der Vergleich mit dem Kruskal-Wallis-Test ergibt eine Signifikanz mit $p < 0,01$.

Ziel 3:

Sowohl in Gruppe 1 (*Jail-Technik + Norian Drillable®*) als auch in Gruppe 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) sind die Werte für *Displacement Messzyklus 10* und *Displacement 3000 Messzyklen* normalverteilt.

Für das *Displacement Messzyklus 10* lässt sich ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,034$ errechnen. Die Mittelwerte liegen bei 0,653 mm \pm 0,186 mm für Gruppe 1 und bei 0,408 mm \pm 0,254 mm für Gruppe 7.

Die Auswertung der Daten für das *Displacement 3000 Messzyklen* ergibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Der p-Wert liegt bei 0,236.

3.2.2 Setzzyklus 10

Ziel 1:

Die Werte sind sowohl in der Gruppe *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) als auch in der Gruppe *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) normalverteilt.

Der Mittelwert des Datensatzes *Displacement Setzzyklus 10* liegt bei 2,225 mm ± 1,027mm in Gruppe 1 und bei 0,811 mm ± 0,428 mm in Gruppe 2. Der Vergleich der beiden Gruppen ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,003$. Damit ähnelt der Vergleich der Gruppen 1 und 2 hier dem Ergebnis aus dem Vergleich des Displacements nach 3000 Messzyklen. Auch dort ergibt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$.

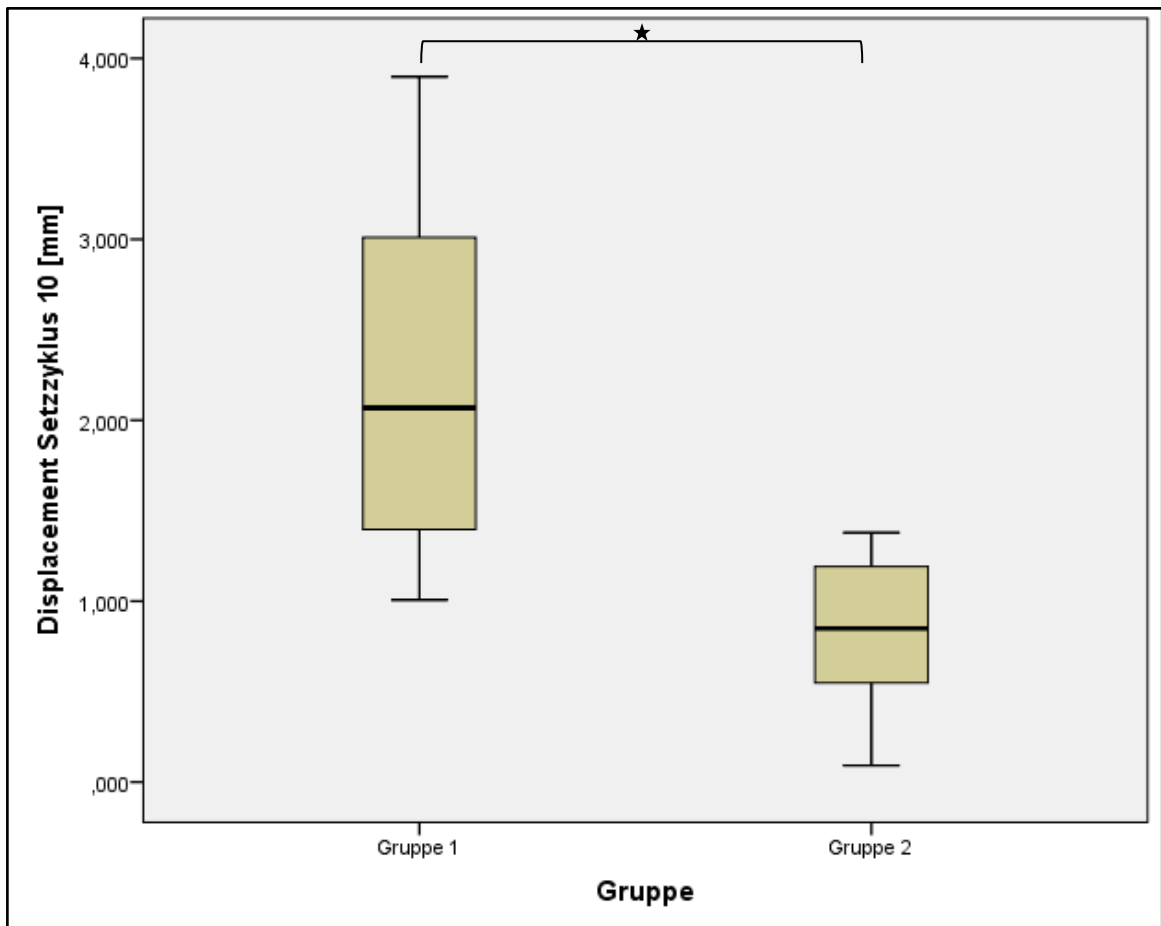


Abb. 41: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement Setzzyklus 10* in mm der Gruppen 1 und 2. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Ziel 2:

In den Versuchsgruppen *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) und *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) ist der Datensatz *Displacement Setzzyklus 10* nicht normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Die Gruppen *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) unterscheiden sich mit $p < 0,01$ voneinander. Die Mittelwerte der Gruppen für

Displacement Setzzyklus 10 liegen bei 2,94 mm ± 1,341 mm für die Gruppe 3 und bei 6,717 mm ± 3,443 mm für die Gruppe 5. Im Gegensatz zu diesem signifikanten Unterschied ergibt sich bei dem Vergleich des Displacements nach 3000 Messzyklen zwischen den Gruppen 3 und 5 ein p-Wert von 1,0.

Der Vergleich der Gruppen *Jail-Technik* (Gruppe 4) und *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) zeigt einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$. Für die Gruppe 4 lässt sich ein Mittelwert für *Displacement* Setzzyklus 10 von 0,897 mm ± 0,415 mm errechnen. Auch hier unterscheidet sich das Ergebnis deutlich von dem Vergleich des Displacements nach 3000 Messzyklen, bei dem sich kein signifikanter Unterschied mit $p = 0,782$ ergibt.

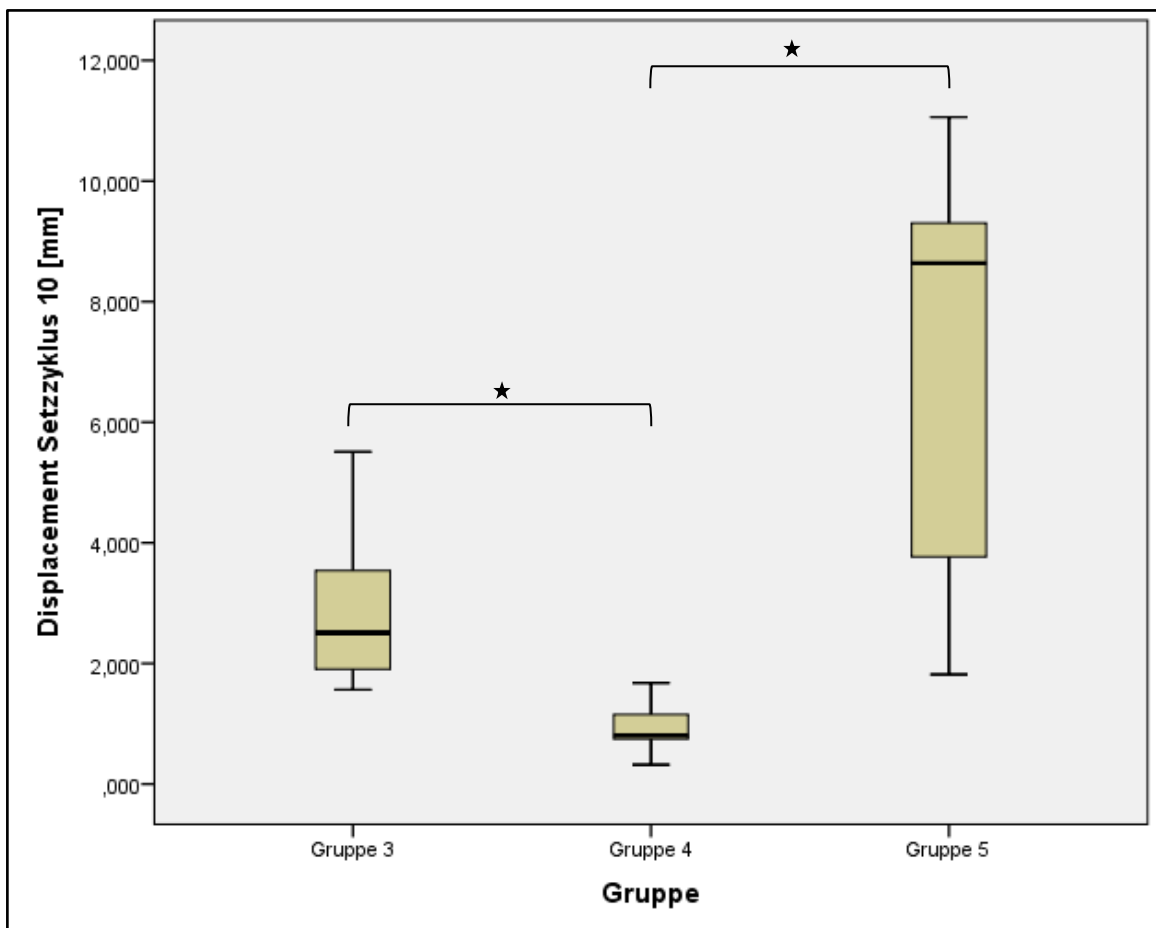


Abb. 42: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement* Setzzyklus 10 in mm der Gruppen 3, 4 und 5. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Die Gegenüberstellung der Gruppen 6 (*Zwei Schrauben + chronOs Inject®*), 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) und 8 (*Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®*) ergibt im *Displacement Setzzyklus 10* keine signifikanten Unterschiede. Der p-Wert liegt bei dem Vergleich von Gruppe 6 mit Gruppe 7 bei 1,0, bei dem Vergleich von Gruppe 6 mit Gruppe 8 bei 0,464 und bei dem Vergleich von Gruppe 7 mit Gruppe 8 bei 0,995. Hier gleichen sich die Ergebnisse des Displacements nach den Setzzyklen und die Berechnungen aus dem Vergleich des Displacements nach 3000 Messzyklen. Auch dort ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen 6 - 8 mit $p = 1,0$.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Der Mittelwert für das Displacement nach dem 10. Setzzyklus liegt für die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) bei $0,689 \text{ mm} \pm 0,66 \text{ mm}$. Im Vergleich mit der Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) liegt ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$ vor. Die Ergebnisse aus dem Vergleich *Displacement 3000 Messzyklen* zwischen den beiden Gruppen ergeben ebenfalls einen signifikanten Unterschied. Der p-Wert liegt dabei bei 0,02.

Vergleich der Versuchsgruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

Bei der Gegenüberstellung der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) mit Gruppe 9 zeigt sich ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,022$. Der Mittelwert des Datensatzes *Displacement Setzzyklus 10* liegt für die Gruppe 9 bei $0,537 \text{ mm} \pm 0,407 \text{ mm}$. Auch hier zeigt der Vergleich des Datensatzes *Displacement 3000 Messzyklen* einen ebenfalls signifikanten Unterschied mit $p = 0,006$.

Ebenfalls signifikant unterscheiden sich im *Displacement Setzzyklus 10* die Gruppen *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) und die Gruppe 9 mit $p < 0,01$ voneinander. Das gleiche Ergebnis ergibt der Vergleich im Datensatz *Displacement 3000 Messzyklen*. Auch hier liegt ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$ vor.

Ziel 3:

In den Gruppen 1 (*Jail-Technik + Norian Drillable®*) und 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) sind die Messwerte für *Displacement Setzzyklus 10* normalverteilt.

Der Mittelwert liegt in Gruppe 1 bei $2,225 \text{ mm} \pm 1,027 \text{ mm}$ und in Gruppe 7 bei $1,149 \text{ mm} \pm 1,072 \text{ mm}$. Es ergibt sich ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,045$. Bei dem Vergleich des Datensatzes *Displacement 3000 Messzyklen* ergibt sich zwischen den beiden Gruppen 1 und 7 kein signifikanter Unterschied mit $p = 0,236$.

3.2.3 Setz- und Messzyklen

Ziel 1:

Die Messwerte für den Datensatz *Displacement Setz- u. Messzyklen* sind sowohl in der Gruppe *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) als auch in der Gruppe *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) normalverteilt. Die Mittelwerte der beiden Gruppen liegen bei $3,211 \text{ mm} \pm 0,912 \text{ mm}$ für Gruppe 1 und bei $1,343 \text{ mm} \pm 0,597 \text{ mm}$ für Gruppe 2. Der Vergleich der Gruppen ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$. Im Vergleich der Gruppen 1 und 2 hat sich auch unter Berücksichtigung der Setzzyklen im Hinblick auf das *Displacement* keine Änderung ergeben ($p < 0,01$ bei dem Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement 3000 Messzyklen*).

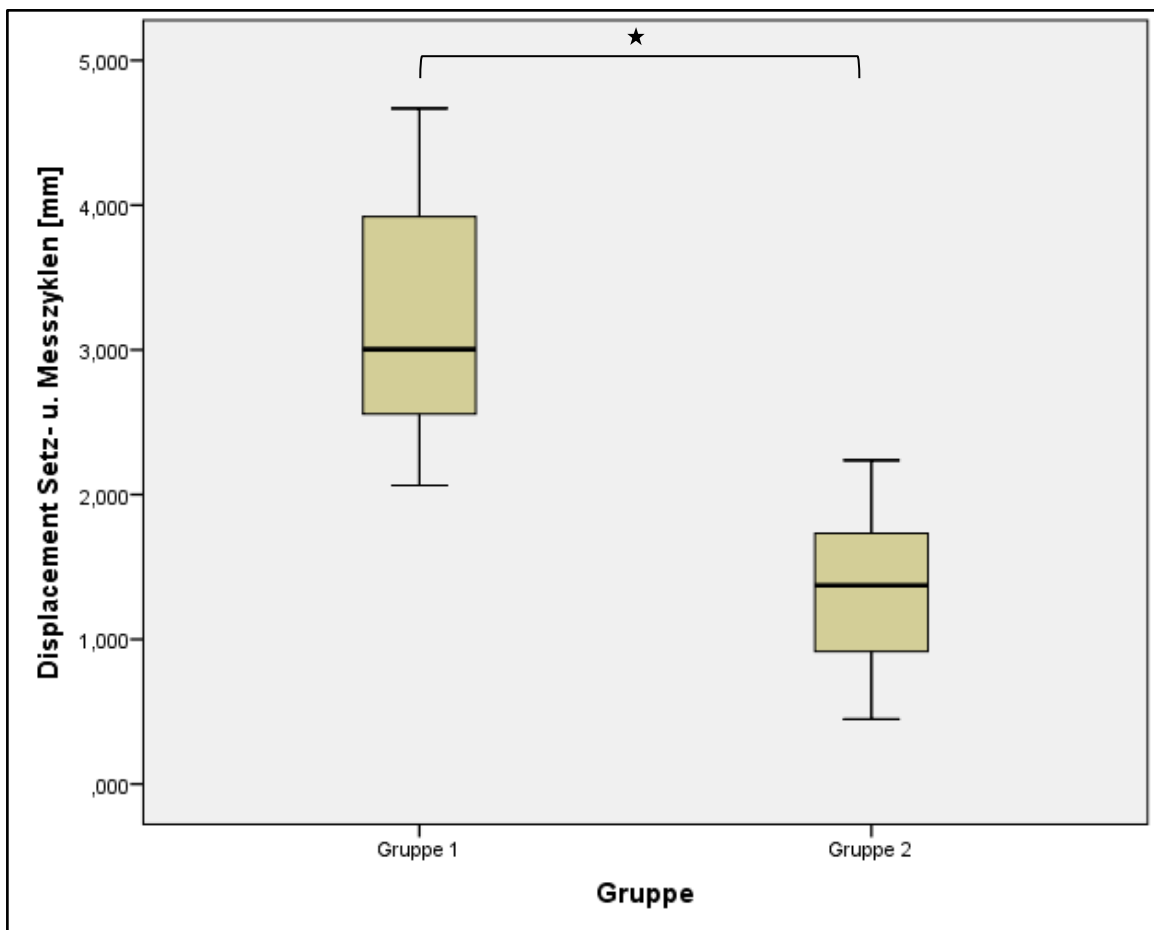


Abb. 43: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement Setz- u. Messzyklen* in mm der Gruppen 1 und 2. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Ziel 2:

Die Werte des Messparameters *Displacement Setz- u. Messzyklen* sind in den Gruppen 5 und 8 nicht normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Die Gruppen *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *Jail-Technik* (Gruppe 4) weisen für das Displacement nach allen Setz- und Messzyklen Mittelwerte von

4,374 mm \pm 1,444 mm und 2,011 mm \pm 0,635 mm auf. Es wird ein Unterschied zwischen den beiden Gruppen mit $p = 0,012$ errechnet.

Der Unterschied zwischen Gruppe 1 und 2 ist umso größer, wenn man alle Zyklen, also auch die Setzzyklen, in die Rechnung mit einbezieht.

Der Mittelwert für den Datensatz *Displacement Setz- u. Messzyklen* für die Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) liegt bei 10,439 mm \pm 2,805. Im Vergleich mit der Gruppe *Jail-Technik* (Gruppe 4) liegt ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,005$ vor. Auch hier gilt, dass der Unterschied zwischen den beiden Gruppen größer ist, wenn auch die Setzzyklen in den Vergleich mit einbezogen werden.

