

**Aus der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische und
Wiederherstellungschirurgie (Chirurgische Klinik II)
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. Rainer H. Meffert**

**Biomechanische Eigenschaften von Knochenersatz und
Schraubenosteosynthese in der Stabilisierung von
Tibiakopffrakturen bei Osteoporose**

**Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

vorgelegt von

Teresa Lehnert

aus Hof

Würzburg, September 2013

Referent: **Prof. Dr. Rainer H. Meffert**

Koreferent: **Prof. Dr. Maximilian Rudert**

Dekan: **Prof. Dr. Matthias Frosch**

Tag der mündlichen Prüfung: 14.05.2014

Die Promovendin ist Ärztin

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Epidemiologie der Tibiakopffrakturen	1
1.2. Anatomie und Tribologie des Kniegelenks.....	3
1.3. Klassifikation	6
1.3.1. AO-Klassifikation	6
1.3.2. Klassifikation nach SCHATZKER.....	7
1.3.3. Klassifikation nach MOORE.....	8
1.3.4. Klassifikation nach TSCHERNE und LOBENHOFFER	9
1.4. Klinische Diagnostik und Bildgebung.....	11
1.5. Versorgung	13
1.5.1. Konservative Therapie.....	14
1.5.2. Operative Behandlung	15
1.5.2.1. Operative Behandlung im Allgemeinen	16
1.5.2.2. Operative Behandlung im Alter	23
1.5.2.3. Operative Behandlung bei Impressionsfrakturen	24
1.5.3. Nachbehandlung	25
1.6. Komplikationen.....	26
1.7. Arbeitshypothese	27
2. Material und Methoden	29
2.1. Humane Präparate.....	29
2.2. Implantate.....	32
2.2.1. <i>Norian drillable</i> [®]	32
2.2.2. Schrauben	34
2.3. Fraktursimulation	35
2.4. Biomechanische Testung der Knochen.....	38
2.4.1. Gruppeneinteilung.....	38
2.4.2. Ablauf der Testung	46
2.5. Vorversuche	48
2.6. Datenanalyse.....	49

2.7. Knochendichtemessung.....	51
2.8. Statistische Auswertung.....	52
3. Ergebnisse.....	53
3.1. Testung auf Normalverteilung.....	53
3.2. Präparate und Gruppen	55
3.2.1. Ergebnisse der Fraktursimulation	55
3.2.2. Knochendichte	55
3.2.3. Fläche laterales Plateau.....	57
3.3. Load-to-failure-Testung.....	57
3.4. Displacement	59
3.4.1. Setz- & Messzyklen.....	59
3.4.2. Messzyklen	60
3.5. Steifigkeit.....	62
4. Diskussion.....	64
4.1. Präparate	64
4.2. Biomechanische Testung.....	65
4.3. Statistische Auswertung.....	67
4.4. Diskussion der Ergebnisse.....	67
4.5. Limitierung der Studie	71
4.6. Ausblick.....	71
5. Zusammenfassung.....	73
6. Abbildungsverzeichnis.....	75
7. Literaturverzeichnis.....	76
8. Anhang.....	88

Danksagung

Lebenslauf

Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgruppe für Osteosynthesefragen
a.p.	anterior posterior
bzw.	beziehungsweise
CaP	Calciumphosphat
CT	Computertomographie
d. h.	das heißt
FixEx	Fixateur externe
i.e.	id est
Lig./Ligg.	Ligamentum/Ligamenta
N.	Nervus
n. b.	nicht bekannt
n. s.	nicht signifikant
ORIF	Open Reduction, Internal Fixation
PMMA	Polymethylmethacrylate
s.	siehe
sig.	signifikant
Tab.	Tabelle
V.	Vena
vgl.	vergleiche

1. Einleitung

Die folgende Arbeit befasst sich mit Tibiakopfimpansionsfrakturen des lateralen Tibiaplateaus bei humanen Knochenpräparaten. Die Einleitung fasst aktuelle Forschungsstandards zusammen und beschreibt die anatomischen Grundlagen des Tibiaplateaus. Im darauffolgenden Methodenteil werden Studiendetails näher beschrieben und anschließend die Ergebnisse dargelegt. Es folgt eine Diskussion, in der die Studie und die daraus resultierenden Ergebnisse kritisch betrachtet werden, eventuell aufgetretene Fehler diskutiert und Verbesserungsvorschläge für zukünftige Studien gemacht werden. In einem abschließenden Kapitel werden die wesentlichen Ergebnisse dieser Arbeit zusammengefasst.

1.1. Epidemiologie der Tibiakopffrakturen

Bei Tibiakopffrakturen handelt es sich ganz überwiegend um intraartikuläre knöcherne Verletzungen des Schienbeinkopfes. Sie stellen 1 % aller Frakturen und 8 % der Frakturen bei alten Menschen dar, wobei das laterale Plateau aufgrund seiner geringeren Knochendichte und der physiologischen Valgusstellung des Kniegelenkes häufiger betroffen ist. HOLMENSCHLAGER et al. geben die Häufigkeit einer Fraktur des lateralen Plateaus mit 62% an (vgl. RASCHKE et al. 2006. S. 871; REICHKENDLER et al. 2000; NIETHARD et al. 2009. S. 580; YETKINLER et al. 2000; HSU et al. 2001; HOLMENSCHLAGER et al. 2000; ROSSI et al. 2008). Die maximale Kraft, die auf das Knie des Menschen unter physiologischen Bedingungen ausgeübt werden kann, kann im Durchschnitt dem bis zu Dreifachen des eigenen Körpergewichts entsprechen. Allerdings beträgt die Belastung, die auf das laterale Plateau einwirkt, nur 30% der Gesamtkraft (vgl. MORRISON et al. 1970; RATCLIFF et al. 2007). Bei einer Tibiakopffraktur werden die Trabekelstrukturen des Knochens zerstört, was dazu führt, dass dieser den Hauptteil seiner tragenden Kraft verliert (vgl. DZIWISCH, EGGERS 2000).

Da Plateaufrakturen des Tibiakopfes gehäuft bei alten Menschen mit Osteoporose entstehen, ist aufgrund der epidemiologischen Entwicklung der Bevölkerung mit einer Zunahme dieses Frakturtyps zu rechnen (vgl. RASCHKE et al. 2007; GERICH et al. 2001a).

Aufgrund dieser Entwicklung werden in dieser Studie laterale Tibiakopffrakturen des osteoporotischen Knochens untersucht. Ein wichtiger Aspekt ist deshalb, die Unterschiede der Knochenstruktur junger und alter Menschen zu kennen: Mit dem 30. Lebensjahr nimmt die Elastizität des kortikalen Knochens stetig ab. Ebenso kommt es im spongiösen Knochen zu Umbaumechanismen, wodurch die Spongiosabälkchen schmaler werden. Da die Knochenmasse sinkt, ordnen sich die Trabekel um, d.h. parallel zu longitudinalen Achse des Knochens. Die Beanspruchbarkeit, Belastbarkeit und die Kraft, die zu einem Bruch führen, werden mit steigendem Alter geringer (vgl. DING et al. 1996; DING et al. 2002). DING et al. konnten auch zeigen, dass die Härte der Knochen ab dem 60. Lebensjahr signifikant sinkt. Mineral- und Kollagenkonzentrationen hingegen bleiben im Alter gleich. Wesentlich ist, dass die Härte, die Kollagendichte und die Volumenfraktion im lateralen Plateau geringer sind als im medialen. Dies erklärt unter Einbeziehung der geringeren Knochendichte, warum der laterale Kondylus häufiger bricht. Des Weiteren ist im medialen Kondylus die Zone der größten Belastbarkeit eher zentral ausgerichtet und im lateralen Kondylus eher im hinteren Bereich zu finden (vgl. DING et al. 1996; DING et al. 2002; DREINHÖFER, WEILBACH 2009. S. 64f.).

Bei alten Menschen finden sich unter den Tibiakopffrakturen am häufigsten die Plateaufrakturen mit metaphysärem Substanzdefekt, wobei die Tibiakopffraktur im Allgemeinen bei über 60-Jährigen der achthäufigste Bruch ist. Hinzuzufügen ist, dass laterale Tibiakopffrakturen meist durch eine axiale Kraft in Verbindung mit Valgusstress entstehen, wodurch der Femurkondylus direkt in das Tibiaplateau gedrückt wird. Bei alten Menschen sind der subchondrale Knochen und die darunter liegende Spongiosa aufgrund bereits bestehender Osteoporose nicht mehr in der Lage, größeren Kräften standzuhalten und geben deshalb leichter nach. Somit entstehen hier häufiger Impressionsfrakturen, gegebenenfalls auch in Kombination mit Spaltfrakturen (vgl. YETKINLER et al. 2000; KÖSTERS et al.

2011; BURRI et al. 1978; MANIDAKIS et al. 2008; KENNEDY, BAILEY 1968; KOVAL, HELFET 1995; BANSAL et al. 2008).

Bei jüngeren Patienten treten Tibiakopffrakturen eher im Rahmen von Verkehrs- oder Sportunfällen auf. Bei alten Menschen hingegen ist dieser Frakturtyp meist die Folge eines Bagateltraumas, das durch eingeschränktes Sehvermögen, Muskelschwäche, verzögerte Reaktionszeit und verminderte Koordinationsfähigkeit in Kombination mit der herabgesetzten Knochendichte und der im Alter schon fortgeschrittenen Gonarthrose begünstigt wird (vgl. NIETHARD et al. 2009. S. 580; KÖSTERS et al. 2011; GERICH et al. 2001a).

1.2. Anatomie und Tribologie des Kniegelenkes

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des Menschen und setzt sich aus zwei Anteilen, einem tibiofemuralen und einem patellofemuralen Anteil, zusammen (vgl. SCHIEBLER 2005. S. 331). Das Kniegelenk verhält sich wie eine kinematische Kette, in der jede einzelne Komponente in ihrer Bewegung mit den anderen Komponenten zusammenhängt (vgl. STRUBEN 1982). Der Tibiakopf ist physiologisch nach hinten geneigt. Das Tibiaplateau besteht aus einem größeren, konkaven medialen Plateau und einem kleineren, konvexen lateralen Plateau, wobei alle zwei Plateaus zusammen als *Facies articularis superior* bezeichnet werden (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1117). An der Vorderseite der Tibia befindet sich die *Tuberositas tibiae*. Zwischen beiden Kondylen liegt die *Area intercondylaris* mit der *Eminentia intercondylaris* (vgl. Abb. 1) (vgl. PUTZ, PABST 2006. S. 282). Hier setzt im anterioren Anteil das vordere Kreuzband, im posterioren Anteil das hintere Kreuzband an. Mittig an beiden Plateaus befindet sich jeweils ein *Tuberculum intercondylare*. Um die Stabilität des Kniegelenks zu gewährleisten, ist dieses von einem umfangreichen Bandapparat umgeben.

Hier sind zum einen die Außenbänder zu nennen: Das *Lig. collaterale tibiale* zwischen *Epicondylus medialis* und *Condylus medialis* sowie das *Lig. collaterale fibulare* zwischen *Epicondylus lateralis* und *Caput fibulae* verhindern die Ab- und Adduktion im Kniegelenk, das *Lig. patellae* verläuft zwischen *Patella* und *Tube-*

rositas tibiae. Weiterhin verstärken das Lig. popliteum obliquum und das Lig. popliteum arcuatum die Rückseite der Kapselwand.

Zum anderen müssen die Binnenbänder erwähnt werden: Die Ligg. cruciatum anterius und posterius sind für das Zusammenhalten des Gelenkes notwendig, das vordere Kreuzband verbindet die mediale Fläche des Condylus lateralis mit der Area intercondylaris anterior, das hintere Kreuzband zieht von der lateralen Fläche des Condylus medialis zur Area intercondylaris posterior (vgl. Abb. 2). Zu den Binnenbändern zählen ebenso das Lig. transversum genus zwischen lateralem und medialem Meniskus, das Lig. meniscomemorale anterius, das vom lateralen Meniskus zum vorderen Kreuzband zieht, und das Lig. meniscomemorale posterius zwischen Meniscus lateralis und Condylus medialis. Auf dem Tibiaplateau liegen die beiden Menisken, Meniscus medialis und lateralis (vgl. Abb. 2), die bis zu 35% der normalen Druckbelastung abfangen können. Der laterale Meniskus hat eine kreisförmige Struktur und ist um das Tuberculum intercondylare laterale befestigt. Er hat über die Ligg. meniscomemorale anterius und posterius eine Verbindung zum vorderen und hinteren Kreuzband. Der mediale Meniskus hingegen hat eine sichelförmige Form und ist am Vorderhorn durch das Lig. meniscotibiale anterius und am Hinterhorn über das Lig. meniscotibiale posterius befestigt. Zudem ist der mediale Meniskus mit dem medialen Kollateralband verwachsen. Der Knorpel im peripheren Bereich des Knies unter den Menisken ist dünner als im zentralen Bereich des Plateaus, wobei beim lateralen Kondylus die Knorpeldicke im Durchschnitt 2,2mm beträgt. Im Gegenzug weist der mediale Kondylus eine Knorpeldicke von nur 1,7mm auf. Frauen besitzen im Verhältnis zu Männern eine höhere Knorpeldicke (vgl. SCHIEBLER 2005. S. 330ff.; DRENCKHAHN, ECKSTEIN 2003. S. 366ff.).

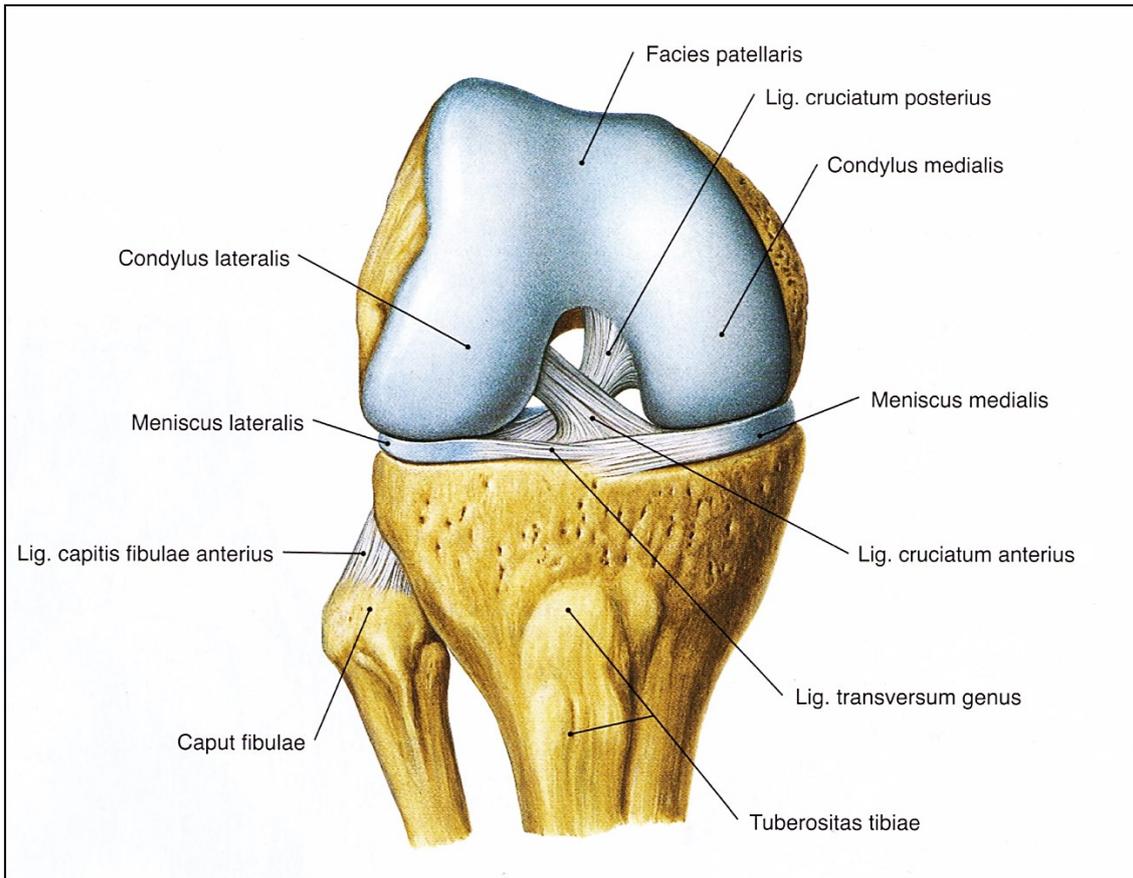


Abb. 1: Kniegelenk von ventral in 90°-Beugstellung nach Entfernung der Gelenkkapsel und der Seitenbänder (aus PUTZ, PABST 2006. S. 286).

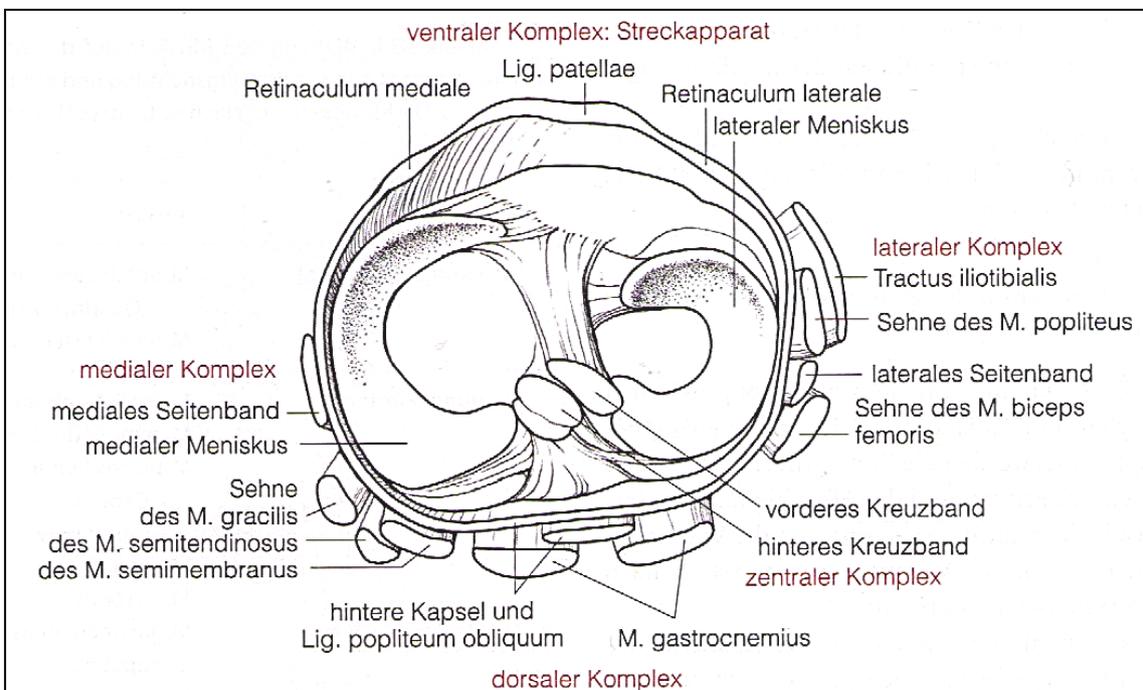


Abb. 2: Blick auf das Tibiaplateau von oben mit Kennzeichnung aller Muskeln und Bänder, die das Kniegelenk stabilisieren (aus SCHIEBLER 2005. S. 335).