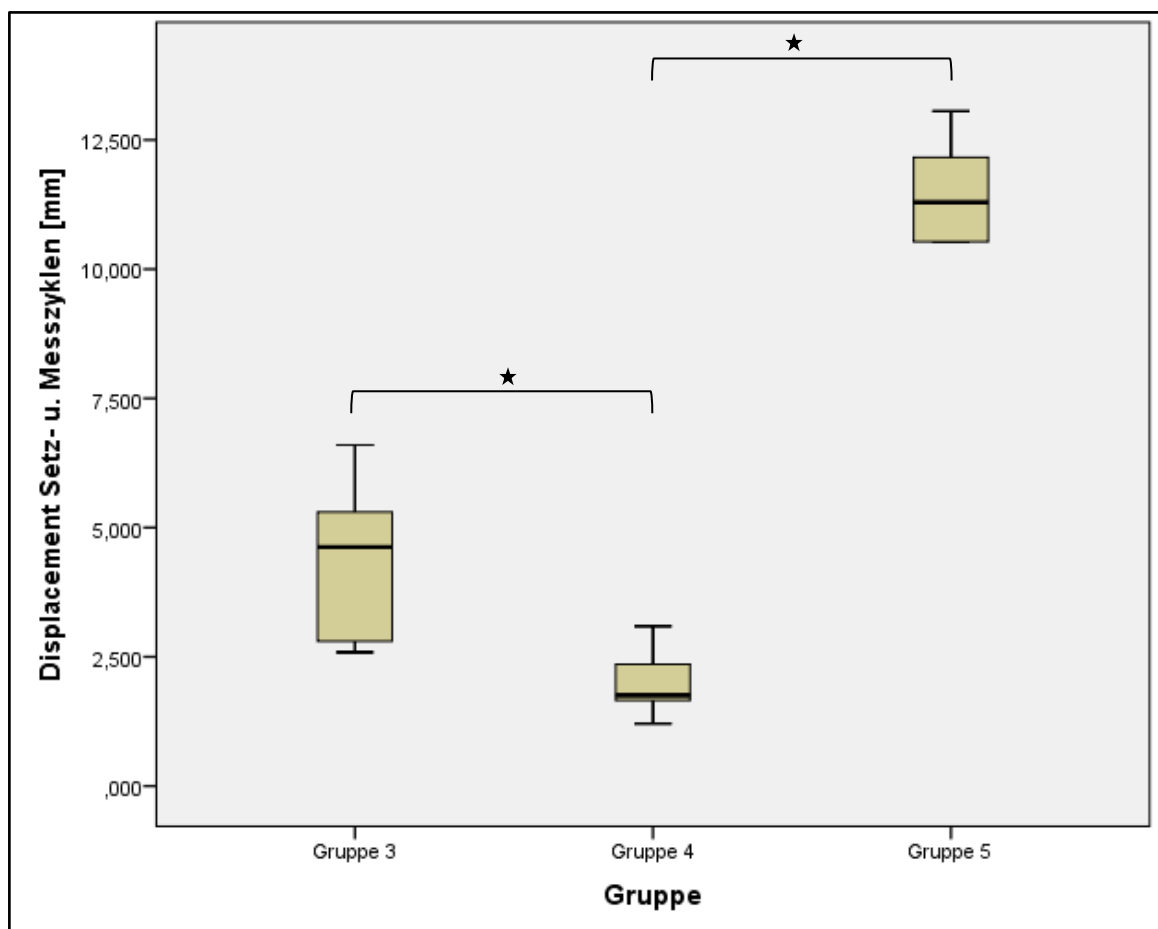


Abb. 44: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Displacement Setz- u. Messzyklen* in mm der Gruppen 3, 4 und 5. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Die Gegenüberstellung der Gruppen 6, 7 und 8 ergibt im *Displacement Setz- u. Messzyklen* keine signifikanten Unterschiede. Der p-Wert für den Vergleich von Gruppe 6 mit Gruppe 7 liegt bei 0,839. Der Vergleich von Gruppe 6 mit Gruppe 8 ergibt einen p-Wert von 0,548 und der Vergleich von Gruppe 7 mit Gruppe 8 ergibt einen p-Wert von 1,0. Im Vergleich der Gruppen 6 bis 8 hat sich somit auch unter Berücksichtigung der Setzzyklen keine Änderung der Signifikanzen ergeben.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) und *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) im Kruskal-Wallis-Test mit $p < 0,01$. Der Unterschied zwischen den Gruppen ist größer, wenn die Setzzyklen in den Vergleich mit einbezogen werden. Der Mittelwert für das Displacement nach allen Setz- und Messzyklen liegt für Gruppe 5 bei $10,439 \text{ mm} \pm 2,805$ und für Gruppe 8 bei $1,435 \text{ mm} \pm 0,905$.

Vergleich der Versuchsgruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

In der Gruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) liegt der Mittelwert bei $1,062 \text{ mm} \pm 0,565$ mm und der Vergleich mit der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$.

Der Vergleich der Mittelwerte der Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) und der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p < 0,01$.

Im Vergleich der Gruppen 3 und 9 sowie der Gruppen 5 und 9 hat sich auch unter Berücksichtigung der Setzzyklen keine Änderung ergeben.

Ziel 3:

In den Gruppen *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) und *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) sind die Messwerte für *Displacement Setz- u. Messzyklen* normalverteilt.

Die Mittelwerte liegen bei 3,211 mm \pm 0,912 mm in Gruppe 1 und bei 1,951 mm \pm 1,254 mm in Gruppe 7. Es liegt ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,028$ vor. Auch zwischen diesen beiden Gruppen zeigt sich, dass der Unterschied umso deutlicher ist, wenn alle Zyklen, also auch die Setzzyklen, in den Vergleich mit einbezogen werden.

3.3 Maximalkraft

Ziel 1:

In den Gruppen *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) und *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) sind die Werte des Datensatzes *Maximalkraft* normalverteilt. Der Vergleich der Gruppen zeigt keinen signifikanten Unterschied der maximalen Belastbarkeit der Versorgungstechnik mit $p = 0,846$. Der Mittelwert für Gruppe 1 liegt bei 3463 N \pm 444 N und für Gruppe 2 bei 3498 N \pm 275 N.

Ziel 2:

Nicht normalverteilte Messwerte für die maximale Belastbarkeit liegen in den Gruppen 3, 4 und 5 vor.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Der Vergleich der Gruppen *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *Jail-Technik* (Gruppe 4) mit den Mittelwerten $1957 \text{ N} \pm 384 \text{ N}$ und $3067 \text{ N} \pm 257 \text{ N}$ zeigt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,019$.

Die Gruppen *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) unterscheiden sich mit $p < 0,01$ voneinander. Der Mittelwert für den Datensatz *Maximalkraft* liegt für Gruppe 5 bei $3813 \text{ N} \pm 556 \text{ N}$.

Bei dem Vergleich von Gruppe 4 (*Jail-Technik*) mit Gruppe 5 (*Laterale Abstützplatte*) ergibt sich kein signifikanter Unterschied mit $p = 1,0$.

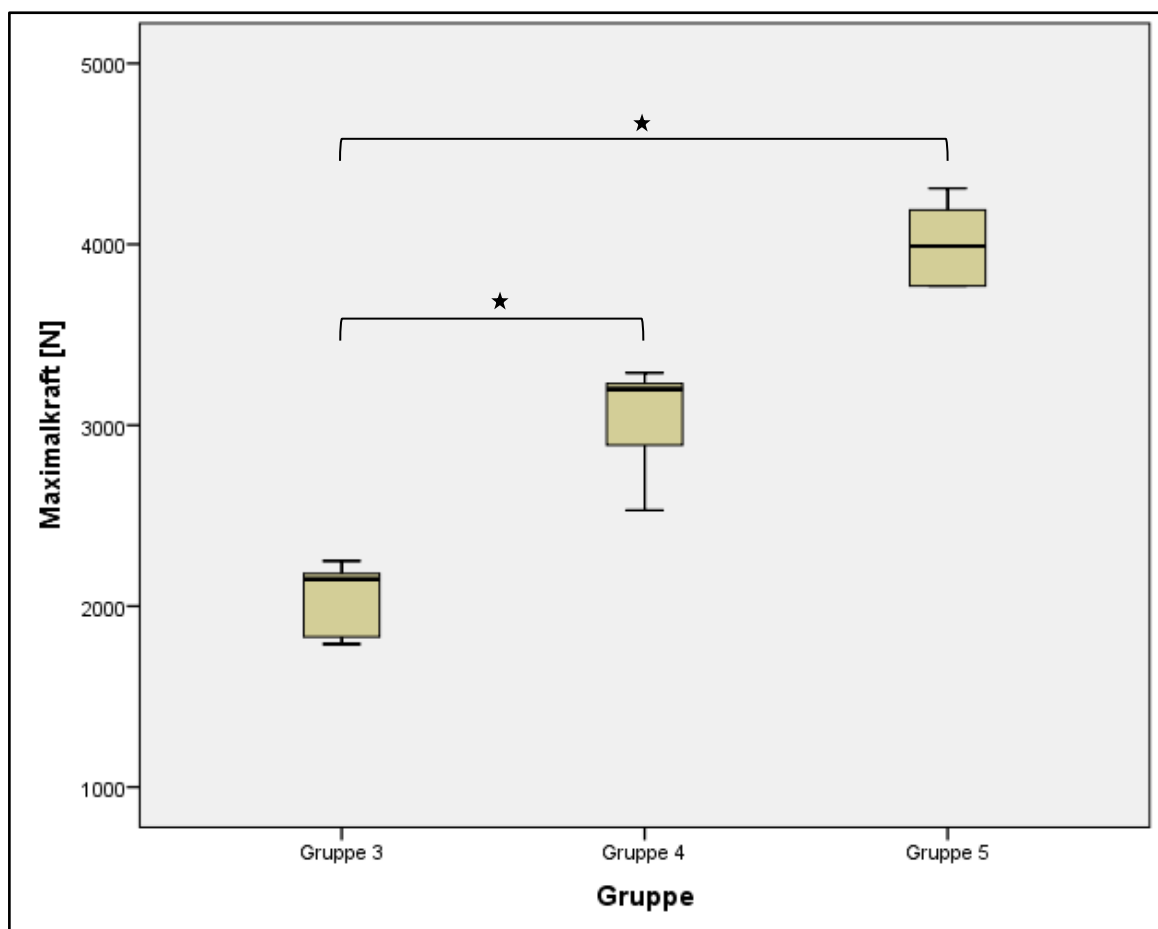


Abb. 45: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Maximalkraft* in N der Gruppen 3, 4 und 5. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Die Mittelwerte für die Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) und die Gruppe *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) für den Datensatz *Maximalkraft* liegen bei $2603 \text{ N} \pm 317 \text{ N}$ und $3391 \text{ N} \pm 281 \text{ N}$. Der Vergleich der Mittelwerte ergibt einen p-Wert von 0,001.

Auch bei dem Vergleich der Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) und der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) liegt ein signifikanter Unterschied mit $p = 0,001$ vor. Der Mittelwert für Gruppe 8 liegt bei $3378 \text{ N} \pm 443 \text{ N}$.

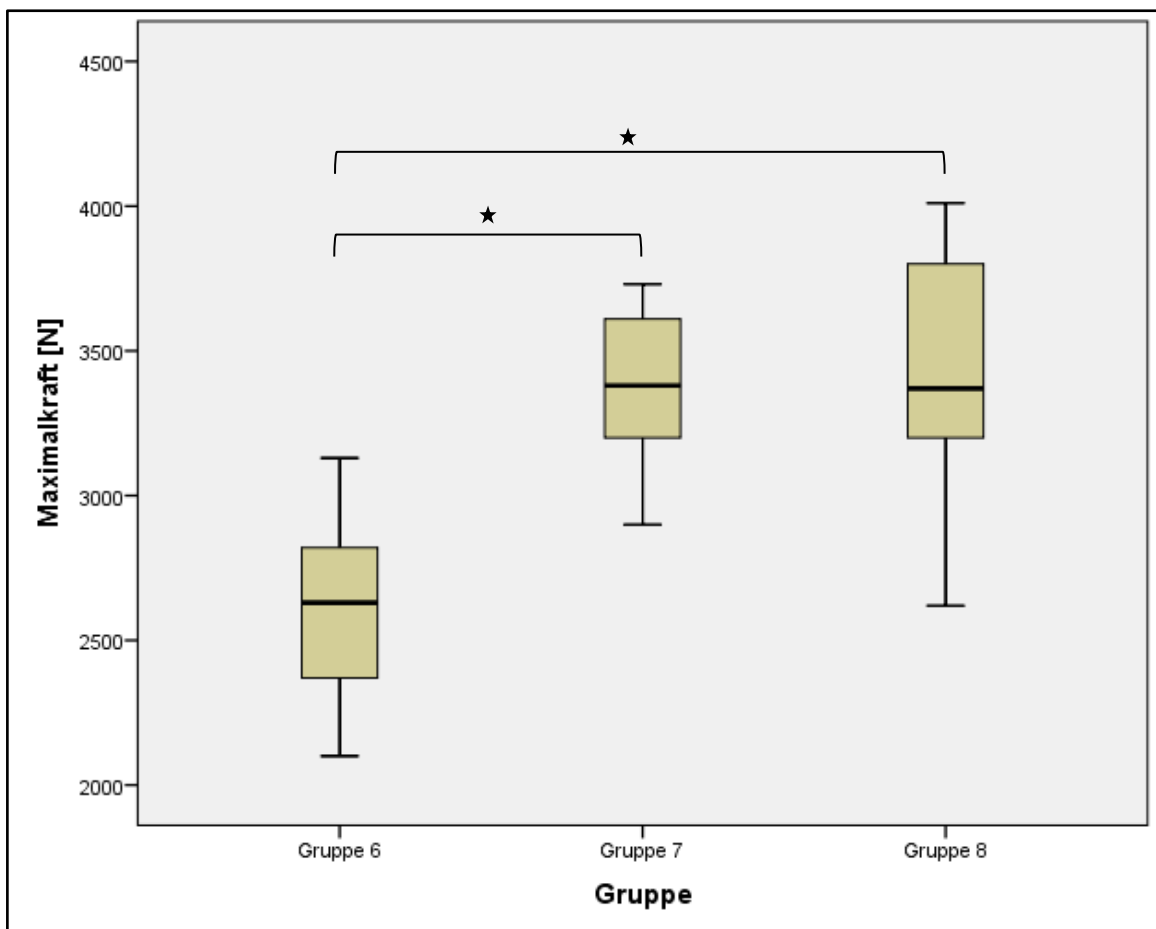


Abb. 46: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Maximalkraft* in N der Gruppen 6, 7 und 8. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Bei der Auswertung der Messergebnisse und dem Vergleich der Gruppen mit und ohne Knochenzement ergeben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen.

Vergleich der Versuchsgruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

In der Gruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) liegt der Mittelwert für die Maximalkraft bei $2290 \text{ N} \pm 325 \text{ N}$. Bei dem Vergleich mit dem Mittelwert aus der Gruppe *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) ergibt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$.

Bei dem Vergleich zwischen der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) und *chronOs Inject®* (Gruppe 9) liegt ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$ vor.

Die Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) mit dem Mittelwert $3813 \text{ N} \pm 556 \text{ N}$ und die Gruppe 9 unterscheiden sich mit $p = < 0,01$.

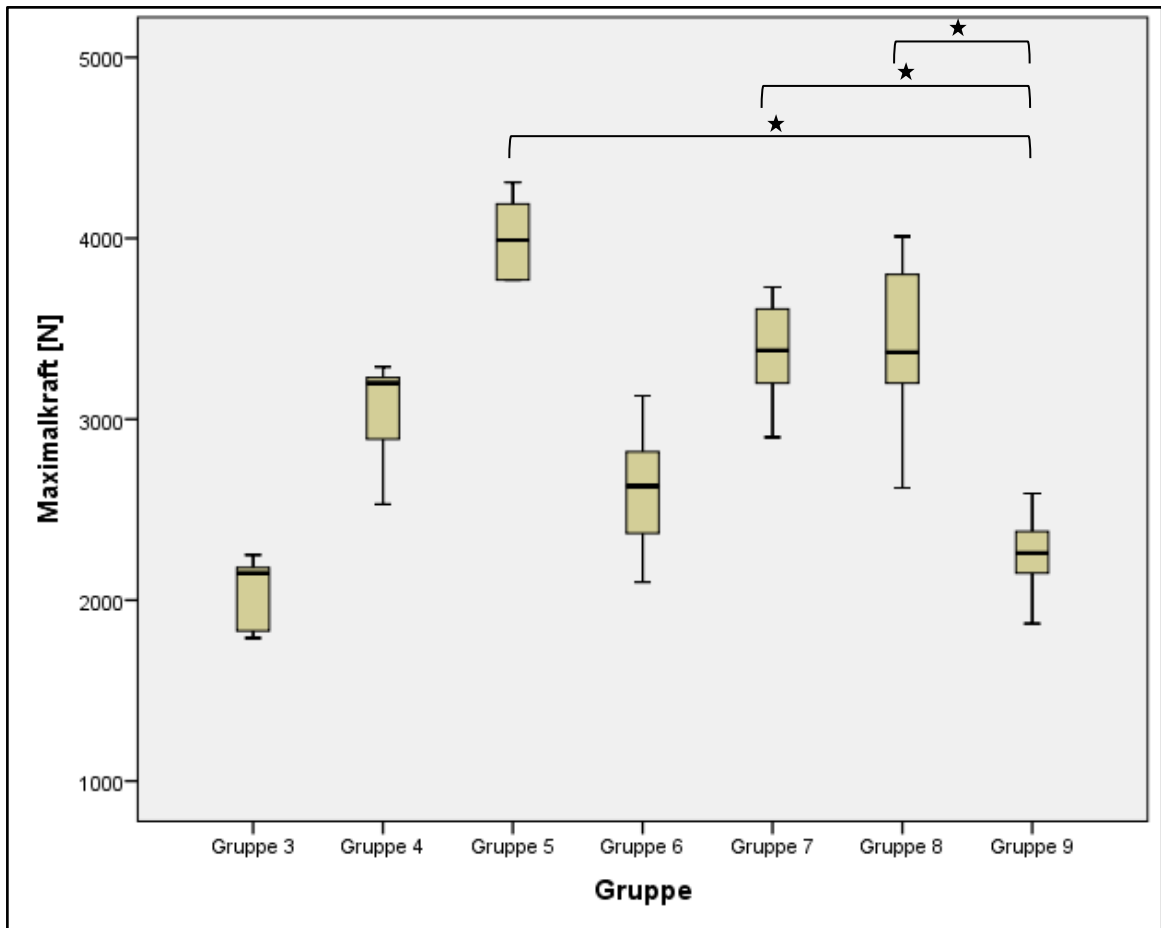


Abb. 47: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Maximalkraft* in N der Gruppen 3 - 9. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Ziel 3:

Sowohl in Gruppe 1 (*Jail-Technik* + *Norian Drillable®*) als auch in Gruppe 7 (*Jail-Technik* + *chronOs Inject®*) sind die Messwerte des Datensatzes *Maximalkraft* normalverteilt.

Im Vergleich der beiden Gruppen zeigt sich kein signifikanter Unterschied. Der p-Wert liegt bei 0,687.

3.4 Steifigkeit

Ziel 1:

Der Datensatz *Steifigkeit* ist in der Gruppe *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) und *Norian drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) normalverteilt. Der Mittelwert für diesen Messparameter liegt in Gruppe 1 bei 307 N/mm \pm 62 N/mm und in Gruppe 2 bei 413 N/mm \pm 64 N/mm. Der Vergleich der beiden Gruppen zeigt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,003$.

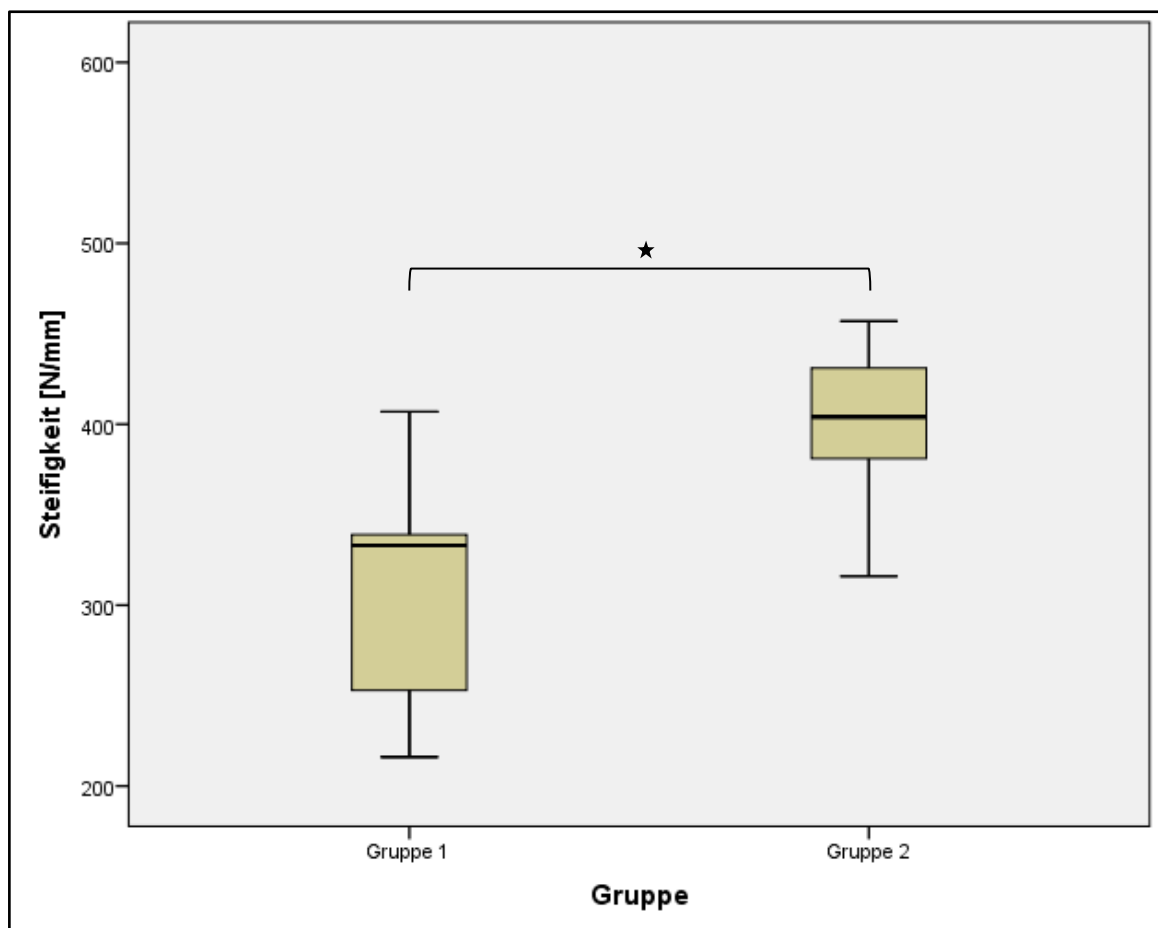


Abb. 48: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Steifigkeit* in N/mm der Gruppen 1 und 2. Das Signifikanzniveau mit $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch \star .

Ziel 2:

Lediglich in Gruppe 4 ist der Datensatz *Steifigkeit* nicht normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede bei der *Steifigkeit* für den Vergleich der Gruppen 3 - 5.

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Der Mittelwert für die *Steifigkeit* liegt in der Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) bei 275 N/mm \pm 44 N/mm und in der Gruppe *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) bei 478 N/mm \pm 149 N/mm. Die beiden Gruppen unterscheiden sich mit $p = 0,001$ signifikant voneinander.

Auch die Gruppen *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) und *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) unterscheiden sich mit $p = 0,003$ signifikant voneinander. Der Mittelwert in Gruppe 8 liegt bei 297 N/mm \pm 114 N/mm.

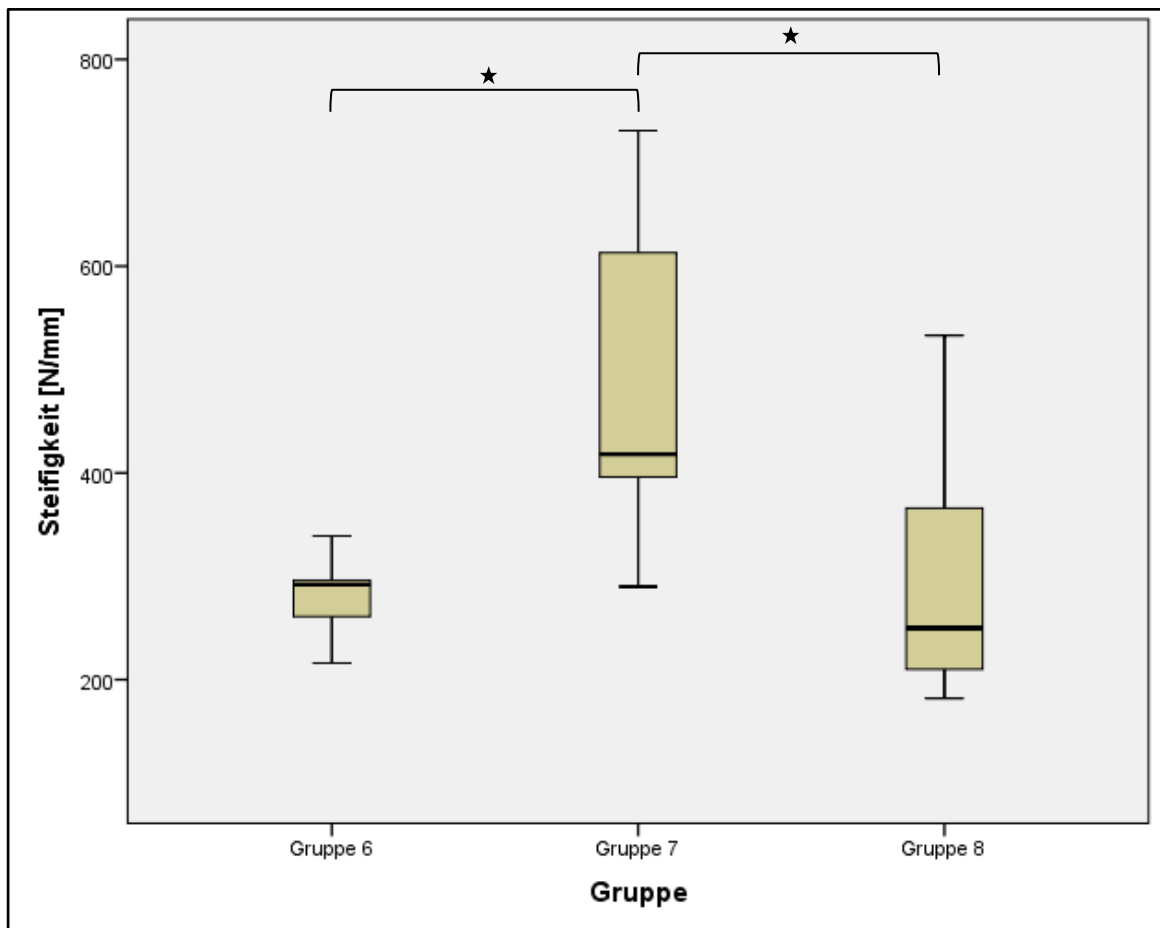


Abb. 49: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *Steifigkeit* in N/mm der Gruppen 6, 7 und 8. Das Signifikanzniveau mit $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch ★.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Die Messergebnisse aus den Versuchsgruppen zeigen bei der Auswertung keine signifikanten Unterschiede.

Vergleich der Gruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

Zwischen der Gruppe *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) und der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) ergibt sich ein p-Wert von 0,077. Damit ist der Unterschied nicht signifikant aber nahe am Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$.

Ziel 3:

Es liegt in Gruppe 1 (*Jail-Technik + Norian drillable®*) und in Gruppe 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) eine Normalverteilung für den Datensatz *Steifigkeit* vor.

Dabei liegt der Mittelwert in Gruppe 1 bei 307 N/mm \pm 62 N/mm und in Gruppe 7 bei 478 N/mm \pm 149 N7mm. Die Analyse der Mittelwerte ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,006$.

3.5 Normalisierte Werte

Ziel 1:

In beiden Gruppen ist der Datensatz *LTF %* normalverteilt. Zwischen den Gruppen lässt sich bei dem Vergleich der Mittelwerte kein signifikanter Unterschied feststellen. Der p-Wert liegt bei 0,1. Der errechnete Mittelwert für *LTF %* liegt in der Gruppe *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1) bei 247 % \pm 16 % und in der Gruppe *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2) bei 263 % \pm 24 %.

Ziel 2:

Ausgenommen Gruppe 7 ist der Datensatz *LTF %* in allen Gruppen normalverteilt.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

In den Gruppen *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) und *Jail-Technik* (Gruppe 4) liegt der Mittelwert für *LTF %* bei $148 \% \pm 33 \%$ und bei $231 \% \pm 25 \%$. Der Vergleich der Mittelwerte ergibt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,018$.

Für die Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) liegt der Mittelwert für *LTF %* bei $337 \% \pm 53 \%$. Im Vergleich mit der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) zeigt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$.

Ebenfalls signifikant unterscheiden sich die Gruppen *Jail-Technik* (Gruppe 4) und *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) voneinander. Der p-Wert liegt hier bei 0,001. Hier zeigt sich ein Unterschied zu den Ergebnissen der absoluten Werte aus dem Datensatz *Maximalkraft*. Dort ergab sich kein signifikanter Unterschied mit $p = 1,0$.

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

Der Mittelwert für *LTF %* liegt in der Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) bei $203 \% \pm 34 \%$ und in der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) bei $289 \% \pm 77 \%$. Der Vergleich der Mittelwerte zeigt einen signifikanten Unterschied mit $p = 0,014$.

Bei dem Vergleich der absoluten Werte aus dem Datensatz *Maximalkraft* ergibt sich zusätzlich zu einem signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen 6 und 8 noch ein weiterer signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$ zwischen den Gruppen 6 und 7.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Bei der Auswertung der Messergebnisse und dem Vergleich der Gruppen mit und ohne Knochenzement ergeben sich keine signifikanten Unterschiede

zwischen den Gruppen. Das entspricht den Ergebnissen aus dem Vergleich der absoluten Werte des Datensatzes *Maximalkraft*.

Vergleich der Gruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

In der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) liegt der Mittelwert für *LTF %* bei $196\% \pm 35\%$. Bei dem Vergleich mit dem Mittelwert aus der Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) ergibt sich ein signifikanter Unterschied mit $p < 0,01$.

Die Gegenüberstellung der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) und der Vergleichsgruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9) zeigt ebenfalls einen signifikanten Unterschied. Der p-Wert liegt hier bei 0,005.

Zusätzlich ergibt sich bei dem Vergleich der Messwerte aus dem Datensatz *Maximalkraft* im Gegensatz zu den hier beschriebenen Signifikanzen noch ein weiterer Unterschied zwischen den Gruppen 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) und 9 (*chronOs Inject®*) mit $p < 0,01$.

Ziel 3:

In Gruppe 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) sind die Messwerte des Datensatzes *LTF %* nicht normalverteilt.

Im Vergleich der Mittelwerte der Gruppen 7 und 1 (*Jail-Technik + Norian Drillable®*) zeigt sich kein signifikanter Unterschied mit $p = 0,562$. Das Ergebnis entspricht dem Resultat aus dem Vergleich der absoluten Werte des Datensatzes *Maximalkraft*.

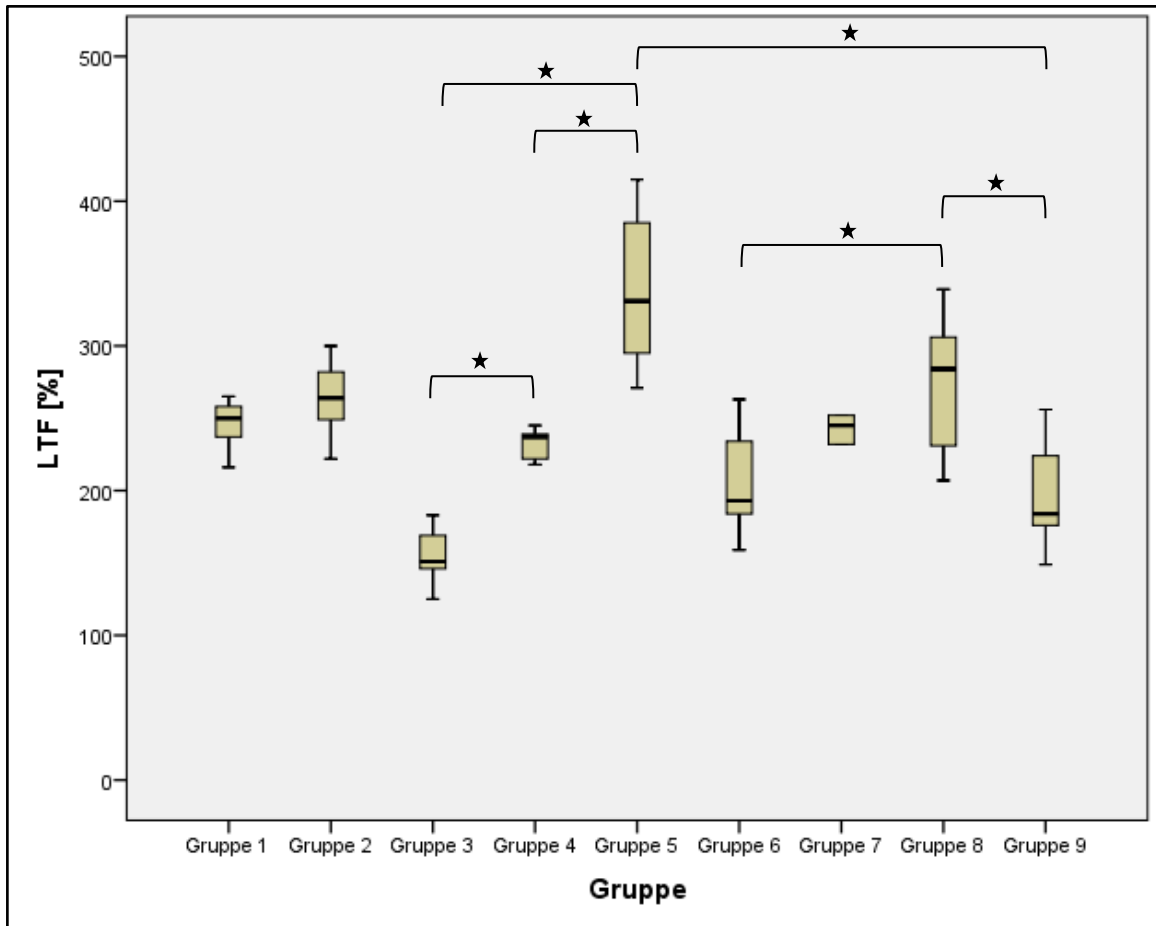


Abb. 50: Die Abbildung zeigt den Vergleich der Messwerte des Datensatzes *LTF %* der Gruppen 1 - 9. Das Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ wird angezeigt durch ★ .