1.3. Klassifikation

Die Frakturmorphologie ist entscheidend für das therapeutische Vorgehen bei Tibiaplateaufrakturen. Prinzipiell werden Plateau- von Luxationsfrakturen unterschieden. Nachfolgend werden die international anerkannten und in der Praxis eingesetzten Klassifikationen vorgestellt.

1.3.1. AO-Klassifikation

Die AO-Klassifikation unterscheidet zwischen extraartikulären Frakturen (A), unikondylären Spalt- und Impressionsbrüchen (B) und bikondylären und Trümmerfrakturen (C). Des Weiteren werden die einzelnen Gruppen in Schweregrade von 1 bis 3 unterteilt (vgl. Abb. 3).

Zu den A1-Frakturen zählen isolierte Eminentiaausrisse, die zu den extraartikulären Frakturen gerechnet werden, da sie nicht die belastete Gelenkfläche betreffen. Einfache Frakturen der proximalen Tibiametaphyse werden als A2-Frakturen bezeichnet, mehrfragmentäre Brüche als A3-Frakturen.

Die B-Frakturen beinhalten Spalt- und Impressionsbrüche oder eine Kombination aus beiden. Zu den B1-Frakturen rechnet man reine Spaltfrakturen, die häufig auch mit einer Depression einhergehen. Die für diese Studie relevanten Impressionsfrakturen sind B2-Frakturen und B3-Frakturen enthalten eine Kombination aus Spalt- und Impressionsbruch.

Die Unterteilung von vollständig intraartikulären Typ C-Frakturen unterscheidet Verletzungen, die sowohl die Metaphyse als auch die gesamte Gelenkfläche betreffen. C1-Frakturen sind artikulär und metaphysär einfache Brüche. Die C2-Frakturen beinhalten artikulär einfache und metaphysär mehrfragmentäre Frakturen. Zu den C3-Frakturen werden artikulär und metaphysär mehrfragmentäre Frakturen gezählt (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 157).

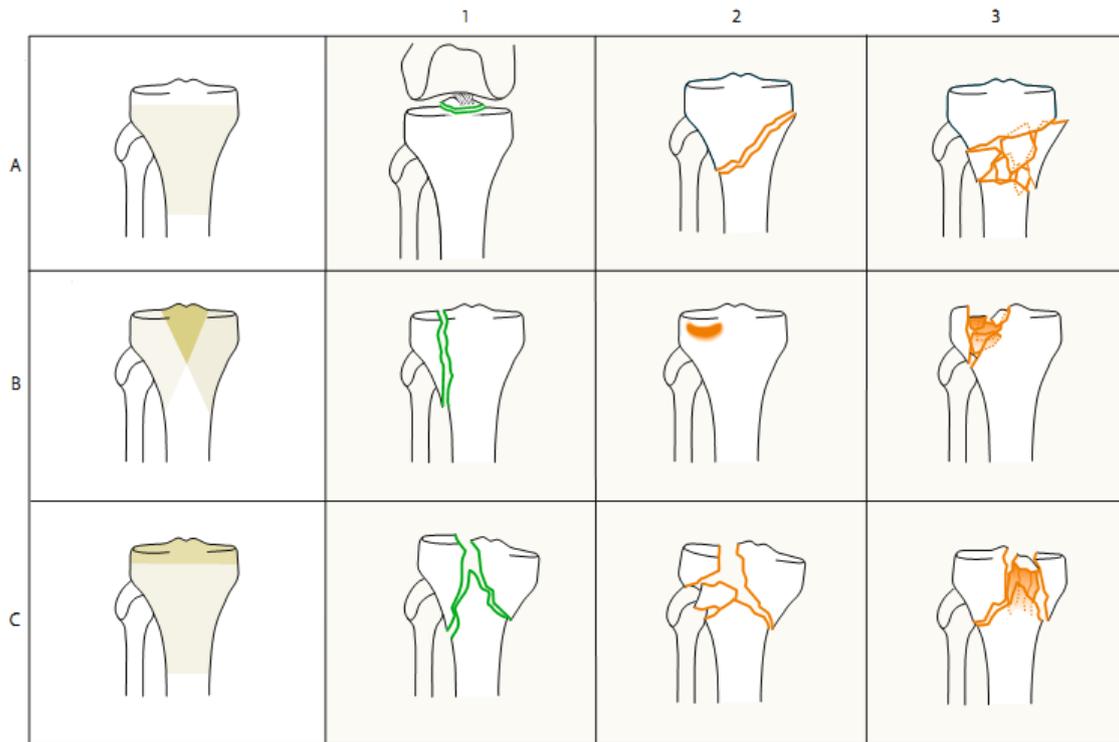


Abb. 3: AO-Klassifikation (aus TAHERI et al. 2010. S. 158). Nach AO-Klassifikation handelt es sich bei den in dieser Studie experimentell hervorgerufenen und untersuchten Frakturen um B2-Frakturen.

1.3.2. Klassifikation nach SCHATZKER

Die Einteilung nach SCHATZKER ist der AO-Klassifikation ähnlich, allerdings etwas weniger detailliert (vgl. Abb. 4). Zu den Typ I-Frakturen zählen hier reine Spaltfrakturen des lateralen Plateaus, Typ II-Frakturen sind Spaltbrüche des lateralen Plateaus mit Impression der angrenzenden Gelenkfläche und Typ III-Frakturen beinhalten zentrale Impressionsfrakturen ohne Spaltfraktur. Spaltbrüche des medialen Plateaus sind Typ IV-Frakturen, die oft mit Brüchen der Eminentia intercondylaris einhergehen. Typ V-Frakturen entsprechen bikondylären Frakturen und Typ VI-Brüche sind metaphysäre Frakturen mit variabler Tibiplateaufaktur (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 158f.; BONNAIRE et al. 2009).

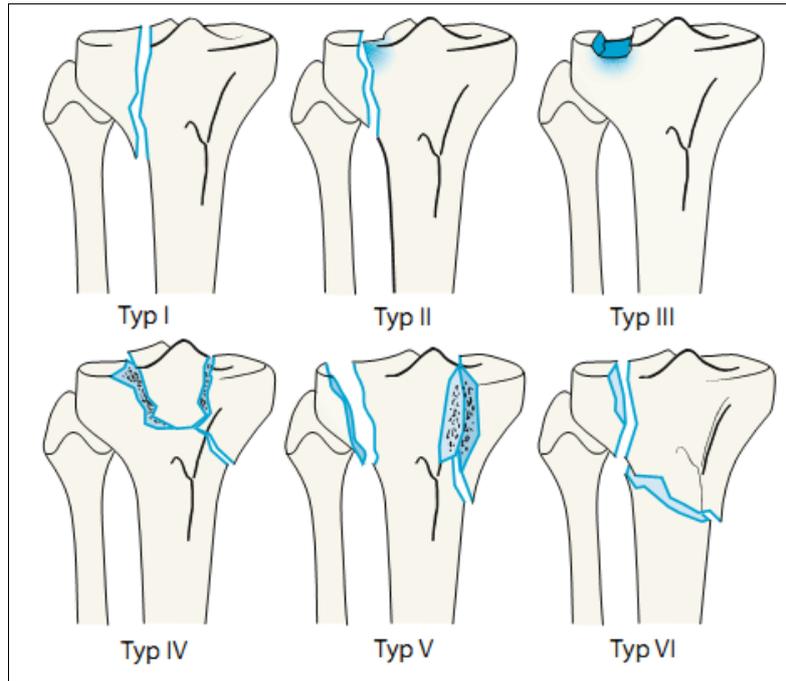


Abb. 4: Klassifikation nach SCHATZKER (aus TAHERI et al. 2010, S. 159). Nach dieser Klassifikation handelt es sich bei den in dieser Studie experimentell hervorgerufenen und untersuchten Frakturen um Typ III-Frakturen.

1.3.3. Klassifikation nach MOORE

MOORE differenziert Luxationsfrakturen aus, die unter anderem auch mit begleitenden Bandverletzungen assoziiert sind (vgl. Abb. 5). Luxationsfrakturen werden bevorzugt durch Flexions-, Rotations- und Distraktionsmechanismen hervorgerufen. Typ I („split“) entspricht einem Spaltbruch der dorsalen Kondylen, der lediglich medial auftritt und durch den luxierenden Femurkondylus bedingt ist. Die Typ II-Fraktur ist ein Bruch des gesamten Kondylus („entire condyle“), bei dem auch die Eminentia intercondylaris betroffen ist und daher begleitend Seitenband- und Kreuzbandrupturen sowie Gefäß- und Nervenverletzungen auftreten. Randbrüche vom Typ III („rim avulsion“) bestehen aus meist lateralen Kapselbandrissen, die häufig mit Kreuz- und Seitenbandverletzungen, Fibulakopfbrüchen und Eminentiaausrissen einhergehen. Zu den Typ IV-Frakturen zählen Randimpressionen („rim compression“), die meist Kantenimpressionen sind und von einem Bandausriss sowie bei einer medialen Fraktur von einem Fibulaköpfchenabriss

und bei lateraler Impression von einer medialen Seitenbandruptur begleitet werden. Typ V-Frakturen entsprechen einem Viertelbruch („four part“), das ist eine Trümmerfraktur mit Ausriss der Eminentia intercondylaris. Begleitend treten hierbei häufig Fibulakopfbrüche und in der Hälfte der Fälle neurovaskuläre Begleitverletzungen auf (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 159f.; PETERSEN et al. 2006; BONNAIRE et al. 2009).