4 Diskussion

4.1 Kunstknochen

Der Einsatz von Kunstknochen in dieser Studie garantiert die Vergleichbarkeit der biomechanischen Testergebnisse der unterschiedlichen Versuchsgruppen. Im Gegensatz zu Knochen von Körperspendern zeigen die Kunstknochen keine Variabilität in der Qualität der Knochenstruktur sowie in der Fläche des Tibiaplateaus und der Knochengröße [2, 3, 12].

Das zeigen auch die Messergebnisse aus dem Datensatz *Kraft Knochen initial* der Frakturgenerierung, die sich in keinem Gruppenvergleich signifikant

voneinander unterscheiden. Die Kraft, die zur Generierung der Impressionsfraktur aufgewendet werden musste, ist somit bei allen verwendeten Kunstknochen vergleichbar. Daher können den einzelnen Knochen annähernd gleiche biomechanische Eigenschaften zugesprochen werden, was die Voraussetzung für vergleichbare Messergebnisse in den zyklischen Testungen und den Load-to-failure-Tests darstellt. Da man von einer gleichen Stabilität der Kunstknochen ausgehen kann, lassen sich die in den Testungen gefundenen Unterschiede verteilbar auf die Osteosynthese zurückführen [3].

In einer Studie von Ali et al., in der verschiedene Osteosynthesetechniken bei bikondylären Tibiakopffrakturen biomechanisch getestet wurden, kommen *Sawbones* als Testobjekte zum Einsatz. Die Autoren betonen ebenfalls den Vorteil, mit der Verwendung von Kunstknochen die Variabilität in der Knochenqualität zu vermeiden, die zwangsläufig bei der Verwendung von humanen Knochenpräparaten in Kauf genommen werden muss. Sie führen weiterhin an, dass die Knochenqualität ein einflussreicher Faktor für die Stabilität der Osteosynthesetechnik ist und einige Techniken möglicherweise empfindlicher auf eine qualitativ schlechte Knochensubstanz reagieren [3, 12]. Durch den Einsatz der *Sawbones* in dieser Studie können die Testergebnisse auch durch diesen möglichen Einflussfaktor nicht verfälscht werden.

Die Verwendung von Kunstknochen erleichtert auch die Generierung von reproduzierbaren Frakturen. Auf Grund der beschriebenen gleichen biomechanischen Eigenschaften verhalten sich die Knochen bei der Generierung der Impressionsfraktur ähnlich und gewährleisten so gleiche Voraussetzungen für die anschließende osteosynthetische Versorgung und Testung der Knochen.

Ein weiterer Grund für den Einsatz der künstlichen Knochen war die große Anzahl der Versuchsgruppen mit neun Knochen pro Gruppe. Auf Grund der geringen Verfügbarkeit wäre die Durchführung der Testungen an 81 humanen Präparaten nicht möglich gewesen.

In den Vorversuchen wurde das Kunstknochenmodell *Synbone 1110* aus einem Pool von drei verschiedenen Modellen ausgewählt, nachdem die Ergebnisse

der Frakturgenerierung und der zyklischen Testungen mit den Ergebnissen der humanen Präparate aus der Studie von Doht et al. vergleichbar waren [19]. So sollte gewährleistet werden, dass der verwendete Kunstknochen ähnliche biomechanische Eigenschaften wie humane osteoporotische Knochen aufweist. Trotzdem kann den Ergebnissen der Vorversuche entnommen werden, dass der *Synbone 1110* eine widerstandsfähigere Knochenstruktur als die humanen osteoporotischen Knochen besitzt und somit nicht exakt die Verhältnisse in vivo widerspiegelt.

Während die immer gleiche Struktur und Anatomie der Kunstknochen im Hinblick auf die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ein großer Vorteil ist, verzichten in der Literatur einige Autoren genau auf Grund dieser Eigenschaften auf die Verwendung von Kunstknochen. Ratcliff et al. untersuchen in ihrer Studie die Versorgung von medialen Spaltfrakturen des Tibiakopfes. Humane Knochenpräparate kommen zum Einsatz, da diese die Variabilität von Knochenqualität und Anatomie deutlich besser widerspiegeln und der Realität somit näher kommen [78].

4.2 Frakturgenerierung

Um eine standardisierte und reproduzierbare Impressionsfraktur an den Kunstknochen hervorzurufen, wurde ein runder Druckstempel mit 12 mm Durchmesser verwendet. Mit dieser Methode wurde auch schon in früheren Studien gearbeitet, um reine Impressionsfrakturen zu generieren [12, 19, 98]. Durch die Verwendung desselben Druckstempels und das genaue Ausmessen des lateralen Tibiaplateaus konnte der Druckstempel exakt auf die Mitte der lateralen Gelenkfläche ausgerichtet werden. So lag bei jedem Knochen derselbe Versuchsaufbau vor und die standardisierte Reproduzierbarkeit der Impressionsfraktur war gegeben.

Die Verwendung eines Femurkondylus zum Hervorrufen der Fraktur würde zwar den realen Gegebenheiten am Kniegelenk näher kommen, doch ist es schwierig damit eine reine Impressionsfraktur zu generieren. Die Kräfte, die bei

einer Belastung des Plateaus mit der Femurkondyle wirken, sind komplexer und schwer reproduzierbar. Außerdem können in einem biomechanischen Modell die natürlichen Gegebenheiten nie vollständig nachgestellt werden. Weitere Einflussfaktoren wie Bänder und Muskulatur werden ebenfalls nicht im Versuchsaufbau dieser Studie berücksichtigt.

Trotz der Verwendung des Druckstempels und der Schaffung von gleichen Voraussetzungen traten Spaltfrakturen in der Fraktursimulation auf. Diese Knochen wurden daraufhin aussortiert in nicht für die zyklischen Testungen berücksichtigt.

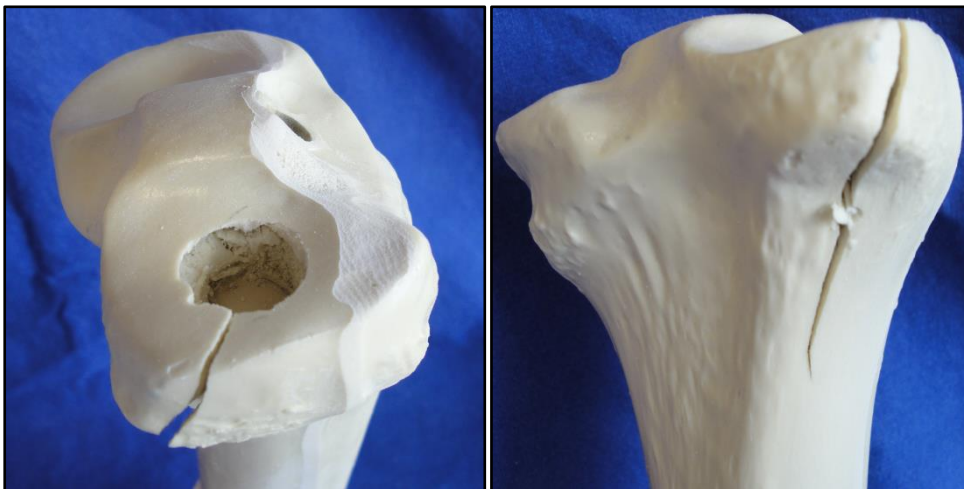


Abb. 51: Die Abbildung zeigt eine kombinierte Impressions-Spaltfraktur nach der Fraktursimulation.

4.3 Zyklische Testung

Die zyklischen Testungen spiegeln die Verhältnisse der postoperativen Phase wider, in der Patienten mit Tibiakopffrakturen das Bein an Unterarmgehstützen teilbelasten dürfen.

Für diese Testungen wurde ein Belastungsniveau von 250 N gewählt. Diese Kraft entspricht etwa 20 % der Kraft, die der Knochen initial bei der

Frakturgenerierung standgehalten hat. Der Mittelwert lag dabei bei 1291 N. Dieses Belastungsniveau wurde bereits in Studien von Yetkinler et al. und Doht et al. angewendet. [19, 56, 98].

In der Regel sollen Patienten mit osteosynthetisch versorgten Tibiakopffrakturen postoperativ eine Teilbelastung von 20 kg einhalten. Diese Teilbelastung entspricht etwa 200 N. Das in dieser Studie gewählte Belastungsniveau von 250 N für die zyklischen Versuche liegt somit in einem klinisch relevanten Bereich. Die Kraft für die Setzzyklen wurde, wie in den oben genannten Studien, auf 125 N festgelegt. Der Einsatz einer verringerten Belastung von 125 N in den Setzzyklen ermöglichte zudem die exakte Platzierung des Druckstempels auf die Fraktur für die folgenden Messzyklen [19, 56, 98].

Zur Festlegung der Anzahl an Messzyklen wurden in Vorversuchen die Kunstknochen zunächst in 10.000 Zyklen mit 250 N belastet. Die Versuche zeigten, dass sich nach 3000 Messzyklen keine wesentlichen Unterschiede im Displacement ergaben. Lediglich das temporäre Eindringen des Stempels wurde noch registriert. Außerdem ließen sich an diesem Punkt Unterschiede im Displacement der einzelnen Knochen zeigen. Somit wurde die Anzahl von 3000 Messzyklen für die Versuche festgelegt.

In der Literatur finden sich auch Studien mit einer höheren Anzahl von Zyklen. Dabei lassen sich Zahlen bis 210.000 Zyklen finden. Allerdings liegt die Frequenz der Messzyklen in diesen Studien bei bis zu 4 Hz [62, 95, 98]. Hinzu kommt ein abweichendes Studiendesign, in dem das Belastungsniveau während der zyklischen Testung in bestimmten Abständen erhöht wird [3, 44, 62, 95].

Um sicher zu stellen, dass der Entlastungspunkt bei 20 N und der Belastungspunkt bei 250 N während der zyklischen Testung genau angefahren werden konnte, wurde die Geschwindigkeit der Messzyklen für diese Studie wie bei Dougherty et al. mit 25 mm/min festgelegt [21].

Die Setzzyklen zu Beginn der biomechanischen Testung dienten dazu, die ersten Settle-Momente der Osteosynthesen auszugleichen. Obwohl sie nicht zu den 3000 Belastungszyklen des biomechanischen Testmodells gehörten,

wurden die Setzzyklen in der Analyse der Gruppenergebnisse berücksichtigt. Denn besonders in den Gruppen, die mit einer lateralen Abstützplatte versorgt worden sind, gab es einzelne Knochen, bei denen sich der größte Anteil des Displacements während der Setzzyklen zeigte. Auf Grund dessen konnte das Displacement in den Setzzyklen nicht komplett vernachlässigt werden.

4.4 Ergebnisse

Ziel 1:

Der erste Versuchsteil dieser Studie befasst sich mit der biomechanischen Stabilitätsprüfung von zwei Operationstechniken zur Auffüllung des metaphysären Knochendefektes mit *Norian Drillable®*, einem bohrbaren Knochenzement.

Bei dem Vergleich der beiden Versuchsgruppen kann gezeigt werden, dass Gruppe 2 (*Norian Drillable®* + Jail-Technik) in allen das Displacement betreffenden Versuchsparametern signifikant besser abschneidet als Gruppe 1 (Jail-Technik + *Norian Drillable®*). Hinzu kommt eine signifikant höhere Steifigkeit in Gruppe 2.

Aus diesen Ergebnissen kann geschlossen werden, dass die Möglichkeit, den Knochenzement vor der Schraubenosteosynthese einzubringen, großen Einfluss auf das Displacement der Fraktur hat. Denn nur durch das vorherige Auffüllen der nach der Frakturposition entstehenden Defektzone kann gewährleistet werden, dass diese vollständig bis unter das Tibiaplateau und das hochgestößelte Impressionsfragment ausgefüllt wird (s. Abb. 53). Andernfalls erschweren die eingebrachten Schrauben durch ihre Position das optimale Auffüllen der Defektzone und des Bohrkanals und unterhalb des Frakturfragmentes bleibt ein Hohlraum zurück (s. Abb. 52). In diesen sinkt die Fraktur bei den zyklischen Testungen ein, was sich im höheren Displacement zeigt. Die nach der Frakturversorgung angefertigten Röntgenbilder zeigen deutlich die Unterschiede der zwei Stabilisierungstechniken.

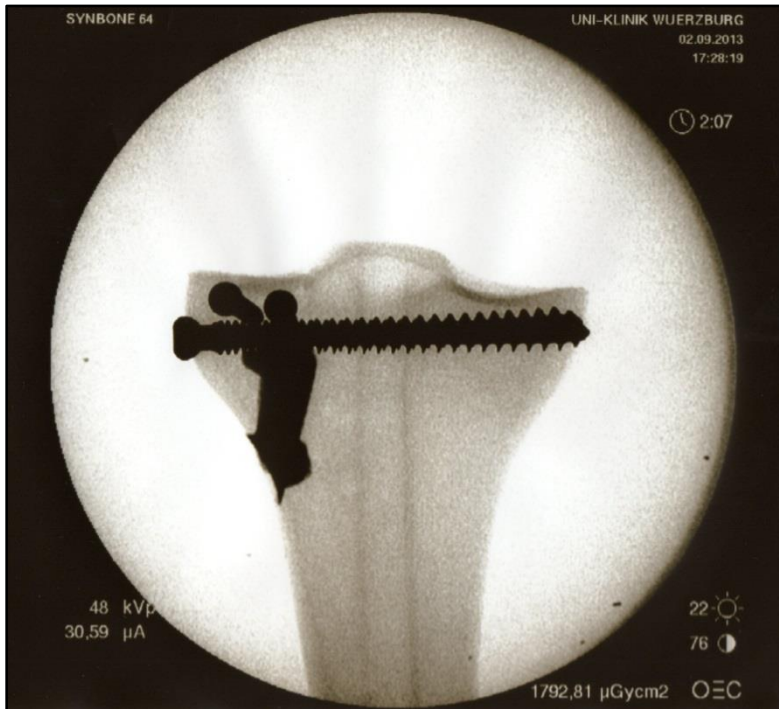


Abb. 52: Das Röntgenbild zeigt einen Knochen aus der Versuchsgruppe 1. Deutlich zu erkennen ist die nicht bis unter das Tibiaplateau mit Knochenzement aufgefüllte Defektzone. Die Schrauben behindern die Auffüllung.

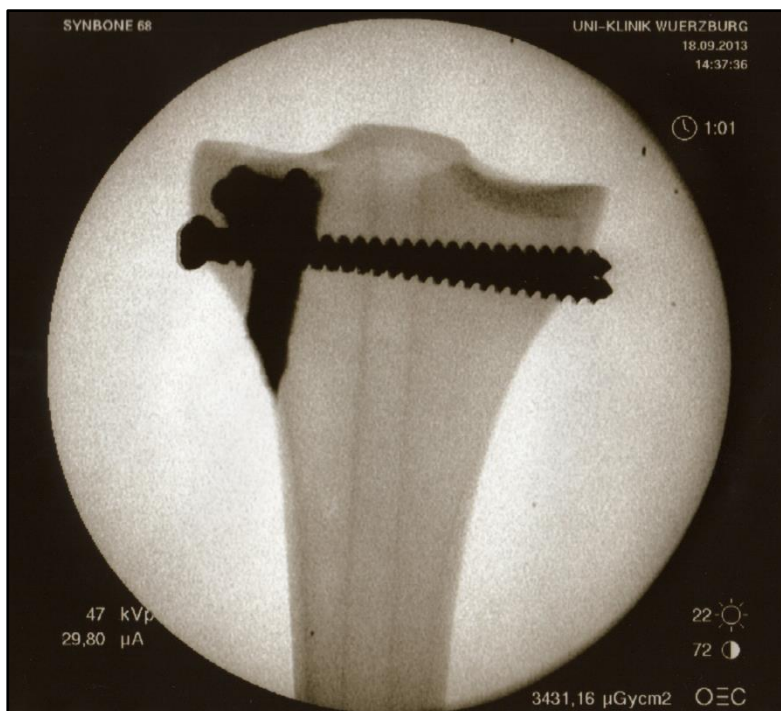


Abb. 53: Das Röntgenbild zeigt einen Knochen aus der Versuchsgruppe 2. Der Knochendefekt ist vollständig bis unter das Tibiaplateau aufgefüllt.

Das optimale Auffüllen des Knochendefektes ist wichtig, um postoperativ Repositionsverluste zu vermeiden und einer Stufenbildung im Gelenk entgegenzuwirken. Des Weiteren ist die vollständige Auffüllung des Defektes Grundvoraussetzung dafür, dass das Knochenersatzmaterial mit der umgebenden Spongiosa in Kontakt tritt. Nur so kann nachfolgend eine Osseointegration stattfinden [19, 39, 60, 62, 68].

Bei dem Vergleich der Maximalkraft, der beide Versorgungstechniken standhielten, zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen. Die Art der Auffüllung des Defektes mit Knochenzement, ob vor oder nach der Schraubenosteosynthese, hat in den Versuchen somit keinen Einfluss auf die maximale Stabilität. Entscheidend für die Stabilität des frakturierten Knochens ist die Art der Osteosynthese. Das konnte auch in der Studie von Doht et al. gezeigt werden [19].