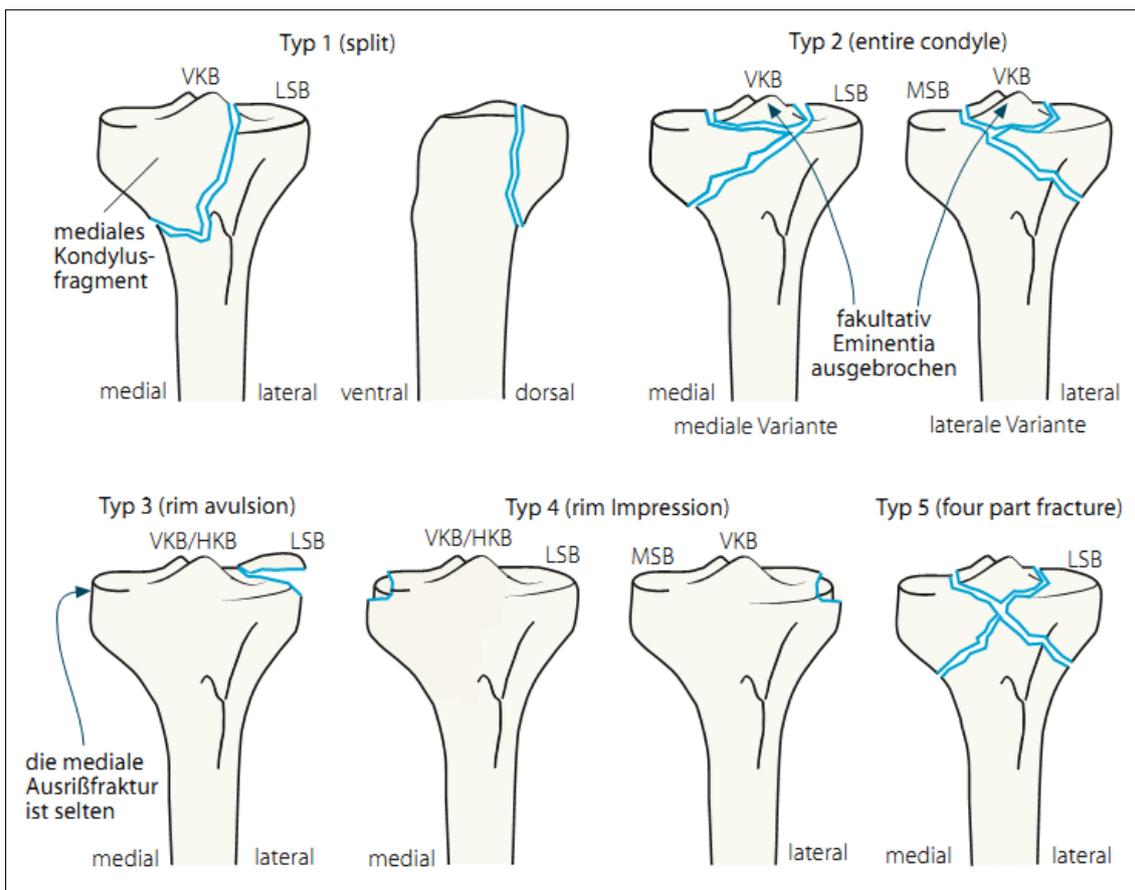


Abb. 5: Klassifikation nach MOORE (aus TAHERI et al. 2010. S. 160).

1.3.4. Klassifikation nach TSCHERNE und LOBENHOFFER

Bei der Klassifikation nach TSCHERNE und LOBENHOFFER wird auch der Unfallmechanismus mit einbezogen. Es werden Plateau-, Luxations- und Trümmerfrakturen unterschieden (vgl. Abb. 6): Die Plateaufrakturen werden hier noch unterteilt in Spaltbrüche (P1), Impressionsbrüche (P2), Spalt-Impressionsfraktu-

ren (P3) und bikondyläre Brüche (P4). Die Luxationsfrakturen wurden von MOORE genauer unterteilt (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 158f.; PETERSEN et al. 2006; KÖSTERS et al. 2011; BOBRICH et al. 2009).

Zusätzlich wird nach TSCHERNE und OESTERN bei geschlossenen Verletzungen die Weichteilsituation beurteilt. Grad 0 beschreibt einen nicht vorhandenen Weichteilschaden, Grad 1 bezeichnet eine oberflächliche Abrasio, Grad 2 ist durch eine tiefe Abrasio mit umschriebener Haut- und Muskelbeteiligung gekennzeichnet, die auch häufig von einem Kompartmentsyndrom begleitet wird, und Grad 3 beschreibt eine große Haut- und Muskelbeteiligung, bei der es auch zu einem dekompensierten Kompartmentsyndrom sowie zu einem Einriss eines größeren Blutgefäßes kommen kann (vgl. TSCHERNE, LOBENHOFFER 1990).

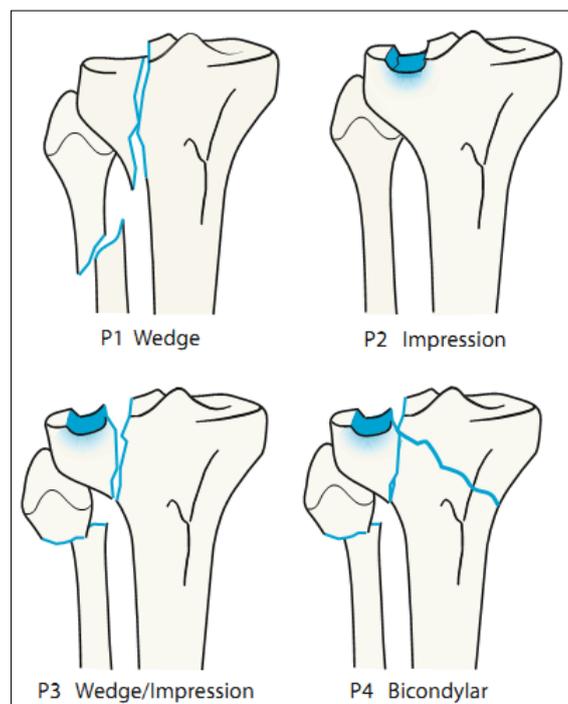


Abb. 6: Klassifikation nach TSCHERNE und LOBENHOFFER (aus TAHERI et al. 2010. S. 159). In dieser Studie wurden experimentell P2-Frakturen nach TSCHERNE und LOBENHOFFER produziert.

Die im Folgenden beschriebene Studie befasst sich mit Typ B2-Frakturen nach AO-Klassifikation beziehungsweise mit Typ III-Frakturen nach SCHATZKER und P2-Frakturen nach TSCHERNE und LOBENHOFFER.

1.4. Klinische Diagnostik und Bildgebung

Anhand typischer Frakturzeichen wie Schmerzen, Schwellung, Bewegungseinschränkung und Hämarthros lässt sich eine Tibiakopffraktur in der Regel gut diagnostizieren. Bei alten Patienten und nach Bagateltraumen können Tibiakopffrakturen jedoch übersehen werden, da hier die Symptomatik geringer ausfällt (vgl. NIETHARD et al. 2009. S. 581).

Zur klinischen Diagnostik gehört es, zuerst die Durchblutung des Beines zu überprüfen. Dazu sollte ein Pulsstatus erhoben werden, ist dieser nicht tastbar, sollte eine Doppleruntersuchung bzw. in manchen Fällen eine Angiographie zum Ausschluss einer Gefäßbeteiligung durchgeführt werden. Besonders gefährdet sind hierbei aufgrund ihrer anatomischen Lokalisation die A. und V. poplitea. Allerdings treten Gefäßverletzungen meist bei Luxationsfrakturen auf (vgl. KOTTER, RÜTER 1997).

Des Weiteren ist die Nervenbeteiligung, insbesondere des in diesem Kontext häufig betroffenen N. peroneus communis, abzuklären. Es ist zu erwähnen, dass ein sensibler oder motorischer Nervenausfall auch durch ein Kompartmentsyndrom hervorgerufen werden kann. Somit sollte auch die Weichteilbeteiligung an der Fraktur überprüft werden, wobei die Unterscheidung zwischen einem offenen und einem geschlossenen Bruch für das weitere Vorgehen bei der Versorgung eine wichtige Rolle spielt. Bei Menschen fortgeschrittenen Alters ist die Einschätzung des Weichteilschadens von besonderer Bedeutung sowie besonders kompliziert, da „vermeintlich oberflächliche Kontusionsmarken [...] sich bei alten Patienten aufgrund der altersbedingt oder medikamenteninduziert dünnen unelastischen Haut im Verlauf der Behandlung zu schweren Weichteildefekten entwickeln“ können (KÖSTERS et al. 2011. S. 3). Der Bandapparat und die Stabilität des Knies sollten nur bei geringer Schmerzsymptomatik geprüft werden (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1118; BOBRICH et al. 2009).

Bei alten Menschen ist es zusätzlich zur klinischen Untersuchung noch ratsam, den physischen und psychischen Zustand des Patienten zu überprüfen, was besonders hinsichtlich der adäquaten Operationsmethode relevant ist. Ebenso soll

infolgedessen festgestellt werden, ob eine Entlastung des Knies im Anschluss an die Versorgung überhaupt eingehalten werden kann. Hier kann der Short Portable Mental Status Questionnaire oder der Organic Brain Syndrome Scale zur Hilfe genommen werden (vgl. KÖSTERS et al. 2011).