Allerdings unterscheiden sich die beiden Gruppen hinsichtlich der Steifigkeit der Osteosynthesetechnik signifikant, was sich durch die vollständigere Auffüllung unterhalb des Impressionsfragmentes erklären lässt. Gruppe 2 zeigt in der Load-to-failure-Phase der Testung eine geringere Verformung als Gruppe 1. Dieses Ergebnis passt zu den oben beschriebenen Resultaten, bei denen das Frakturfragment in Gruppe 1 während der zyklischen Testung stärker einsinkt als in Gruppe 2.

Nach den biomechanischen Testungen fiel auf, dass der Knochenzement *Norian Drillable*® in beiden Gruppen unter der axialen Belastung aus dem Kortikalisfenster des Kunstknochens herausgedrückt wurde oder sich im Bohrkanal gelockert hatte (s. Abb. 54). Der Zement ist keine feste und komplexe Verbindung mit der ihn umgebenden Kunstknochen-Spongiosa eingegangen.



Abb. 54: Die Abbildung zeigt einen Knochen nach der biomechanischen Testung. Der Knochenzement *Norian Drillable®* ist durch das Kortikalisfenster herausgedrückt worden.

Ziel 2:

Im zweiten Teil der Studie wurde die Stabilität unterschiedlicher Osteosynthesemöglichkeiten mit und ohne Knochenzement unter zyklischer Krafteinleitung auf einem klinisch relevanten Belastungsniveau geprüft.

Vergleich der Versuchsgruppen ohne Knochenzement (Gruppen 3 - 5):

Zunächst wurden die Ergebnisse der drei Versorgungstechniken (Zwei-Schrauben-Osteosynthese, Jail-Technik, Plattenosteosynthese) ohne Knochenzement miteinander verglichen. Dabei fällt auf, dass die Versuchsgruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5) im Vergleich zu den anderen

beiden Gruppen in allen Messparametern, die das Displacement betreffen, die größten Werte aufweist. Signifikant unterscheidet sie sich von der Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3) im *Displacement Setzzyklus 10* und von der Gruppe *Jail-Technik* (Gruppe 4) im *Displacement Setzzyklus 10* und im *Displacement Setzu. Messzyklen*. Der Grund dafür liegt zum einen darin, dass die laterale Abstützplatte ca. 10 mm unterhalb des Plateaus angebracht werden muss, damit die Schrauben im Kopf der Platte nicht die Gelenkfläche des medialen Plateaus durchstoßen. Auf Grund dessen wird das Impressionsfragment nicht unmittelbar von den Schrauben gestützt. Zum anderen sind die Schrauben, bedingt durch die vorgegebenen Bohrlöcher in der Platte, nicht optimal unter dem Frakturfragment platziert. Während der zyklischen Testungen und bei der Load-to-failure-Testung wird das Fragment zwischen den beiden Schrauben im Kopf der Platte hindurchgedrückt. Das Fragment wird nur in einem sehr geringen Maß durch eine Schraube unterstützt (s. Abb. 55).

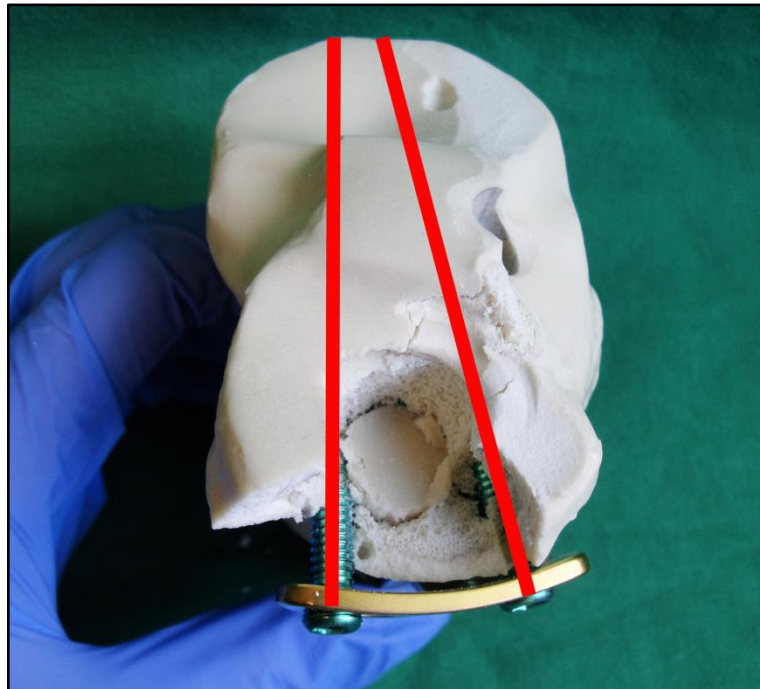


Abb. 55: Es wird ein Knochen mit einer Plattenosteosynthese nach der biomechanischen Testung dargestellt. Lediglich die hintere (linke) Schraube stützt das Frakturfragment minimal ab. Der Schraubenverlauf wird durch die rote Markierung verdeutlicht.

Das Displacement ist in der Gruppe *Laterale Abstützplatte* bereits nach den Setzzyklen verhältnismäßig groß. Auf Grund der nicht optimalen Position von Platte und Schrauben sinkt das Impressionsfragment bereits bei einer Belastung von 125 N in den Setzzyklen ein. In den Gruppen *Zwei-Schrauben* und *Jail-Technik* sind die Groß- bzw. Kleinfragmentschrauben besser unter dem Fragment platziert, so dass es erst im Rahmen der Messzyklen mit einer Belastung von 250 N zu einem relevanten Displacement kommt. Dabei zeigt wiederum die Gruppe *Jail-Technik* im Vergleich zur Gruppe *Zwei Schrauben* ein signifikant geringeres Displacement in der Messung *Displacement Setz- u. Messzyklen*. Die zusätzliche Verwendung von Kleinfragmentschrauben in der *Jail-Technik* ermöglicht ein präzises Platzieren der Kleinfragmentschrauben unter dem Impressionsfragment, was mit Schrauben von größerem Durchmesser nicht so exakt durchzuführen ist. Durch die Kombination der konventionellen *Zwei-Schrauben-Osteosynthese* mit den zusätzlich von frontal eingebrachten Schrauben entsteht ein Widerlager, was der gesamten

Osteosynthese eine höhere Stabilität verleiht und das Displacement gering ausfallen lässt.

Die höhere Stabilität zeigt sich im Vergleich der Load-to-failure-Testung der unterschiedlichen Osteosynthesen. Die Jail-Technik hält einer signifikant höheren Maximalkraft stand als die Zwei-Schrauben-Osteosynthese. Auch im Vergleich mit der Plattenosteosynthese schneidet die konventionelle Zwei-Schraubenosteosynthese signifikant schlechter ab. Zwischen der Jail-Technik und der Plattenosteosynthese liegt kein Unterschied vor ($p = 1,0$). Das Verhalten der Osteosynthesetechniken in der Load-to-failure-Testung zeigt dabei interessante Unterschiede:

Die Schrauben in Gruppe 3 (*Zwei-Schrauben*) schneiden während der Testung durch den Knochen, während in Gruppe 4 (*Jail-Technik*) dieses Verhalten nicht zu beobachten ist (s. Abb. 56). Hier verbiegen sich die Schrauben deutlich stärker, aber durchschneiden den Knochen nicht oder kaum (s. Abb. 57). Es ist anzunehmen, dass durch die Anordnung der vier Schrauben in der Jail-Technik die axiale Kraft besser verteilt wird und die Kleinfragmentschrauben bereits Kraft abfangen. Durch die Stützfunktion der im rechten Winkel eingebrachten Großfragmentschrauben wird die gesamte Schraubenkonstruktion aber nicht durch den Knochen gedrückt. Bei der konventionellen Schraubenosteosynthese trifft die Last nur auf zwei Schrauben, die die Kraft schlechter abfangen können und infolgedessen den Knochen durchschneiden.



Abb. 56: Die Abbildung zeigt einen Knochen aus der Gruppe *Zwei Schrauben*. Auf Grund der Belastung durchschneiden die Schrauben den Knochen. Ein Teil des Tibiaplateaus ist abgeplatzt.



Abb. 57: Die Abbildung zeigt einen Knochen aus der Gruppe *Jail-Technik*. Die Kleinfragmentschrauben fangen einen Teil der axialen Belastung ab und verbiegen sich. Es ist kaum ein Durchschneiden der Schrauben zu erkennen.

Auch in der Studie von Weimann et al., in der die Jail-Technik mit der konventionellen Zwei-Schrauben-Osteosynthese an Schweineknöchel bei lateralen Tibiaplateaufrakturen (AO 41 B1) verglichen wird, zeigt die Jail-Technik tendenziell ein geringeres Displacement in den zyklischen Testungen. Allerdings liegt hierbei keine statistische Signifikanz vor. Dafür zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der Maximalbelastung zu Gunsten der Jail-Technik. In den Load-to-failure-Tests schneiden die Schrauben der konventionellen Technik ebenfalls durch den Knochen, während sich das Versagen der Jail-Technik zu einem Großteil (85 %) in einem Verbiegen der Schrauben zeigt. Zwar untersuchen die Autoren einen anderen Frakturtyp (Spaltfraktur ohne Impression), aber die Beobachtungen in Bezug auf das Verhalten der Schraubenosteosynthesen bei den Load-to-failure-Testungen zeigen deutliche Parallelen. Die verwendeten Kunstknöchel scheinen vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie die Schweineknöchel zu besitzen, welche wiederum auf Grund von strukturellen Ähnlichkeiten zu humanen Knochen eingesetzt werden [95].

Die laterale Plattenosteosynthese besitzt in Bezug auf das Displacement in den zyklischen Testungen Nachteile gegenüber den beiden Schraubenosteosynthesen, zeigt aber gegenüber der Zwei-Schraubenosteosynthese eine signifikant höhere Maximalkraft, der sie standhalten kann. Allerdings muss dabei erwähnt werden, dass zum Zeitpunkt des Versagens der Plattenosteosynthese ein sehr großes Displacement von bis zu 58 mm erreicht wird. Außerdem werden diese Knochen, im Gegensatz zu den mit Schrauben versorgten Knochen, bei denen sich der Knochenschaden nach der Load-to-failure-Testung auf den Tibiakopf beschränkt, vollkommen zerstört und zersplittern in mehrere kleine Teilstücke (s. Abb. 58).



Abb. 58: Die Abbildung zeigt einen zersplitterten Kunstknochen aus der Gruppe *Laterale Abstützplatte* nach der Load-to-failure-Testung.

Vergleich der Versuchsgruppen mit Knochenzement (Gruppen 6 - 8):

In keinem Vergleich der Gruppen untereinander zeigt sich ein signifikanter Unterschied im Displacement. Unterschiede zeigen sich lediglich in den Messparametern *Maximalkraft*, *LTF %* und *Steifigkeit*. Durch den Einsatz des Zementes werden die Vor- und Nachteile in Bezug auf das Displacement, die sich bei den Versuchsgruppen ohne Zement ergeben haben, ausgeglichen.

In den beiden Gruppen mit einer Schraubenosteosynthese (Gruppe 6 und 7) konnte der Zement auf Grund der Position der Schrauben nicht bis unter das Frakturfragment aufgefüllt werden. Im Gegensatz dazu, stellten die verwendeten Schrauben der Plattenosteosynthese (Gruppe 8) kein Hindernis bei der Auffüllung des Knochendefektes dar. Hier konnten der gesamte Bohrkanal und die Defektzone vollständig mit *chronOs Inject®* gefüllt werden. Interessant ist, dass sich trotz der optimalen Auffüllung in der Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8) keine Vorteile im Displacement gegenüber den anderen beiden Gruppen *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6) und *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7) ergeben. Das Ergebnis könnte sich damit erklären lassen, dass die Schrauben in Gruppe 6 und 7 sehr nah unterhalb des Impressionsfragmentes der Fraktur platziert sind und zusätzlich vom Zement abgestützt werden, so dass sich auch hier nur ein sehr geringes Displacement ergibt und ein Vorteil für Gruppe 8 (*Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®*) ausbleibt. Hinzukommt außerdem die bereits erwähnte nicht optimale Platzierung der Schrauben im Kopf der Abstützplatte. Sie unterstützen das Impressionsfragment nicht, so dass die gesamte axiale Kraft zunächst ausschließlich vom Knochenzement abgefangen werden muss. Die mögliche Stützfunktion des Zementes zeigt sich bei den Gruppen 6 (*Zwei Schrauben + chronOs Inject®*) und 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) auch darin, dass die Schrauben in der Load-to-failure-Testung in einem deutlich geringeren Maß den Knochen durchschneiden als in den Gruppen ohne Zement. Dabei schneidet Gruppe 7 sowohl in der *Steifigkeit* als auch in der *Maximalkraft* signifikant besser ab, als Gruppe 6. Die vier Schrauben bewähren sich, ebenso wie in den Gruppen ohne Zement, auch hier gegen die

konventionelle Zwei-Schrauben-Osteosynthese und zeigen eine größere Stabilität. Auch gegenüber der Plattenosteosynthese ist die konventionelle Technik im Nachteil und schneidet in der *Maximalkraft* und im *LTF %* signifikant schlechter ab.

Während der Load-to-failure-Testung verformen sich die Knochen in Gruppe 8 (*Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®*) deutlich stärker als in Gruppe 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*), was sich in einer signifikant höheren Steifigkeit in Gruppe 7 zeigt. Radiologisch zeigt sich in Gruppe 7 eine vergleichbare Verteilung des Knochenzementes in der Defektzone wie in Gruppe 1. Auch in den Gruppen ohne Zement ist zu beobachten, dass der Knochenschaden nach der Load-to-failure-Testung bei den Knochen, die mit der lateralen Abstützplatte versorgt wurden, am größten ist.

Durch die bereits beschriebene nicht optimale Positionierung der Schrauben im Kopf der Abstützplatte der Gruppe 8 trifft der Druckstempel in der Testung erst weiter distal auf eine Schraube im Schaft der Platte. Dadurch wird die axiale Kraft zunächst nur vom Zement abgefangen, ohne dass dieser zusätzlich von Schrauben unterstützt wird. Es ergibt sich eine stärkere Verformung des Zementes, was die geringere Steifigkeit der Frakturversorgung erklärt.

Vergleich der Versuchsgruppen mit und ohne Knochenzement:

Weder in der Gegenüberstellung der Gruppen *Zwei Schrauben* und *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* noch im Vergleich der Gruppen *Jail-Technik* und *Jail-Technik + chronOs Inject®* ergaben sich signifikante Unterschiede in einem Messparameter. Der Einsatz des Zementes hat in diesen Gruppen keinen Einfluss auf die maximale Stabilität der Osteosynthese oder das Displacement. Die Röntgenbilder zeigen, dass der Zement in den Gruppen mit den Schrauben-Osteosynthesen nicht bis direkt unter das hochgestößelte Frakturfragment gefüllt werden kann. Die Kraft trifft sowohl in den Gruppen ohne als auch in den Gruppen mit Knochenzement zunächst auf die

Schrauben, so dass sich keine signifikanten Unterschiede im Rahmen des Displacements ergeben.

Anders verhält es sich in den beiden Gruppen mit lateraler Abstützplatte. Die Gruppe 8 (*Laterale Abstützplatte+ chronOs Inject®*) zeigt in allen vier Messparametern, die das Displacement beschreiben, signifikant geringere Werte als Gruppe 5 (*Laterale Abstützplatte*). Während in Gruppe 8 der Knochendefekt optimal mit dem Knochenzement aufgefüllt wurde, wird das Impressionsfragment in Gruppe 5 weder von Zement noch von Schrauben im Kopf der Platte unterstützt (vgl. Abb. 55).

In Bezug auf die Steifigkeit und die maximale Belastbarkeit zeigt sich zwischen den beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied. Der Zement hat wie in den Gruppen mit den Schraubenosteosynthesen keinen Einfluss auf die maximale Stabilität der Osteosynthese.

Vergleich der Gruppen 3 - 8 mit der Vergleichsgruppe 9:

Die drei Gruppen, in denen kein Knochenzement eingesetzt wurde, schneiden gegenüber der Vergleichsgruppe 9 in Bezug auf das Displacement schlechter ab. Während Gruppe 3 (*Zwei Schrauben*) und Gruppe 5 (*Laterale Abstützplatte*) in allen vier Messparametern, die das Displacement betreffen, signifikant schlechter abschneiden, ist in Gruppe 4 (*Jail-Technik*) lediglich das *Displacement 3000 Messzyklen* signifikant größer.

Der Knochenzement wurde in der Vergleichsgruppe 9 exakt bis unter das Impressionsfragment aufgefüllt. Das Displacement fällt auf Grund dessen in dieser Gruppe am geringsten aus, da kein Hohlraum unterhalb des Fragmentes zurückbleibt und dieses somit direkt abgestützt wird.

Interessant ist, dass bei dem Vergleich der Gruppen 6 (*Zwei Schrauben + chronOs Inject®*) und 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject®*) mit der Vergleichsgruppe 9 (*chronOs Inject®*) der zusätzlich eingebrachte Knochenzement einen großen Effekt auf das Displacement hat, obwohl das Auffüllen in beiden Gruppen durch die Schrauben behindert wird und nicht

optimal ausgeführt werden kann. Beide Gruppen unterscheiden sich nun nicht mehr signifikant von Gruppe 9 in den Messparametern, die das Displacement betreffen. Während es in den direkten Vergleichen der Schraubenosteosynthesen mit und ohne Knochenzement keinen Vorteil im Displacement bringt, wenn der Knochenzement eingesetzt wird, zeigt sich im Vergleich mit Gruppe 9 doch ein Effekt. Hier scheint die abstützende Funktion des Knochenersatzmaterials ins Gewicht zu fallen. Zwar ist das Displacement in den absoluten Werten größer als in Gruppe 9, aber ein signifikanter Unterschied besteht nicht.

Insgesamt zeigt sich, dass der Einsatz von *chronOs Inject®* deutlich größeren Einfluss auf das Displacement hat als auf die maximale Stabilität. Im radiologischen Vergleich lässt sich die mit Abstand effektivste Auffüllung des Knochendefektes mit dem Kalziumphosphatzement in Gruppe 9 (*chronOs Inject®*) erkennen. Zwar kann die reine Auffüllung mit Knochenzement im LTF % mit den Gruppen 4 (*Jail-Technik*) und 6 (*Zwei Schrauben + chronOs Inject®*) statistisch mithalten. Die Messwerte zeigen aber die Tendenz zu einer geringeren Stabilität. Lediglich die Gruppe 3 schneidet schlechter ab, wenn auch ohne signifikanten Unterschied (vgl. Tab. 2).

	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklus	Setzzyklus	3000 Messzyklen	Maximalkraft in N	LTF %	Steifigkeit
Gruppe 1	0,653	3,211	2,225	0,986	3463	247	307
Gruppe 2	0,272	1,343	0,811	0,532	3498	263	413
Gruppe 3	1,000	4,374	2,940	1,433	1957	148	289
Gruppe 4	0,683	2,011	0,897	1,114	3067	231	309
Gruppe 5	3,077	10,439	6,717	3,721	3813	337	406
Gruppe 6	0,675	2,826	1,712	1,114	2603	203	275
Gruppe 7	0,408	1,951	1,149	0,802	3391	262	478
Gruppe 8	0,422	1,435	0,689	0,746	3378	289	297
Gruppe 9	0,258	1,062	0,537	0,525	2290	196	348

Tab. 2: Die Tabelle zeigt einen Überblick über die Mittelwerte der Ergebnisse aus den biomechanischen Testungen. Grün markierte Werte kennzeichnen das beste und rot markierte Werte das schlechteste Abschneiden. Die Tabelle zeigt keine Signifikanzen. Es sind lediglich Tendenzen zwischen den einzelnen Gruppen abzulesen.

Ziel 3:

In Teil 3 dieser Studie wurde die Stabilität der Kalziumphosphatzemente *Norian Drillable*® und *chronOs Inject*® in Kombination mit der Jail-Technik untersucht. Für den Vergleich wurden die Gruppen 1 (*Jail-Technik + Norian Drillable*) und 7 (*Jail-Technik + chronOs Inject*) herangezogen. Dabei schnitt die Gruppe 7 in den Messparametern *Displacement Setzzyklus 10*, *Displacement Messzyklus 10*, *Displacemen Setz- und Messzyklen* und *Steifigkeit* signifikant besser ab als Gruppe 1. Obwohl die Kompressionsfestigkeit von *chronOs Inject*® vom Hersteller mit ca. 4 MPa angegeben und auf die dringend erforderliche stabile Osteosynthese bei Anwendung des Zementes mit lasttragender Indikation hingewiesen wird, zeigt er bessere Werte als die bohrbare Alternative *Norian Drillable*®, dessen Kompressionsfestigkeit mit ca. 35 MPa nach 24 Stunden angegeben wird [88].

Die Begutachtung der Röntgenbilder der Knochen aus beiden Gruppen ergab keine Unterschiede bei der Defektauffüllung. Sowohl mit *Norian Drillable*® als auch mit *chronOs Inject*® konnte der Knochendefekt nur bis zu den Schrauben aufgefüllt werden. Oberhalb der Schrauben verblieb ein Hohlraum, so dass eine unterschiedlich erfolgte Defektauffüllung als Grund für die signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ausgeschlossen werden kann.

Das bessere Abschneiden von *chronOs Inject*® könnte sich damit erklären lassen, dass dieser Knochenzement eine festere Verbindung mit der Kunstknochenspongiosa eingegangen ist als *Norian Drillable*®. Denn anders als der bohrbare Zement, ließ sich *chronOs Inject*®, mit Ausnahme eines Knochens, weder in Gruppe 7 noch in den drei anderen mit Zement versorgten Gruppen durch das Kortikalisfenster aus dem Bohrkanal herausdrücken. In der Abbildung 59 ist gut zu erkennen, dass der Zement in der Load-to-failure-Testung nicht nach unten nachgibt und aus dem Kortikalisfenster austritt, sondern dass er fest mit der umgebenden Kunstknochenstruktur verbunden ist. Dadurch reagiert er auf die axiale Kraft mit einer Ausbreitung in die umgebende Spongiosa und komprimiert und verdrängt diese. Ein solches Verhalten könnte die Erklärung für das unterschiedliche Abschneiden der beiden

Kalziumphosphatzemente in den biomechanischen Testungen sein. Natürlich muss bedacht werden, dass in der klinischen Anwendung von *Norian Drillable*® auf seine entscheidende Eigenschaft als bohrbarer Kalziumphosphatzement zurückgegriffen wird. Dass er zur Versorgung einer Tibiakopfimppressionsfraktur erst nach der Osteosynthese eingebracht wird, ist nicht vorgesehen.

An dieser Stelle stellt sich außerdem die Frage, ob die beiden Materialien in humanem Gewebe ähnliche Eigenschaften zeigen oder ob sie sich möglicherweise im Rahmen der dort herrschenden Bedingungen anders verhalten.



Abb. 59: Die Abbildung zeigt einen Knochen aus der Gruppe *chronOs Inject*® nach der Load-to-failure-Testung.

In einer Studie von Arora et al. konnten die osteokonduktiven Eigenschaften und das histologische Erscheinungsbild von *chronOs Inject®* nach dem Einsatz am Patienten gezeigt werden.

Distale Radiusfrakturen von sechs Studienteilnehmern wurden zunächst mit einer volaren Platte versorgt und anschließend wurde der metaphysäre Knochendefekt mit *chronOs Inject®* aufgefüllt. Unmittelbar postoperativ wurde zur genauen Lokalisationsbestimmung des Knochenzementes ein CT-Bild angefertigt. Außerdem wurden im Abstand von 2, 6 und 12 Wochen sowie 6 und 12 Monaten nach der Operation Röntgenbilder im a.-p.-Strahlengang und von lateral angefertigt. Zusätzlich zu den bildgebenden Untersuchungen wurden Biopsien von der dorsalen Defektzone der Metaphyse entnommen und histologisch untersucht. In den klinischen und radiologischen Untersuchungen ließen sich keine Anzeichen einer Entzündungsreaktion oder Osteolyse nachweisen. Es konnten zwar histologisch inflammatorische Zellen im Präparat detektiert werden, aber diesen Prozess führten die Autoren auf das initiale Trauma, das die Impressionsfraktur hervorgerufen hat, und weniger auf die *chronOs Inject®*-Applikation zurück. Das Material erwies sich aus Sicht der Autoren somit als biokompatibel.

Außerdem ließ sich in der Studie der Resorptionsprozess von peripher nach zentral, wie vom Hersteller propagiert, nachweisen. Mit zunehmender postoperativer Dauer wurde der Knochenzement fortschreitend abgebaut. Nach 6 und 12 Monaten hatte die röntgendichte Struktur von *chronOs Inject®* stark an Größe verloren. Histologisch ließ sich neu gebildeter Knochen zwischen den partikelförmigen Inseln des Knochenzementes nachweisen. Eine trabekuläre Durchbauung des Materials konnte ebenfalls dokumentiert werden.

Nach durchschnittlich 10 Monaten konnte bei drei der sechs Patienten kein sichtbarer Zement im Röntgenbild dargestellt werden. Die histologische Begutachtung zeigte aber noch vorhandene Zementpartikel. Von einer 100 %igen Resorption des Materials konnte zu diesem Zeitpunkt noch nicht gesprochen werden [5].

4.5 Limitierende Faktoren der Studie

Der Versuchsaufbau dieser Studie ist darauf ausgerichtet, standardisierte Messergebnisse in den biomechanischen Testungen von Tibiakopfimppressionsfrakturen zu erzielen, um eine Vergleichbarkeit dieser Resultate und damit einen Aussagewert zu garantieren. Dabei kann nicht der Anspruch erhoben werden, den im Kniegelenk vorherrschenden Gegebenheiten vollständig Rechnung zu tragen. Einflüsse von Muskeln, Bändern, Sehnen und Menisken werden in diesem Versuchsmodell nicht berücksichtigt. Es wird versucht, im Rahmen der Möglichkeiten eines biomechanischen Testmodells, eine Annäherung an die anatomischen Verhältnisse zu erreichen.

Die Verwendung der Kunstknochen verbessert zwar die Vergleichbarkeit der Testergebnisse, limitiert aber gleichzeitig die Übertragbarkeit der Resultate auf die tatsächlichen mikro- und makroskopischen Gegebenheiten. Die der menschlichen Knochenstruktur nachempfundenen Modelle verhalten sich nicht identisch zu humanen Knochenpräparaten. Die Unterschiede in Material, Struktur und Festigkeit zeigen sich in den Vorversuchen.

4.6 Klinische Relevanz und Ausblick

Die Tibiakopffraktur ist mit 1 % aller knöchernen Verletzungen zwar ein seltenes Ereignis, aber ihr Anteil nimmt mit 10 % in der Altersklasse der über 50-Jährigen deutlich zu. Da sich aufgrund des demographischen Wandels die Altersstrukturen in der Bevölkerung verschieben werden, erlangt dieser Frakturtyp einen immer größeren Stellenwert [14, 19, 62, 92]. Die Entwicklung einer Versorgungstechnik, bei der eine optimale Wiederherstellung der Gelenkfläche und eine größtmögliche Stabilität erreicht werden, ist für das Outcome von entscheidender Bedeutung und großer klinischer Relevanz. Nur so kann die Behandlung zu einem funktionstüchtigen, schmerzfreien und

stabilen Kniegelenk führen und Folgen, wie vorzeitiger Gelenkverschleiß, Einschränkungen der Gelenkfunktion, Immobilität, Arbeitsunfähigkeit oder der Verlust der Selbstständigkeit, können vermieden werden [30, 45, 72, 73]. Die besonderen Verhältnisse im Rahmen von Tibiakopffrakturen bei alten Patienten müssen dabei berücksichtigt werden (vgl. Kap. 1.2.6).

Da in dieser Studie unter anderem auf Grund von mangelnder Verfügbarkeit einer großen Menge an humanen Knochen, Kunstknochen für die biomechanischen Testungen verwendet wurden, sollte eine Auswahl der vielversprechendsten Osteosynthesetechniken getroffen werden, um diese noch einmal an humanen Knochenpräparaten zu testen. So kann überprüft werden, ob die erhobenen Messwerte und Ergebnisse reproduzierbar und auf humane Knochen übertragbar sind. Außerdem können durch Versuche mit einem höheren Belastungsniveau in der zyklischen Phase der biomechanischen Testung weitere Erkenntnisse über die Belastbarkeit und die Stabilität der einzelnen Osteosynthesetechniken gewonnen werden.

Interessante Ergebnisse könnten auch Tests mit einer lateralen Abstützplatte bringen, bei der es möglich ist, nicht nur zwei Schrauben im Kopf der Platte einzusetzen, sondern beispielsweise vier. So könnte das Impressionsfragment optimaler abgestützt werden, was sich vermutlich in besseren Ergebnissen im Displacement zeigt.

Synthetisch hergestellte Knochenersatzmaterialien wie die Kalziumphosphatzemente, haben sich bereits im klinischen Alltag bewährt und stellen eine wertvolle Alternative zu autologer Spongiosa dar [6]. Die Entwicklung eines bohrbaren Kalziumphosphatzementes war ein großer Schritt zur besseren Anwendung dieses Knochenersatzmaterials. In Zukunft können Weiterentwicklungen des Materials und seiner Eigenschaften zu einer weiteren Optimierung führen. Eigenschaften, wie vollständige Resorbierbarkeit, Biokompatibilität und hohe mechanische Stabilität, sind Voraussetzungen für ein qualitativ hochwertiges Knochenersatzmaterial [67].

5 Zusammenfassung

Die Tibiakopffraktur ist eine schwere Kniegelenksverletzung, deren Vorkommen sich in der Zukunft, besonders beim alten Patienten, häufen wird [76]. Genaue Kenntnisse über die besonderen Umstände bei Frakturen beim alten Patienten sind dabei wichtig, um den damit verbundenen Ansprüchen an die klinische Versorgung gerecht zu werden. Anders als bei Frakturen beim jungen, gesunden Patienten, kommt es im Alter aufgrund der verminderten Knochenqualität vermehrt zu Impressionsbrüchen, wobei, wie in allen Altersklassen, die Fraktur des lateralen Plateaus deutlich häufiger ist [45, 46, 59, 76, 79].

Bei der Versorgung von Impressionsfrakturen kommen immer häufiger Kalziumphosphatzemente zur Unterfütterung von Defektzonen zum Einsatz. Die mit möglichen Komplikationen verbundene Spongiosaentnahme ist nicht mehr notwendig [16, 99].

Gegenstand dieser Studie ist die Untersuchung von unterschiedlichen Osteosynthesemöglichkeiten bei Tibiakopffrakturfrakturen am Kunstknochen. Dafür wurde ein Kunstknochenmodell ausgesucht, das in seinen mechanischen Eigenschaften einem humanen, osteoporotischen Knochen nahe kommt. Nachdem die Knochen in neun Gruppen aufgeteilt wurden, wurde eine Impressionsfraktur des lateralen Tibiaplateaus generiert, um diese anschließend mit verschiedenen Osteosynthesetechniken zu versorgen. Zur biomechanischen Testung der Stabilität wurden die Knochen über 3000 Zyklen mit 250 N belastet. Abschließend erfolgte in einer Load-to-failure-Testung die Prüfung der maximalen Belastbarkeit.

Der erste Teil dieser Studie konnte zeigen, dass es in Bezug auf das initiale Einsinken des Frakturfragmentes und die Steifigkeit der Osteosynthesetechnik von entscheidender Bedeutung ist, den Knochendefekt bis direkt unter das Impressionsfragment mit Kalziumphosphatzement aufzufüllen. Das ist nur möglich, wenn der Zement gebohrt werden kann und somit die Auffüllung vor der Schraubenosteosynthese möglich ist. Andernfalls behindern die Schrauben

die optimale Unterfütterung des Defektes. Auf die maximale Belastbarkeit hat die Auffülltechnik keinen Einfluss.

Die Ergebnisse des zweiten Studienteils zeigen, dass die alleinige Versorgung der Fraktur mit *chronOs Inject®* keine ausreichende Stabilität bietet. Zwar schneidet die Gruppe in der zyklischen Belastungsphase der Testung vergleichsweise gut ab, kann aber bei der Load-to-failure-Testung nicht mit den verschraubten oder verplatteten Knochen, mit Ausnahme der Gruppe *Zwei Schrauben*, mithalten.

Wird zusätzlich zu einer Schraubenosteosynthese der Knochendefekt mit *chronOs Inject®* aufgefüllt, hat das nur einen geringen Effekt auf das Displacement während der zyklischen Messphase, was der Tatsache geschuldet ist, dass der Zement nicht gebohrt werden kann und somit nicht bis direkt unter das Tibiaplateau gefüllt werden kann. In der Gesamtschau der Messergebnisse und dem Verhalten der Knochen während der Load-to-failure-Phase schneidet die Versorgung mit der Jail-Technik und *chronOs Inject®* (Gruppe 7) am besten ab.

Bei dem Vergleich der mechanischen Eigenschaften der beiden verwendeten Kalziumphosphatzemente *Norian Drillable®* und *chronOs Inject®* in Ziel 3 der Studie schneidet der nicht bohrbare Zement *chronOs Inject®* im Displacement und der Steifigkeit besser ab. Dabei muss bedacht werden, dass *Norian Drillable®* als bohrbarer Knochenzement seine entscheidende Fähigkeit nicht ausspielen konnte.

Grundsätzlich ist zu sagen, dass die optimale Behandlung einer Tibiakopfimplicationsfraktur zwei Bedingungen erfüllen muss. Einerseits muss sie der vom Patienten einzuhaltenden Teilbelastung in der postoperativen Phase standhalten (zyklische Belastung), andererseits muss sie auch stabil genug sein, um bei einer maximalen Belastung nicht zu versagen (Load-to-failure-Testung). Dazu kann es kommen, wenn der frisch operierte Patient die notwendige Teilbelastung nicht einhalten kann und das betroffene Knie voll belastet.

Zur Vermeidung eines Repositionsverlustes ist es bedeutsam, den entstandenen Knochendefekt mit einem Knochenersatzmaterial aufzufüllen.

Entscheidend dabei ist es, dass das Material auch tatsächlich bis unterhalb des Fragmentes gefüllt wird. Ist das nicht der Fall, verfällt der positive Effekt auf das Displacement. Wird der Knochen mit einer maximalen Kraft belastet, ist es für das Ergebnis ausschlaggebend, dass die Fraktur verplattet oder verschraubt ist. Zement allein kann die wirkenden Kräfte nicht abfangen.

Die Studienergebnisse weisen die Verschraubung der Fraktur in der Jail-Technik in Kombination mit dem bohrbaren Kalziumphosphatzement *Norian Drillable®* als momentan beste Versorgungstechnik für Tibiakopfimppressionsfrakturen aus.