Eine konventionelle Röntgenaufnahme in a.p. und seitlichem Strahlengang stellen die Basisdiagnostik zur ersten Einschätzung einer Tibiakopffraktur dar. Der klinische Verdacht allein kann eine CT-Diagnostik selbst bei fehlendem Fraktur-nachweis im konventionellen Röntgenbild rechtfertigen. Liegt eine Fraktur vor, ist zur sicheren Planung immer ein CT anzuordnen. Hierbei kann die 3D-Darstellung hilfreich sein. Die dadurch ermöglichte Beurteilung der Knochenqualität ist auch bei alten Menschen im Hinblick auf die OP-Technik und die weitere Versorgung von Vorteil. Bei Impressionsfrakturen können mittels CT auch Lage und Größe der Impressionsflächen sowie eventuell vorhandene Kantenfragmente bewertet werden (vgl. Abb. 7). Stellt sich die Fraktur sowie der Weichteilschaden als nur gering ausgeprägt dar, kann eine selten erforderliche Magnetresonanztomographie durchgeführt werden. Hierbei können auch kleinere Impressionen sowie Begleitverletzungen des Bandapparates oder der Menisken dargestellt werden (vgl. BENEDETTO et al. 2010; HACKL et al. 2001; BONNAIRE et al. 2009; KÖSTERS et al. 2011; PROKOP et al. 2000; SAMBATARRO, GONZAGA 2009).

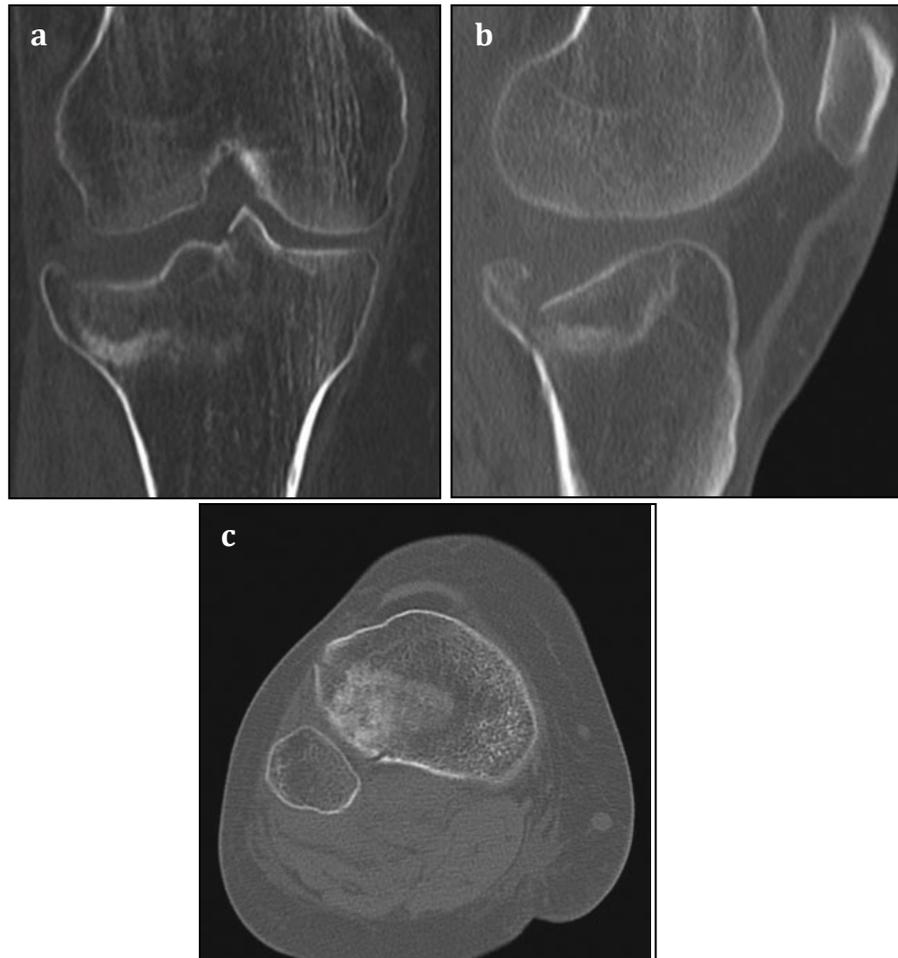


Abb. 7a, b, c: CT einer lateralen Tibiakopfimpansionsfraktur Typ B2 nach AO-Klassifikation in coronarer, sagittaler und axialer Ebene (aus TAHERI et al. 2010. S. 166).

1.5. Versorgung

Vor dem Hintergrund, dass auf das Knie eine Kraft einwirkt, die dem 2,3- bis 5,8-fachen des Körpergewichts als Kraft entspricht, ist es wichtig, nach einer Fraktur eine optimale Funktionstüchtigkeit des Tibiaplateaus herzustellen. Bis Anfang der 1960er Jahre wurden Tibiakopffrakturen nur konservativ behandelt (vgl. Kap. 1.5.1.), wobei die ersten Operationen aufgrund des großen Ausmaßes der Weichteilbeteiligung nicht zufriedenstellend waren (vgl. MORRISON 1969; STUBY 2008).

Erst neuere Operationstechniken, teils durch minimal invasive-arthroskopische Techniken ergänzt, zeigen gute Erfolge bei der Behandlung. Folgende Ziele sind bei der Therapie von Tibiakopffrakturen zu nennen:

1. Exakte Wiederherstellung der Gelenkfläche. Im Zuge dessen wird durch das Verhindern von Stufen im Plateau und damit durch das Vermeiden von erhöhter Druckbelastung das Risiko einer Gonarthrose gesenkt (vgl. PETERSEN et al. 2006; STUBY 2008; HOLMENSCHLAGER et al. 2000; PEICHA et al. 2000).

2. Wiederherstellung der Achsverhältnisse. Wird hier eine Abweichung der Achse in Varus- oder Valgusrichtung in Kauf genommen, kann dies durch Abweichung der Traglinie des Beines und der damit verbundenen Überbelastung eines Gelenkkompartiments zu einem schmerzhaften Gelenkschaden führen (vgl. PETERSEN et al. 2006; STUBY 2008; HOLMENSCHLAGER et al. 2000; PEICHA et al. 2000).

3. Vermeidung einer längeren Immobilisation, da hierdurch eine Mangelversorgung des Knorpels entstehen kann. Dies kann im äußersten Fall zu einer Gelenksteife führen (vgl. PETERSEN et al. 2006; STUBY 2008; HOLMENSCHLAGER et al. 2000; PEICHA et al. 2000).

Als Behandlungsziele gelten ein volles Bewegungsausmaß, das besonders bei Streckung erreicht werden sollte, Stabilität, auch im Hinblick auf Bandstrukturen, ausreichende Muskelkraft, Schmerzlosigkeit, exakte Achsenstellung als Arthroseprophylaxe sowie volle Arbeitsfähigkeit (vgl. SCHATZKER et al. 1978; BLOKKER et al. 1983).

1.5.1. Konservative Therapie

Im Allgemeinen muss bei Tibiakopffrakturen eine Indikation zur konservativen Therapie besonders bei alten Menschen zurückhaltend gestellt werden. Hier ist in den meisten Fällen eine mehrwöchige Entlastung des betroffenen Beines notwendig, was bei alten Menschen zur Invalidität führen kann. Sie sollte aber auch nur dann durchgeführt werden, wenn der Patient aufgrund seines körperlichen und geistigen Zustands überhaupt in der Lage ist, das Bein zu entlasten. Wichtig ist bei alten Menschen die Untersuchung der Knochensubstanz mittels

Bildgebung und die Beurteilung der Adäquatheit des Traumas (vgl. KÖSTERS et al. 2011; HERTEL 1997).

Konservativ versorgt werden in erster Linie unverschobene, stabile Brüche und Impressionsfrakturen mit Stufen kleiner als 2mm. Um häufig zu findende ligamentäre Begleitverletzungen auszuschließen, ist hier eine MRT-Aufnahme empfehlenswert, da das verletzte Gelenk nicht in dem Maße untersucht werden kann wie es zur Diagnostik einer Bandruptur nötig wäre. Zur Durchführung einer konservativen Therapie wird das Bein zu Beginn möglichst kurz in einer Konfektionsschiene ruhiggestellt. Nach Linderung der ersten Schmerzen wird das Bein mithilfe einer „Continuous Passive Motion“-Schiene (CPM), Patellamobilisation und Quadrizepsquerdehnung beübt. Anschließend kann damit begonnen werden, das Knie mit stabil impaktierter Tibiakopffraktur aktiv unter erlaubter voller Gelenkmobilisierung und unter Teilbelastung mit maximal 20kg zu belasten. Die Teilbelastung mit Unterarmgehstützen muss im Folgenden 6 bis 8 Wochen eingehalten werden, da die Fraktur diese Zeit zur knöchernen Konsolidierung benötigt. Danach kann das Bein sukzessive wieder vollbelastet werden. Der Heilungsprozess muss die ganze Zeit über mittels Röntgenkontrolle überprüft werden. Die in der Studie untersuchten Impressionsfrakturen müssen in jedem Fall operativ versorgt werden, da eine Reposition der Gelenkfläche erforderlich ist und eine Unterfütterung des eingedrückten Knochenfragments notwendig ist, um eine Stufenbildung zu vermeiden. Allerdings ist die rein konservative Therapie beim älteren Patienten selten möglich (vgl. KOTTER, RÜTER 1997; JENSEN et al. 1990; SPIER, MUGGLER 1977; KIRSCHNER 2004).

1.5.2. Operative Behandlung

Tibiakopffrakturen sollten in der Regel sekundär circa 6 Tage nach dem Trauma operiert werden, da die Gefahr einer Weichteilschwellung mit Wundheilungsstörungen besteht. Ausnahmen sind das Vorliegen einer offenen Fraktur oder instabilen Luxationsfraktur mit und ohne Kompartmentsyndrom. Selten auftretende Gefäßverletzungen stellen ebenso eine Notfallindikation dar. Bei einer

Verletzung der A. poplitea oder bei Luxationsfrakturen erfolgt die Reposition des Plateaus bzw. des Gelenks vorübergehend im Fixateur externe. So wird die Gefäßanastomose bzw. die Gelenkinstabilität vor anatomischen Sekundärschäden bewahrt. Erst nach Heilung der Weichteilschäden kann die Fraktur definitiv versorgt werden (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1121; KOTTER, RÜTER 1997).

1.5.2.1. Operative Behandlung im Allgemeinen

Zu unterscheiden sind bei der operativen Therapie von Tibiakopffrakturen im Allgemeinen minimal-invasive Methoden von offener Reposition, wobei es je nach Frakturtyp wichtig ist, das adäquate Verfahren auszuwählen. Grundsätzlich kann man sagen, dass sich ab einer Impressionstiefe von über 10mm und einer Abkipfung des Fragments über 20° für eine offene Reposition entschieden werden sollte (vgl. FEHSKE, MEFFERT 2011).

Minimal-invasive Techniken stützen sich auf perkutane Zugänge ergänzt durch arthroskopische Kontrollen. Besonders bei Spalt- und Impressionsfrakturen sowie bei Eminentiaabbrissen bietet sich ein minimal-invasives Verfahren an (vgl. Kap. 1.5.2.3.).

Eine minimal-invasive Operation beinhaltet einige Vorteile gegenüber offenen Verfahren. Dazu zählt zum einen die geringere Weichteilschädigung durch eine nur geringe Stichinzision, weswegen Weichteilkomplikationen seltener auftreten. Auch die Morbidität ist geringer und die Patienten können in der Nachbehandlung schneller mobilisiert werden, was dazu führt, dass die Verweildauer im Krankenhaus bei minimal-invasiven Verfahren kürzer ist. Aus diesem Grund sollten bei hohen Operationsrisiken auch instabile Frakturen minimal-invasiv versorgt werden. Zum anderen können auch Meniskusläsionen und Bandverletzungen, die immerhin in 20-30% der Fälle begleitend auftreten, sofort behandelt und refixiert, ein Hämarthros ausgespült sowie die erfolgte Reposition der Fraktur beurteilt werden. Die Infektionsrate bei minimal-invasiven Methoden ist geringer als bei offenen Repositionen (vgl. BENEDETTO et al. 2010; PETERSEN et al. 2006; HEYDE, ERTL

2004. S. 1123; BONNAIRE et al. 2009; TAHERI et al. 2010. S. 162; SÜDKAMP et al. 1998; MACHHOLZ et al. 1998; OHDERA et al. 2002).

Bei einer offenen Reposition ist es wichtig, den operativen Zugang so zu wählen, dass alle Fragmente sicher reponiert und stabilisiert werden können. Es gibt verschiedene Zugangswege, von denen im Folgenden einige vorgestellt werden. Für alle Standardinzisionszugänge kann der Patient in Rückenlage gelagert werden.

Als erstes ist die anterolaterale Standardinzision für den Zugang zum lateralen Plateau zu nennen, die bei 30°-gebeugtem Knie durchgeführt wird. Diese verläuft mit einer S-förmigen Schnittführung am Epicondylus entlang Richtung Unterschenkel und endet zwischen Gerdy-Tuberkel und Fibula (vgl. Abb. 8a). Der Tractus iliotibialis wird zur tieferen Präparation gespalten und die Extensoren vom Knochen abgelöst. Des Weiteren werden die meniscotibialen Bänder durchtrennt, um anschließend den Außenmeniskus anzuheben und direkten Zugang und Blick auf das Tibiaplateau zu bekommen (vgl. Abb. 8b).

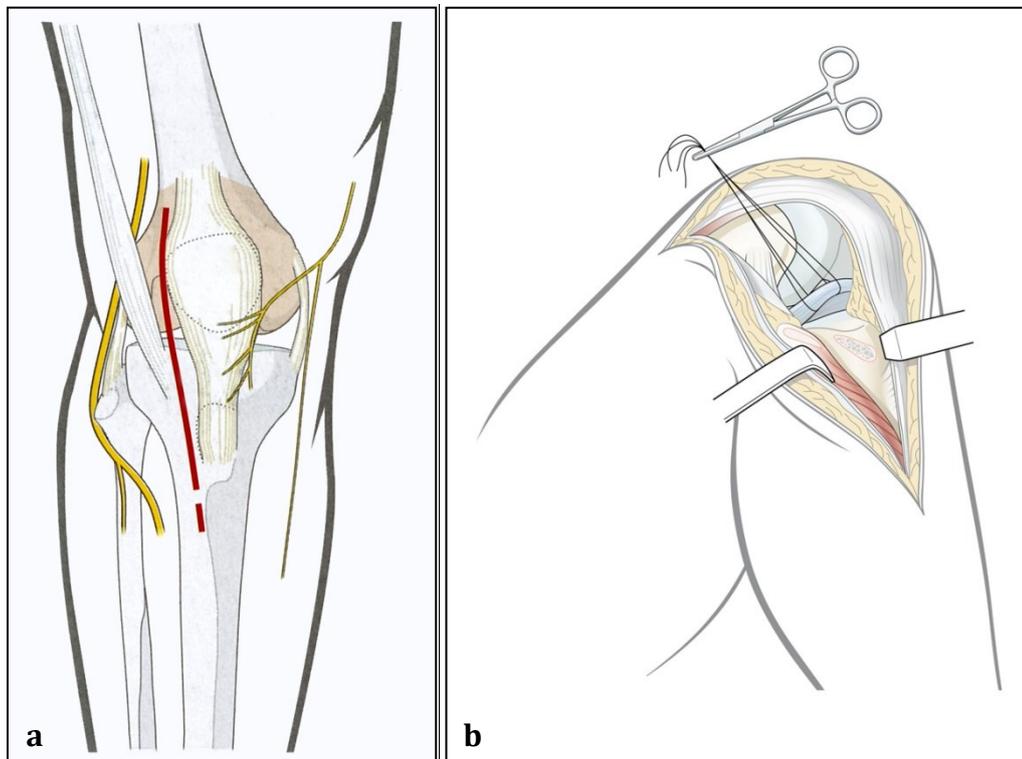


Abb. 8a, b: anterolateraler Zugang zum Tibiaplateau (aus: PAPE, ROMMENS 2008. S. 822).

Zum medialen Plateau bekommt man Zugang über einen anteromedialen Schnitt, der ca. 2cm medial der Tuberositas tibiae gesetzt wird. Bisweilen muss der Pes anserinus an der Tuberositas tibiae abgelöst werden. Schließlich bekommt man mithilfe einer medialen Arthrotomie Einsicht auf das Tibiaplateau.

Des Weiteren ist noch der posterolaterale Zugang zu erwähnen, bei dem durch einen Längsschnitt in Höhe der Fibula und Ablösung der Extensoren das hintere Plateau erreicht werden kann. Zuvor muss die Fibula subkapital osteotomiert oder scharf von der Tibia abgetrennt werden. Die gesamte Präparation sollte nur nach Darstellung des N. peroneus erfolgen. Allerdings ist hier das Risiko einer Verletzung des N. peroneus relativ hoch, weswegen diese Methode selten praktiziert wird.

Über einen posteromedialen Zugangsweg werden hintere Luxationsfrakturen operiert. Hier erfolgt ein Schnitt auf Höhe des Epicondylus medialis bis zur Hinterkante der Tibia (vgl. Abb. 9a). Um Einblick auf das Tibiaplateau zu bekommen, muss hier der Pes anserinus nach vorne weggehalten werden, kann aber auch indiziert und bei Verschluss wieder vernäht werden (vgl. Abb. 9b).

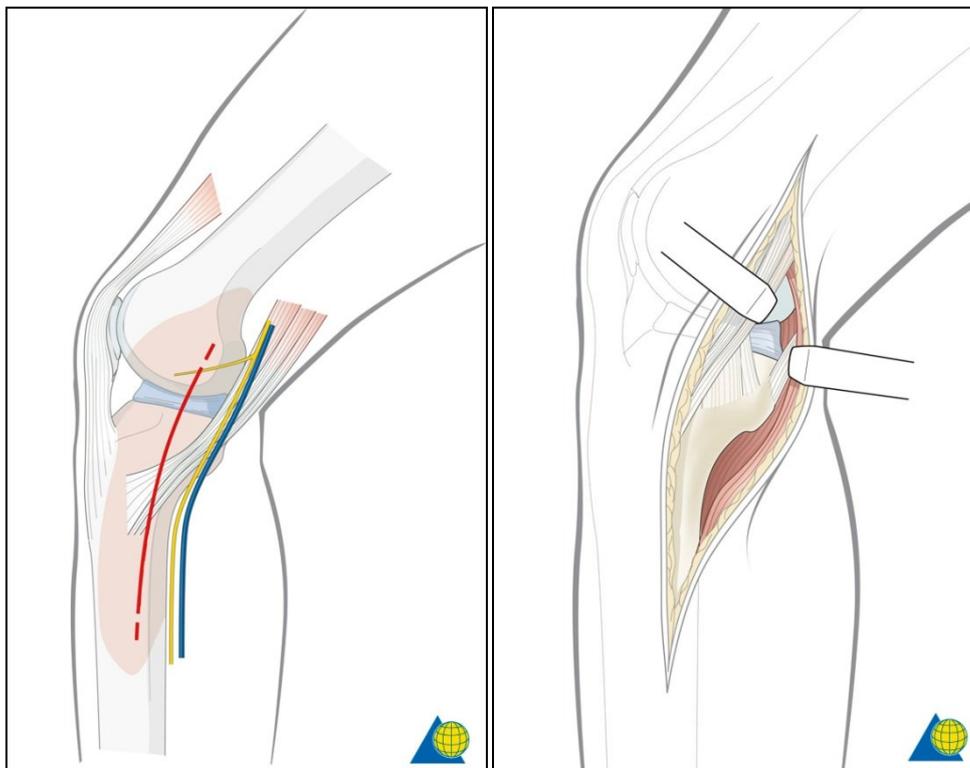


Abb. 9a, b: posteromedialer Zugang zum Tibiaplateau (aus: PAPE, ROMMENS 2008. S. 823).