Limitiert wird die Studie durch die Verwendung von Kunstknochen und den Versuchsaufbau, da die tatsächlichen Verhältnisse im biologischen System nicht wiedergespiegelt werden. Aber es lässt sich zeigen, dass sich zum Zweck von biomechanischen Analysen der Tibiakopfimppressionsfraktur dieser Frakturtyp standardisiert hervorrufen lässt. Auch das Kriterium der Reproduzierbarkeit kann erfüllt werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Ali AM, El-Shafie M, Willett KM (2002) Failure of fixation of tibial plateau fractures. *J Orthop Trauma* 16(5):323-329
2. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L (2006) Experimental model of tibial plateau fracture for biomechanical testing. *J Biomech* 39(7):1355-1360
3. Ali AM, Saleh M, Bolongaro S, Yang L (2003) The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures--a biomechanical study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 18(9):864-870
4. Arisan V, Anil A, Wolke JG, Ozer K (2010) The effect of injectable calcium phosphate cement on bone anchorage of titanium implants: an experimental feasibility study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Surg* 39(5):463-468
5. Arora R, Milz S, Sprecher C, Sitte I, Blauth M, Lutz M (2012) Behaviour of ChronOS Inject in metaphyseal bone defects of distal radius fractures: tissue reaction after 6-15 months. *Injury* 43(10):1683-1688
6. Bajammal SS, Zlowodzki M, Lelwica A, Tornetta P, 3rd, Einhorn TA, Buckley R, Leighton R, Russell TA, Larsson S, Bhandari M (2008) The use of calcium phosphate bone cement in fracture treatment. A meta-analysis of randomized trials. *J Bone Joint Surg Am* 90(6):1186-1196
7. Bariteau JT, Fantry A, Blankenhorn B, Lareau C, Paller D, Digiovanni CW (2014) A biomechanical evaluation of locked plating for distal fibula fractures in an osteoporotic sawbone model. *Foot Ankle Surg* 20(1):44-47
8. Benedetto KP, Osti M, Gohm A (2010) Arthroskopisch assistierte Osteosynthese von Tibiakopffrakturen. *Arthroskopie* 23(2):112-118
9. Benoit B, Fouad Z, Laflamme GH, Rouleau D, Laflamme GY (2009) Augmentation of tibial plateau fractures with Trabecular Metal: a biomechanical study. *J Orthop Surg Res* 437

10. Berger J, Kepplinger A, Riedelberger W (2000) Versorgung von Tibiakopffrakturen mit dem Ilizarovsystem. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):24-25
11. Billert T, Kaiser H, Schmidmaier G (2009) Rehabilitationsprogramme nach Tibiakopffrakturen. *Trauma und Berufskrankheit* 11(3):289-292
12. Blakey CM, Rennison M, Guy SP, Sutton PM (2013) A biomechanical study comparing two fixation methods in depression fractures of the lateral tibial plateau in porcine bone. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 5(1):15
13. Bob A, Bob K (2007) Duale Reihe. Anatomie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 346-363
14. Bobrich E, Haupt C, Grass R, Zwipp H (2009) Tibiakopffraktur und Luxationsfraktur. *Trauma und Berufskrankheit* 11(2):154-159
15. Bonnaire F, Lein T, Engler KJ, Moritz F (2009) Arthroskopisch gestützte Rekonstruktion von Tibiakopffrakturen. *Trauma und Berufskrankheit* 11(2):160-170
16. Brown AN, Mckinley TO, Bay BK (2002) Trabecular bone strain changes associated with subchondral bone defects of the tibial plateau. *J Orthop Trauma* 16(9):638-643
17. Burri C, Bartzke G, Coldewey J, Muggler E (1979) Fractures of the tibial plateau. *Clin Orthop Relat Res*(138):84-93
18. D'lima DD, Patil S, Steklov N, Slamin JE, Colwell CW, Jr. (2006) Tibial forces measured in vivo after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 21(2):255-262
19. Doht S, Lehnert T, Frey S, Fehske K, Jansen H, Blunk T, Meffert RH (2012) Effective combination of bone substitute and screws in the jail technique: a biomechanical study of tibial depression fractures. *Int Orthop* 36(10):2121-2125
20. Doornberg JN, Rademakers MV, Van Den Bekerom MP, Kerkhoffs GM, Ahn J, Steller EP, Kloen P (2011) Two-dimensional and three-dimensional computed tomography for the classification and characterisation of tibial plateau fractures. *Injury* 42(12):1416-1425

21. Dougherty PJ, Kim DG, Meisterling S, Wybo C, Yeni Y (2008) Biomechanical comparison of bicortical versus unicortical screw placement of proximal tibia locking plates: a cadaveric model. *J Orthop Trauma* 22(6):399-403
22. Drenckhahn D, Eckstein F (2008) Untere Extremität. In: Benninghoff A, Drenckhahn D (Hrsg.) *Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Band 1.* Urban & Fischer Verlag, München, S. 341-411
23. Duda GN, Heller MO, Pfitzner T, Taylor WR, König C, Bergmann G (2011) Biomechanik des Kniegelenks. In: Wirtz DC (ed) *AE-Manual der Endoprothetik.* Springer Berlin Heidelberg, S. 19-31
24. Dziwisch L, Eggers C (2000) Standardisiertes operatives Vorgehen bei Tibiakopfmpressionsfrakturen. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):4-6
25. Enderle E, Frosch KH (2013) Arthroskopisch unterstütztes Frakturmanagement am Kniegelenk. *Unfallchirurg* 116(4):311-317
26. Engel T, Lill H, Korner J, Verheyden P, Josten C (2003) [Tibial plateau fracture--biodegradable bonecement-augmentation]. *Unfallchirurg* 106(2):97-101
27. Engin AE, Korde MS (1974) Biomechanics of normal and abnormal knee joint. *J Biomech* 7(4):325-334
28. Erhart J, Danzer R, Egkher A, Rohrbacher A, Vécsei V (2000) Ergebnisse nach der operativen Behandlung von 41 B 1–3 Frakturen der proximalen Tibia. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):44-45
29. Evangelopoulos DS, Heitkemper S, Eggli S, Haupt U, Exadaktylos AK, Benneker LM (2010) Percutaneous cement augmentation for the treatment of depression fractures of the tibial plateau. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18(7):911-915
30. Frenyo S, Kecskeméti Á, Szita J, Czermann I (2000) Operative Versorgung der Tibiakopffrakturen bei alten/uralten Patienten. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):42-43

31. Gerich T, Blauth M, Witte F, Krettek C (2001) [Osteosynthesis of fractures of the head of the tibia in advanced age. A matched-pair analysis]. Unfallchirurg 104(1):50-56
32. Gerich T, Bosch U, Schmidt E, Lobenhoffer P, Krettek C (2001) [Knee joint prosthesis implantation after fractures of the head of the tibia. Intermediate term results of a cohort analysis]. Unfallchirurg 104(5):414-419
33. Großstück R, Conrad T, Deml O, Handschuh T, Brodt S, Hofmann GO (2008) Standards in der Endoprothetik nach Gelenkverletzungen. Trauma und Berufskrankheit 10(2):155-170
34. Hackl W, Riedl J, Reichkender M, Benedetto KP, Freund M, Bale R (2001) Die präoperative computertomographische Abklärung bei Tibiakopffrakturen. Unfallchirurg 104(6):519-523
35. Hahn MP (2010) Chirurgie der unteren Extremität. In: Nürnberger H-R, Hasse F-M, Pommer A (Hrsg.) Klinikleitfaden Chirurgie. Urban & Fischer Verlag, München, S. 667-711
36. Haug RH, Street CC, Goltz M (2002) Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plates. J Oral Maxillofac Surg 60(11):1319-1326
37. Hegenscheid K, Wuschech C, Puls R (2009) Besondere Aspekte der Bildgebung bei Kniegelenkverletzungen. Trauma und Berufskrankheit 11(3):318-323
38. Heikkila JT, Kukkonen J, Aho AJ, Moisander S, Kyyronen T, Mattila K (2011) Bioactive glass granules: a suitable bone substitute material in the operative treatment of depressed lateral tibial plateau fractures: a prospective, randomized 1 year follow-up study. J Mater Sci Mater Med 22(4):1073-1080
39. Heiss C, Schieker M, Schnettler R (2008) Implantation von Knochenersatzmaterialien bei Tibiakopffrakturen. Unfallchirurg 111(8):621-627
40. Hem SS, P.; De La Heras, J.; Wittich, P.; Segers, M.; Egmond; Verhofstad, M.; Yubero, F. S. Preliminary results of a new injectable and

drillable bone void filler in the treatment of tibia plateau fractures. A first case review.

41. Hertel P (1997) Tibial plateau fractures. *Unfallchirurg* 100(7):508-523
42. Heyde C-E, Ertel W (2008) Tibiakopf. In: Rüter A, Trentz O, Wagner M (Hrsg.) *Unfallchirurgie*. Urban & Fischer Verlag, München, S. 1117-1130
43. Higgins TF, Klatt J, Bachus KN (2007) Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation: how does lateral locking plate fixation compare to dual plate fixation? *J Orthop Trauma* 21(5):301-306
44. Högel F, Hoffmann S, Panzer S, Wimber J, Bühren V, Augat P (2013) Biomechanical comparison of intramedullar versus extramedullar stabilization of intra-articular tibial plateau fractures. *Arch Orthop Trauma Surg* 133(1):59-64
45. Holmenschlager F, Beck OT, Halm JP, Winckler S (2000) Nachuntersuchung operativ versorgter Tibiakopffrakturen. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):39-42
46. Hsu CJ, Chang WN, Wong CY (2001) Surgical treatment of tibial plateau fracture in elderly patients. *Arch Orthop Trauma Surg* 121(1-2):67-70
47. Jensen DB, Rude C, Duus B, Bjerg-Nielsen A (1990) Tibial plateau fractures. A comparison of conservative and surgical treatment. *J Bone Joint Surg Br* 72(1):49-52
48. Jiang R, Luo CF, Zeng BF (2008) Biomechanical evaluation of different fixation methods for fracture dislocation involving the proximal tibia. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23(8):1059-1064
49. Karunakar MA, Egol KA, Peindl R, Harrow ME, Bosse MJ, Kellam JF (2002) Split depression tibial plateau fractures: a biomechanical study. *J Orthop Trauma* 16(3):172-177
50. Kilian U (2003) Kniegelenkendoprothese zur primären Therapie der intraartikulären Tibiakopffraktur im höheren Alter. *Unfallchirurg* 106(12):1046-1050
51. Kim S-M, Kim K-W, Cha S-M, Han K-Y (2014) Proximal tibial resection in varus-deformed tibiae during total knee arthroplasty: an in vitro study using sawbone model. *Int Orthop* 1-6

52. Kirschner P (2004) [CPM--Continuous Passive Motion: treatment of injured or operated knee-joints using passive movement. A meta-analysis of current literature]. *Unfallchirurg* 107(4):328-340
53. Kösters C, Schliemann B, Raschke MJ (2011) [Tibial head fractures in the elderly]. *Unfallchirurg* 114(3):251-260; quiz 261-252
54. Kotter A, Rüter A (1997) Tibial head fractures. *Unfallchirurg* 100(9):742-749
55. Kutscha-Lissberg F, Kollig E, Dollries C, Muhr G (2000) Geschlossene Reposition und Schraubenfixation von Schienbeinkopfbrüchen. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):9-10
56. Lehnert T (2014) Dissertation: Biomechanische Eigenschaften von Knochenersatz und Schraubenosteosynthese in der Stabilisierung von Tibiakopffrakturen bei Osteoporose. Julius-Maximilians-Universität Würzburg. S. 47, 66
57. Lippert H (2006) Lehrbuch Anatomie. Urban & Fischer Verlag, München, S. 787-796
58. Lobenhoffer P (1997) [Minimally invasive knee joint surgery]. *Zentralbl Chir* 122(11):974-985
59. Lobenhoffer P, Gerich T, Bertram T, Lattermann C, Pohlemann T, Tscherne H (1997) Treatment of posterior tibial plateau fractures via posteromedial and posterolateral exposures. *Unfallchirurg* 100(12):957-967
60. Lobenhoffer P, Gerich T, Witte F, Tscherne H (2002) 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. *J Orthop Trauma* 16(3):143-149
61. Lobenhoffer P, Weber-Spickschen TS (2013) Posttraumatische Bewegungseinschränkungen am Kniegelenk. *Unfallchirurg* 116(5):394-403
62. McDonald E, Chu T, Tufaga M, Marmor M, Singh R, Yetkinler D, Matityahu A, Buckley JM, McClellan RT (2011) Tibial plateau fracture

- repairs augmented with calcium phosphate cement have higher in situ fatigue strength than those with autograft. *J Orthop Trauma* 25(2):90-95
63. Meffert R, Lenschow S (2010) Proximale Tibia. In: Wirth CJ, Mutschler W, Bischoff H-P, H. P, Neu J (Hrsg.) *Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie. Vermeiden - Erkennen - Behandeln*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 275-284
 64. Melly AI, Farkas TA, Flóris I, Végh G, Szántay C (2000) Artroskopische Versorgung bei Impressions-Tibiakopffrakturen. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):18-19
 65. Müller-Mai CM, Frank M (2010) Klassifikationen in der Unfallchirurgie. In: Müller-Mai CM, Ekkernkamp A (Hrsg.) *Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen*. Springer Verlag, Berlin, S. 1-11
 66. Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P (2009) *Duale Reihe. Orthopädie und Unfallchirurgie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 580-584
 67. Ooms EM, Wolke JG, Van Der Waerden JP, Jansen JA (2002) Trabecular bone response to injectable calcium phosphate (Ca-P) cement. *J Biomed Mater Res* 61(1):9-18
 68. Öztürkmen Y, Caniklioglu M, Karamehmetoglu M, Sükür E (2010) Calcium phosphate cement augmentation in the treatment of depressed tibial plateau fractures with open reduction and internal fixation. *Acta Orthop Traumatol Turc* 44(4):262-269
 69. Papagelopoulos PJ, Partsinevelos AA, Themistocleous GS, Mavrogenis AF, Korres DS, Soucacos PN (2006) Complications after tibia plateau fracture surgery. *Injury* 37(6):475-484
 70. Pape HC, Rommens PM (2008) Tibia: proximal. In: Rüedi TP, Buckley RE, Moran CG (Hrsg.) *AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 - spezifische Frakturen*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 814-833
 71. Paulsen F, Waschke J (2010) Sobotta. *Atlas der Anatomie des Menschen. Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. Urban & Fischer Verlag, München, S. 272-281

72. Peicha G, Bratschitsch G, Seibert FJ, Fankhauser F, Ehrenfried G (2000) Operative Therapie und Ergebnisse von Tibiakopffrakturen (AO 41.B/C). *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):36-38
73. Petersen W, Zantop T, Raschke M (2006) [Fracture of the tibial head]. *Unfallchirurg* 109(3):219-232; quiz 233-214
74. Petersen W, Zantop T, Raschke M (2006) [Tibial head fracture open reposition and osteosynthesis--arthroscopic reposition and osteosynthesis (ARIF)]. *Unfallchirurg* 109(3):235-244
75. Prokop A, Fischbach R, Burger C, Hahn U, Rehm KE (2000) Welches Röntgenverfahren bei der Tibiakopffraktur mit Gelenkbeteiligung? *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):1-2
76. Raschke M, Zantop T, Petersen W (2007) [Fracture of the tibial head]. *Der Chirurg* 78(12):1157-1169; quiz 1170-1151
77. Raschke MJ, Stange R (2009) Unterschenkel. In: Raschke MJ, Stange R (Hrsg.) *Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation*. Urban & Fischer Verlag, München, S. 474-497
78. Ratcliff JR, Werner FW, Green JK, Harley BJ (2007) Medial buttress versus lateral locked plating in a cadaver medial tibial plateau fracture model. *J Orthop Trauma* 21(7):444-448
79. Reichkenderl M, Hausberger K, Hackl W, Benedetto KP (2000) Komplikationen nach operativer Behandlung von Tibiakopffrakturen. *Acta Chirurgica Austriaca* 32(2):34-36
80. Reymond MA, Kirchner R, Lippert H (2003) *Kompaktatlas Chirurgie. Operationstechniken*. Urban & Fischer, München, S. 599-605
81. Roberts JW, Grindel SI, Rebholz B, Wang M (2007) 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(7):971-975
82. Russell TA, Leighton RK, Alpha BSMTPFSG (2008) 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(10):2057-2061

83. Schiebler TH, Korf H-W (2007) Anatomie. Steinkopff Verlag, Heidelberg, S. 536-546
84. Schieker M, Heiss C, Mutschler W (2008) Knochenersatzmaterialien. Unfallchirurg 111(8):613-620
85. Scott CE, Eaton MJ, Nutton RW, Wade FA, Pankaj P, Evans SL (2013) Proximal tibial strain in medial unicompartmental knee replacements: A biomechanical study of implant design. Bone Joint J 95-B(10):1339-1347
86. Smeets R, Hanken H, Jung O, Rothamel D, Handschel J, Al-Dam A, Blessmann M, Heiland M, Kolk A (2014) Knochenersatzmaterialien. Der Freie Zahnarzt 58(10):78-88
87. Stuby FM (2008) Arthroskopisch assistierte Osteosynthese bei Tibiakopffrakturen. Trauma und Berufskrankheit 10(3):366-369
88. Synthes Broschüre - Auffüllen von Defekten mit einhergehenden Knochenhöhlräumen.
89. Synthes chronOs Inject - Gebrauchsinformationen.
90. Synthes chronOs Inject. Synthetic Bone Substitute - Injectable, Osteoconductive, Resorbable. Technique Guide.
91. Synthes Norian Drillable Bone Void Filler. Technique Guide.
92. Taheri AS, Dudda M, Özokyay L (2010) Proximaler Unterschenkel. In: Müller-Mai C, Ekkernkamp A (Hrsg.) Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen. Springer Verlag, Berlin, S. 155-176
93. Trenholm A, Landry S, Mclaughlin K, Deluzio KJ, Leighton J, Trask K, Leighton RK (2005) Comparative fixation of tibial plateau fractures using alpha-BSM, a calcium phosphate cement, versus cancellous bone graft. J Orthop Trauma 19(10):698-702
94. Walz M, Auerbach F, Kolbow B, Junker T (2006) Minimal-invasive Versorgung monokondylärer Tibiakopffrakturen. Unfallchirurg 109(5):367-376
95. Weimann A, Heinkele T, Herbort M, Schliemann B, Petersen W, Raschke MJ (2013) Minimally invasive reconstruction of lateral tibial plateau fractures using the jail technique: a biomechanical study. BMC Musculoskelet Disord 14(1):120