Bei bikondylären Frakturen empfiehlt es sich, einen anterolateralen und posteromedialen Zugang zu wählen, um den Bruch optimal versorgen zu können. Hierbei sollte der Patient in Seitenlage gelagert werden. Auch bei Luxationsfrakturen sollte man sich für einen Doppelzugang entschließen.

Mit einem direkten posterioren Zugang nach Trickey können Eminentiaausrisse bzw. Ausrisse des hinteren Kreuzbandes sowie hintere Luxationsfrakturen behandelt werden. Hier setzt man einen S-förmigen Schnitt oberhalb des medialen Gastrocnemius-Kopfes entlang der Fossa poplitea bis zum lateral-distalen Unterschenkel. Über eine Querinzision auf Höhe der Fossa poplitea wird anschließend Zugang zum Tibiaplateau erhalten. Hier ist besonders auf die Gefäß- und Nervenpräparation zu achten, um keine Verletzungen dieser hervorzurufen (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 164f.; PAPE, ROMMENS 2008. S. 821f.; HEYDE, ERTL 2004. S. 1121; PETERSEN et al. 2006).

Im Folgenden soll der Aspekt der Behandlung verschiedener Tibiakopffrakturarten genauer betrachtet werden.

Zuerst sind die Stauchungsfrakturen zu nennen. Isolierte Spaltfrakturen bei guter Knochenqualität und ohne Gelenkflächenimpression und Interponat können in der Regel durch Zugschraubenosteosynthesen reponiert werden. Hierzu werden zwei Spongiosaschrauben mit Unterlegscheiben eingebracht. Eine dritte Schraube kann zur Abstützung an der Spitze des Fragments eingebracht werden (vgl. Abb. 10).

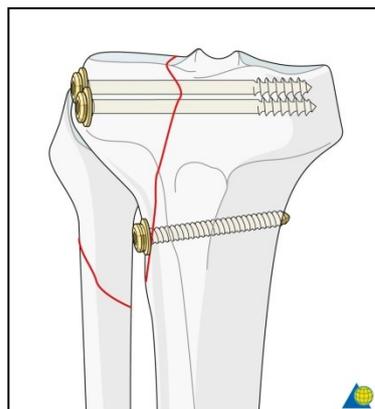


Abb. 10: Versorgung eines lateralen Spaltbruches (AO 41-B1) mit Zugschraubenosteosynthese (aus: PAPE, ROMMENS 2008. S. 829).

Impressions-Depressionsfrakturen werden über eine Anhebung der Fragmente über den Frakturspalt und eine vorübergehende Fixation mittels Kirschner-Drähten versorgt. Das Fragment wird danach unterfüttert. Anschließend sollte eine Plattenosteosynthese durchgeführt werden (vgl. Abb. 11). Besonders bei osteoporotischen Knochen ist das Einbringen einer Abstützplatte unerlässlich, da Schrauben allein bei Osteoporose nicht fest genug in der Spongiosa verankert werden können.

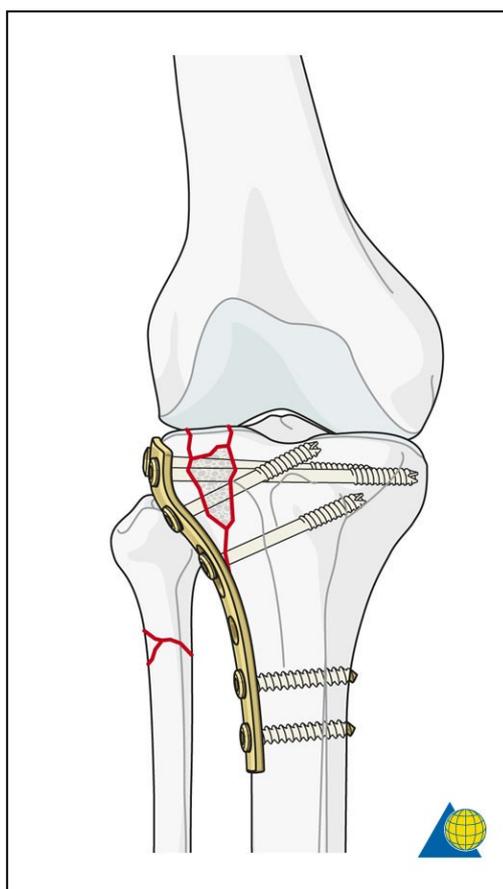


Abb. 11: Versorgung einer AO 41-B3-Fraktur mittels Unterfütterung des Knochendefekts und winkelstabiler Abstützplatte (aus: PAPE, ROMMENS 2008. S. 149).

Bikondyläre Brüche, die meist aufgrund zentrischer Krafteinwirkung entstehen, gehen mit einer höheren Komplikationsrate einher, da die Trümmerzone bis in den Tibiaschaft reichen kann. Zur Überbrückung kann hier zuerst ein Fixateur externe angebracht werden (vgl. auch S. 21). Zur abschließenden Versor-

gung sollte die komplette Gelenkfläche wiederhergestellt werden, eine Zugschraubenosteosynthese durchgeführt und winkelstabile Platten eingebracht werden. Hier kann es nötig sein, auf jeder Seite eine Platte anzubringen, um eine adäquate Stabilisierung zu erzielen.

Auf die Impressionsfrakturen wird aufgrund ihrer zentralen Rolle bei der Studie gesondert einzugehen sein (vgl. Kap. 1.5.2.3.) (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1123; PAPE, ROMMENS 2008. S. 824ff.; TAHERI et al. 2010. S. 164f.).

Des Weiteren sind die Luxationsfrakturen zu erwähnen, die hier aber nur kurz aufgegriffen werden sollen, da sie nicht Teil der nachfolgenden Studie sind. Sie sollten mittels offener Reposition und Anlage eines Fixateur interne sowie mithilfe eines Fixateur externe versorgt werden (vgl. Abb. 12) (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1124f.; FEHSKE, MEFFERT 2011).



Abb. 12a: Röntgenbild einer Tibiakopflaxationsfraktur. 12b: Röntgenkontrolle nach zweizeitiger FixEx-ORIF (beide aus: FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 47).

Die dritte Frakturform, auf die hier eingegangen werden soll, sind die Trümmerfrakturen beziehungsweise Komplexverletzungen. Da diese eher bei schwerverletzten Patienten auftreten, ist eine primäre definitive Versorgung selten möglich. Es wird nach einer Grobreposition zunächst ein Fixateur externe angebracht. Grundsätzlich ist er aufgrund seiner Eigenschaften als einfache Operationstechnik, geringer Weichteiltraumatisierung und hoher Steifigkeit Mittel der Wahl im Notfall, um eine gewisse Zeit bis zur endgültigen Versorgung zu überbrücken. Die eine Möglichkeit ist hier, einen Hybridfixateur (vgl. Abb. 13) anzubringen, bei dem es sich „um einen Ringfixateur mit gespannten Kirschner-

Drähten für die Gelenkfragmente mit Überbrückung der metaphysären Trümmerzone und Kopplung des gelenknahen Ringes mit einem herkömmlichen Fixateursystem, das am intakten Tibiaschaft verankert ist“, handelt (HEYDE, ERTL 2004. S. 1125). Wahlweise besteht auch die Möglichkeit, auf der einen Seite ein minimal-invasives Osteosyntheseverfahren anzuwenden und die andere Seite zeitweise mit einem Hilfsfixateur zu stabilisieren. Zusätzlich sollten bei so umfangreichen Verletzungen eine Lavage und ein radikales Debridement durchgeführt werden, um das Risiko einer Infektion zu vermindern. Eine Hautdeckung erfolgt zunächst mit Kunsthaut, wobei die Verletzung regelmäßig kontrolliert werden muss. Erst wenn die Wundheilung ohne Infektionszeichen sichergestellt ist, kann die Verletzung mit einer Spalthautdeckung oder Lappenplastik verschlossen werden (vgl. HEYDE, ERTL 2004. S. 1125f.; TAHERI et al. 2010. S. 168f.).

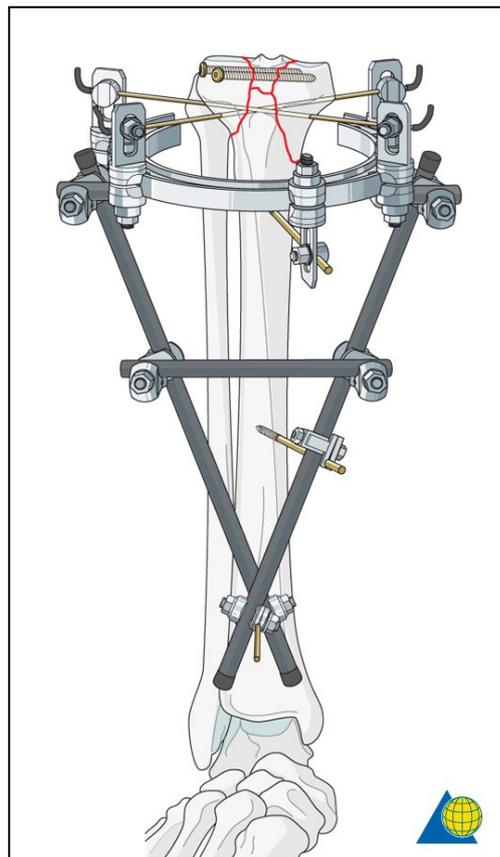


Abb. 13: Versorgung einer Tibiakopffraktur mit Hybridfixateur (aus: PAPE, ROMMENS 2008. S. 310).