96. Welch RD, Zhang H, Bronson DG (2003) Experimental tibial plateau fractures augmented with calcium phosphate cement or autologous bone graft. *J Bone Joint Surg Am* 85-A(2):222-231
97. Winge MI, Reikeras O, Rokkum M (2011) Calcium phosphate bone cement: a possible alternative to autologous bone graft. A radiological and biomechanical comparison in rat tibial bone. *Arch Orthop Trauma Surg* 131(8):1035-1041
98. Yetkinler DN, Mcclellan RT, Reindel ES, Carter D, Poser RD (2001) Biomechanical comparison of conventional open reduction and internal fixation versus calcium phosphate cement fixation of a central depressed tibial plateau fracture. *J Orthop Trauma* 15(3):197-206
99. Younger EM, Chapman MW (1989) Morbidity at bone graft donor sites. *J Orthop Trauma* 3(3):192-195
100. Zech S, Goesling T, Hankemeier S, Knobloch K, Geerling J, Schultz-Brunn K, Krettek C, Richter M (2006) Differences in the mechanical properties of calcaneal artificial specimens, fresh frozen specimens, and embalmed specimens in experimental testing. *Foot Ankle Int* 27(12):1126-1136
101. Zhang W, Luo CF, Putnis S, Sun H, Zeng ZM, Zeng BF (2012) Biomechanical analysis of four different fixations for the posterolateral shearing tibial plateau fracture. *Knee* 19(2):94-98
102. Zimmermann R, Gabl M, Lutz M, Angermann P, Gschwentner M, Pechlaner S (2003) Injectable calcium phosphate bone cement Norian SRS for the treatment of intra-articular compression fractures of the distal radius in osteoporotic women. *Arch Orthop Trauma Surg* 123(1):22-27

7 Abbildungsverzeichnis

- Abb. 1: Abb. 4.72 aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen, 23.Auflage 2010 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 278
- Abb. 2a, b: Abb. 4.71 a+b aus Paulsen, Waschke, Sobotta Atlas der Anatomie des Menschen, 23. Auflage 2010 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 277
- Abb. 3: aus Taheri AS, Dudda M, Özokyay., 2010. Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen. ©Springer Verlag, S. 158, Abb. 11.1
- Abb. 4: aus Raschke M, Zantop T, Petersen W, 2007. Der Chirurg 78(12), ©Springer Verlag, S. 1159, Abb. 2
- Abb. 5: aus Taheri AS, Dudda M, Özokyay, 2010. Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen. ©Springer Verlag, S. 160, Abb. 11.5
- Abb. 6: aus Taheri AS, Dudda M, Özokyay., 2010. Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen. ©Springer Verlag, S. 159, Abb. 11.3
- Abb. 7a, b: aus Niethard FU, Pfeil J, Biberthaler P, Duale Reihe. Orthopädie und Unfallchirurgie, Georg Thieme Verlag, 2009, Stuttgart, S. 582. Mit freundlicher Genehmigung von Georg Thieme Verlag
- Abb. 8: aus Pape HC, Rommens PM, 2008. AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 - spezifische Frakturen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 822. ©by AO Foundation, Switzerland
- Abb. 9a, b: aus Lobenhoffer P, Gerich T, Bertram T et al., 1997. Der Unfallchirurg 100(12), © Springer Verlag, S. 963, Abb. 7 a und b
- Abb. 10: aus Lobenhoffer P, Gerich T, Bertram T et al., 1997. Der Unfallchirurg 100(12), ©Springer Verlag, S. 960, Abb. 4a und b

- Abb. 11: aus Raschke MJ, Stange R, Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation, 1. Auflage 2009 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 481
- Abb. 12a, b: aus Reymond MA, Kompaktatlas Chirurgie. Operationstechniken, 1. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 600
- Abb. 13: aus Pape HC, Rommens PM, 2008. AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 - spezifische Frakturen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 829. ©by AO Foundation, Switzerland
- Abb. 14a, b, c: aus Reymond MA, Kompaktatlas Chirurgie. Operationstechniken, 1. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 601
- Abb. 15: aus Reymond MA, Kompaktatlas Chirurgie. Operationstechniken, 1. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 600
- Abb. 16: aus Reymond MA, Kompaktatlas Chirurgie. Operationstechniken, 1. Auflage 2003 © Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München, S. 602
- Abb. 17a, b: aus Pape HC, Rommens PM 2008. AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 - spezifische Frakturen. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, S. 827. ©by AO Foundation, Switzerland
- Abb. 31 aus Kösters C, Schliemann B, Raschke MJ, 2011. Der Unfallchirurg 114(3), ©Springer Verlag, S. 256, Abb. 5

Alle weiteren verwendeten Abbildungen, Grafiken und Tabellen wurden selbst angefertigt.

8 Anhang

Materialliste

- Kunstknochen
 - Sawbone 3401, Sawbones Europe AB, Malmö, Schweden
 - Synbone 1116 und 1110, Synbone AG, Malans, Schweiz
- Materialprüfmaschine Zwick Roell Z020/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 75 mm
 - 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

Ergebnisse

Knochen	Knochen initial in N	Mittelwert
Sawbone Nr. 1	1770	
Sawbone Nr. 2	2310	
Sawbone Nr. 3	3290	2457
Synbone 1116 Nr. 1	3050	
Synbone 1116 Nr. 2	3370	
Synbone 1116 Nr. 3	2980	3133
Synbone 1110 Nr. 1	1870	
Synbone 1110 Nr. 2	1790	
Synbone 1110 Nr. 3	1650	1770

Tab. 3: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse der Vorversuche.

Knochennummer	Displacement in mm				Load-to-failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifigkeit in N/mm
	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklen	Setzzyklus 10	3000 Messzyklen				
43	0,720	3,004	2,068	0,936	3180	1280	248	300
44	0,971	2,277	1,244	1,033	2930	1150	255	339
131	0,852	2,700	1,396	1,304	2820	1130	250	333
62	0,650	2,557	1,415	1,142	3670	1550	237	216
63	0,538	4,669	3,899	0,770	3410	1480	230	350
64	0,333	3,481	2,889	0,592	3930	1510	260	235
65	0,531	3,921	3,011	0,910	3870	1500	258	333
66	0,636	4,226	3,100	1,126	3310	1530	216	253
67	0,648	2,064	1,007	1,057	4050	1530	265	407
Mittelwert	0,653	3,211	2,225	0,986	3463	1407	247	307
Standardabweichung	0,186	0,912	1,027	0,213	444	171	16	62

Tab. 4: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Jail-Technik + Norian Drillable®* (Gruppe 1).

Knochennummer	Displacement in mm				Load-to-failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifigkeit in N/mm
	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklen	Setzzyklus 10	3000 Messzyklen				
Nr. 68	0,373	1,935	1,255	0,680	3280	1480	222	316
Nr. 69	0,447	2,237	1,378	0,859	3260	1220	267	357
Nr. 70	0,191	0,916	0,548	0,368	3480	1430	243	404
Nr. 71	0,153	0,449	0,092	0,357	3190	1120	285	542
Nr. 72	0,287	1,733	1,191	0,542	4070	1540	264	423
Nr. 73	0,213	1,340	0,889	0,451	3630	1410	257	457
Nr. 98	0,348	1,373	0,734	0,639	3720	1320	282	381
Nr. 75	0,111	0,605	0,363	0,242	3430	1380	249	403
Nr. 76	0,329	1,495	0,849	0,646	3420	1140	300	431
Mittelwert	0,272	1,343	0,811	0,532	3498	1338	263	413
Standardabweichung	0,112	0,597	0,428	0,194	275	149	24	64

Tab. 5: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Norian Drillable® + Jail-Technik* (Gruppe 2).

Knochennummer	Displacement in mm				Load-to-failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifigkeit in N/mm
	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklen	Setzzyklus 10	3000 Messzyklen				
Nr. 10	0,600	2,654	1,566	1,088	1030	1400	74	245
Nr. 11	2,124	5,041	2,508	2,533	2200	1430	154	350
Nr. 12	1,283	4,091	2,213	1,878	2020	1350	150	287
Nr. 13	0,638	5,301	4,372	0,929	1830	1460	125	224
Nr. 17	0,700	6,598	5,511	1,087	1790	1230	146	388
Nr. 23	1,871	5,664	3,188	2,476	2150	1270	169	269
Nr. 24	0,673	4,625	3,540	1,085	2160	1430	151	261
Nr. 25	0,581	2,588	1,661	0,927	2250	1260	179	274
Nr. 26	0,526	2,802	1,905	0,897	2180	1190	183	300
Mittelwert	1,000	4,374	2,940	1,433	1957	1336	148	289
Standardabweichung	0,611	1,444	1,341	0,676	384	100	33	51

Tab. 6: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Zwei Schrauben* (Gruppe 3).

Knochennummer	Displacement in mm				Load-to-failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifigkeit in N/mm
	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklen	Setzzyklus 10	3000 Messzyklen				
Nr. 7	0,516	1,725	0,852	0,873	3200	1440	222	363
Nr. 21	0,562	1,756	0,791	0,965	2890	1220	237	172
Nr. 28	0,531	1,208	0,322	0,886	3230	1320	245	339
Nr. 29	0,972	3,091	1,678	1,413	3130	1320	237	360
Nr. 38	0,500	1,656	0,747	0,909	2530	1430	177	310
Nr. 39	0,749	1,952	0,806	1,146	3280	1370	239	325
Nr. 40	0,567	2,355	1,261	1,094	3200	1190	269	337
Nr. 41	1,261	2,873	1,153	1,720	2850	1310	218	319
Nr. 42	0,493	1,482	0,459	1,023	3290	1400	235	253
Mittelwert	0,683	2,011	0,897	1,114	3067	1333	231	309
Standardabweichung	0,267	0,635	0,415	0,213	257	87	25	61

Tab. 7: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Jail-Technik* (Gruppe 4).

Knochennummer	Displacement in mm				Load-to-failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifigkeit in N/mm
	Messzyklus 10	Setz- u. Messzyklen	Setzzyklus 10	3000 Messzyklen				
Nr. 81	1,207	11,203	9,302	1,901	4190	1420	295	482
Nr. 82	8,963	12,847	3,384	9,463	3930	946	415	594
Nr. 95	0,772	5,078	3,770	1,308	4170	1240	336	438
Nr. 111	0,923	6,393	3,847	2,546	2780	1010	275	258
Nr. 119	0,888	11,295	9,440	1,855	4310	1120	385	376
Nr. 121	10,787	13,059	1,816	11,243	3770	940	401	377
Nr. 124	0,692	12,163	11,058	1,105	3990	1220	327	317
Nr. 198	0,778	10,530	9,202	1,328	2980	1100	271	355
Nr. 201	2,680	11,379	8,637	2,742	4200	1270	331	459
Mittelwert	3,077	10,439	6,717	3,721	3813	1141	337	406
Standardabweichung	3,928	2,805	3,443	3,826	556	161	53	99

Tab. 8: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Laterale Abstützplatte* (Gruppe 5).

Knochen- nummer	Displacement in mm				Load-to- failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifig- keit in N/mm
	Mess- zyklus 10	Setz- u. Mess- zyklen	Setz- zyklus 10	3000 Mess- zyklen				
Nr. 27	0,550	3,551	2,701	0,850	2830	1210	234	339
Nr. 45	0,591	2,353	1,367	0,986	2630	1360	193	261
Nr. 46	0,574	3,576	2,526	1,050	2770	1450	191	292
Nr. 47	1,114	4,264	2,722	1,542	2370	1490	159	296
Nr. 49	1,150	2,974	1,348	1,626	2820	1190	237	299
Nr. 50	0,391	1,961	1,303	0,658	2430	1380	176	216
Nr. 51	0,422	2,074	1,426	0,648	3130	1190	263	294
Nr. 104	0,728	2,883	1,154	1,729	2350	1280	184	279
Nr. 116	0,552	1,798	0,864	0,934	2100	1080	194	196
Mittelwert	0,675	2,826	1,712	1,114	2603	1292	203	275
Standard- abweichung	0,277	0,85	0,724	0,414	317	137	34	44

Tab. 9: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Zwei Schrauben + chronOs Inject®* (Gruppe 6).

Knochen- nummer	Displacement in mm				Load-to- failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifig- keit in N/mm
	Mess- zyklus 10	Setz- u. Mess- zyklen	Setz- zyklus 10	3000 Mess- zyklen				
Nr. 33	0,184	0,676	0,113	0,563	3200	1800	178	613
Nr. 34	0,143	0,450	0,065	0,385	3380	1750	193	731
Nr. 35	0,091	0,387	0,051	0,336	3130	1280	245	648
Nr. 36	0,337	1,441	0,734	0,707	3510	1430	245	353
Nr. 37	0,482	2,683	1,857	0,826	3340	1400	239	290
Nr. 96	0,655	2,684	1,431	1,253	3720	979	380	418
Nr. 99	0,846	2,779	1,424	1,355	3730	955	390	411
Nr. 113	0,356	3,928	3,360	0,568	2900	1250	232	440
Nr. 115	0,582	2,533	1,307	1,226	3610	1430	252	396
Mittelwert	0,408	1,951	1,149	0,802	3391	1364	262	478
Standard- abweichung	0,254	1,254	1,072	0,388	281	293	74	149

Tab. 10: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Jail-Technik + chronOs Inject®* (Gruppe 7).

Knochen- nummer	Displacement in mm				Load-to- failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifig- keit in N/mm
	Mess- zyklus 10	Setz- u. Mess- zyklen	Setz- zyklus 10	3000 Mess- zyklen				
Nr. 169	0,499	1,609	0,693	0,916	3800	824	461	210
Nr. 171	0,767	3,472	2,291	1,181	2940	1270	231	391
Nr. 177	0,306	1,048	0,380	0,668	4010	1410	284	249
Nr. 194	0,427	1,600	0,770	0,830	3200	1120	286	250
Nr. 195	0,748	2,062	0,966	1,096	3800	1120	339	366
Nr. 196	0,364	0,927	0,336	0,591	3400	1640	207	533
Nr. 197	0,257	0,782	0,306	0,476	3260	1260	259	296
Nr. 199	0,235	0,876	0,393	0,483	3370	1100	306	182
Nr. 200	0,196	0,538	0,069	0,469	2620	1160	226	200
Mittelwert	0,422	1,435	0,689	0,746	3378	1212	289	297
Standard- abweichung	0,213	0,905	0,660	0,273	443	227	77	114

Tab. 11: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *Laterale Abstützplatte + chronOs Inject®* (Gruppe 8).

Knochen- nummer	Displacement in mm				Load-to- failure in N	Kraft Knochen initial in N	LTF %	Steifig- keit in N/mm
	Mess- zyklus 10	Setz- u. Mess- zyklen	Setz- zyklus 10	3000 Mess- zyklen				
Nr. 100	0,229	0,740	0,296	0,444	2230	1500	149	412
Nr. 101	0,181	0,573	0,124	0,449	2590	1410	184	297
Nr. 102	0,394	2,16	1,378	0,782	1880	1040	181	256
Nr. 103	0,365	1,315	0,489	0,826	1870	1060	176	215
Nr. 105	0,208	0,815	0,337	0,478	2900	1280	227	355
Nr. 106	0,232	0,735	0,343	0,392	2380	930	256	454
Nr. 108	0,054	0,362	0,184	0,178	2150	1060	203	389
Nr. 110	0,338	1,506	0,867	0,639	2350	1050	224	508
Nr. 127	0,321	1,349	0,811	0,538	2260	1400	161	248
Mittelwert	0,258	1,062	0,537	0,525	2290	1192	196	348
Standard- abweichung	0,107	0,565	0,407	0,201	325	206	35	101

Tab. 12: Die Tabelle zeigt die Ergebnisse für die Gruppe *chronOs Inject®* (Gruppe 9).

Danksagung

An erster Stelle bedanke ich mich bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert für das Überlassen der Arbeit und die fachliche Bewertung.

Ein besonderer Dank gilt meiner Betreuerin Frau Dr. med. S. Hölscher-Doht für die hervorragende Unterstützung und Betreuung während der letzten 3 Jahre.

Bei Dr. med. M. Jordan bedanke ich mich sehr für die Hilfestellung und Unterstützung im Labor.

Ein großes Dankeschön gilt dem gesamten Forschungsteam und allen Doktoranden, besonders Christopher Färber, für die tolle Zusammenarbeit und Hilfsbereitschaft.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten bedanke ich mich ganz herzlich bei Johannes Hain vom Lehrstuhl für Mathematik der Universität Würzburg.

Ein großer Dank für das Korrekturlesen und die Hilfestellung bei der statistischen Auswertung geht an meinen Mann. Für die Geduld und die große Unterstützung während der letzten Jahre möchte ich mich bei meiner Familie, besonders bei meinem Mann, meinen Eltern und meinem Bruder ganz herzlich bedanken.