1.5.2.2. Operative Behandlung im Alter

Die „operative Versorgung der Tibiakopffrakturen bei Patienten über 70 Jahren ist besonders problematisch wegen der verminderten operativen Belastbarkeit und der ausgeprägten Osteoporose.“ (FRENYO et al. 2000. S. 42) Besonders bei Patienten fortgeschrittenen Alters kann durch eine frühzeitige Belastungsfähigkeit des Beines das Risiko allgemeiner Komplikationen sowie das Risiko der Invalidität vermindert werden. Aus diesen Gründen ist eine interdisziplinäre Zusammenarbeit von Bedeutung, die zwischen Chirurgen, Anästhesisten und dem Pflegepersonal stattfinden sollte.

„Das operative Vorgehen richtet sich nach Frakturmorphologie, dem Weichteilschaden, Begleitverletzungen sowie nach der Knochenqualität und bestehender Gonarthrose und Achsdeformitäten. Mitentscheidend für die Wahl des Verfahrens ist jedoch auch der körperliche und geistige Zustand des Patienten. Nur in Zusammenschau aller Einflussfaktoren kann ein adäquates individuelles Behandlungskonzept festgelegt werden.“ (KÖSTERS et al. 2011. S. 5) Da bei alten Menschen manchmal keine ausreichende Compliance gewährleistet ist, kann eine postoperative Teilbelastung schwierig sein. In Frage kommt hierfür die „supportive Composite-Hybridfixation“ als eine minimal-invasive Methode. Hierdurch kann eine zusätzliche Stützung des reponierten Fragments erfolgen. Da bei alten Menschen die Knochenqualität tendenziell vermindert ist, ist darauf zu achten, das angemessene Implantat in ausreichender Menge zu wählen. Ein weiteres Problem stellt die erhöhte Morbidität und die geringe Verfügbarkeit von Spongiosa bei einer Entnahme aus dem Beckenkamm dar. Dies führt dazu, dass bei alten Patienten bevorzugt auf Knochenersatzmaterialien zurückgegriffen wird (vgl. KÖSTERS et al. 2011; BIYANI et al. 1995).

Ein weiterer Punkt, der nur bei der operativen Versorgung von alten Patienten eine Rolle spielt, ist der primäre Einsatz von Endoprothesen. Als Indikationen hierfür können eine Unmöglichkeit des Patienten zur Teilbelastung, eine bestehende ausgeprägte Gonarthrose und eine dislozierte intraartikuläre Fraktur bei Osteoporose genannt werden. Dem Patienten werden durch sofortigen Endoprotheseneinsatz mehrere Operationen erspart und es kann auch sofort wieder

mit der Belastung begonnen werden. Dadurch kann eine Invalidität des alten Menschen durch längere Bettlägerigkeit verhindert werden (vgl. VERMEIRE, SCHEERLINCK 2010; FRANGEN et al. 2010; GERICH et al. 2001b; KILIAN 2003; KÖSTERS et al. 2011).

1.5.2.3. Operative Behandlung bei Impressionsfrakturen

Da Impressionsfrakturen häufiger lateral auftreten, werden sie entweder über einen parapatellaren anterolateralen Zugang eröffnet oder, was heute häufiger durchgeführt wird, arthroskopisch und damit minimal-invasiv operiert. Bei einer B2-Fraktur nach AO-Klassifikation wird über einen lateralen Hautschnitt Zugang zur lateralen Kortikalis der Tibia gewonnen und ein Kortikalisfenster unterhalb des Kondylus erzeugt. Über dieses Kortikalisfenster wird die Impression hochgestößelt und das Tibiaplateau wiederhergestellt. Daraufhin wird das Fragment mit autologem Knochenmaterial oder Knochenzement unterfüttert (vgl. Abb. 14). Die Impression sollte leicht überkorrigiert werden, sodass eine „minimale Varisierung“ des Kniegelenks entsteht. Dadurch kommt es zu einer „Verlagerung der axialen Traglinie auf die mediale Gelenkfläche“, was zu einer Entlastung des lateralen Plateaus führt (DZIWISCH, EGGERS 2000. S. 5). Um die reponierte Fraktur zusätzlich zu stabilisieren, ist es mindestens notwendig, Spongiosaschrauben anzubringen (vgl. Abb. 15). Als standardisiertes Verfahren gilt aber das Einbringen einer Abstützplatte, die mit Großfragmentschrauben parallel zum Tibiaplateau befestigt wird. Besonders bei Patienten fortgeschrittenen Alters sollten nicht nur Schrauben zur Stabilisierung eingebracht werden, da diese aufgrund der bestehenden Osteoporose nicht fest genug in der Spongiosa verankert werden können (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 163f.; DZIWISCH, EGGERS 2000; BENEDETTO et al. 2010; MEEDER 1997. S. 556; HONKONEN 1993).

Forschungskonsens ist aber, es reiche aus, Impressionsfrakturen mit Großfragmentspongiosaschrauben abzustützen. Jedoch ist es bei Impressions-Depressionsfrakturen notwendig, zusätzlich noch eine Plattenosteosynthese durchzuführen (vgl. WALZ et al. 2006; KOTTER, RÜTER 1997; SCHNETTLER 2002).

Meniskusläsionen oder Kreuzbandrupturen, die im Zuge der Fraktur aufgetreten sind, können nun versorgt bzw. rekonstruiert werden. Alle freien Knorpelfragmente sollten entfernt werden. Die komplette minimal-invasive Frakturversorgung sollte unter BV-Kontrolle erfolgen (vgl. BENEDETTO et al. 2010).



Abb. 14: Unterfütterung des Defekts mit Norian® (aus: FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 48).



Abb. 15: arthroskopisch assistierte Anhebung und Unterfütterung (aus: FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 48).

1.5.3. Nachbehandlung

Direkt nach erfolgter Operation wird das Bein auf einer Braun'schen Schiene in 30°-Beugehaltung gelagert. Bereits am ersten postoperativen Tag sollte mit der Mobilisierung begonnen werden; besonders der aktiven Krankengymnastik und den Motorschienen kommt hier eine tragende Rolle zu. Bei Spaltbrüchen sollte

über sechs Wochen, bei Impressionsfrakturen über sechs bis 12 Wochen eine Teilbelastung mit 20kg eingehalten werden. Von einer kompletten Immobilisation ist immer abzuraten, um Schäden am Gelenkknorpel und Arthrofibrosen zu vermeiden. Bei alten Patienten können im Zuge einer Nachbehandlung zusätzlich eine Atemtherapie und zu Beginn passive Bewegungsübungen mit einer „Continuous Passiv Motion“-Schiene angewendet werden. Orthesen sind in keinem Fall über längere Zeit zu empfehlen und kommen lediglich kurz nach der Operation zur Weichteilentlastung einige Tage zum Einsatz. Radiologisch sollte die Frakturversorgung direkt nach einer Operation sowie nach zwei und nach sechs Wochen kontrolliert werden, um die Frakturheilung beurteilen sowie Komplikationen erkennen zu können (vgl. KOTTER, RÜTER 1997; TAHERI et al. 2010. S. 172; PETERSEN et al. 2006; KÖSTERS et al. 2011).

1.6. Komplikationen

Bei alten Patienten kann das Auftreten eines Diabetes mellitus Typ 2 zu Wundheilungsstörungen führen. Dies ist durch eine mit einem Diabetes verbundene Makroangiopathie zu erklären. Bei einer bestehenden Angiopathie muss die Wahl des Implantats und der operative Zugang genau gewählt werden, um das Risiko zu minimieren. Bei Patienten mit Diabetes mellitus ist ebenso das Infektionsrisiko erhöht, wobei bei älteren Menschen aufgrund häufiger Begleiterkrankungen ohnehin ein erhöhtes Risiko der Infektion besteht. Eine arterielle Hypertonie ist besonders bei alten Menschen in das Vorgehen miteinzubeziehen, da es hierdurch zu Komplikationen kommen kann. Sie kann einerseits zu Problemen während der Operation führen, andererseits kann der Heilungsprozess davon negativ beeinflusst werden. Internistische Begleiterkrankungen geben immer Anlass, den Patienten möglichst bald nach dem Trauma zu operieren, um eine längere Immobilisation und die damit verbundenen schlechten Auswirkungen auf die Begleiterkrankungen zu vermeiden. Eine geringere Zeit der Immobilisation senkt auch das Risiko einer Beinvenenthrombose, welche bei allen Operationen auftreten kann. Aufgrund des ausgeprägten Traumas, welches zu einer

Tibiakopffraktur in den meisten Fällen nötig ist, werden hier, wie vorher schon erwähnt, die Weichteile in Mitleidenschaft gezogen. Dies führt zu einem erhöhten Risiko eines Kompartmentsyndroms, das bei AO B- und C-Frakturen bei 5-10% liegt (vgl. KÖSTERS et al. 2011; PETERSEN et al. 2006; HEYDE, ERTL 2004. S. 1128f.; BONNAIRE et al. 2009).

In 25-30% der Fälle werden Tibiakopffrakturen von Kniebandverletzungen begleitet (vgl. STUBY 2008; HEYDE, ERTL 2004. S. 1127).

Auf Verletzungen der Arterien und Nerven wurde bereits in Kapitel 1.4. eingegangen. Verletzungen von Gefäßen und Nerven treten bei Tibiakopffrakturen in bis zu 20% der Fälle auf (vgl. BOBRICH et al. 2009).

Infolge einer Tibiakopffraktur ohne anschließende adäquate Therapie können eine Gelenksteife, eine Reflexdystrophie, ein komplexes regionales Schmerzsyndrom sowie eine Gonarthrose auftreten. Infolge von B-Frakturen treten in 9,6% der Fälle Arthrosezeichen auf. Eine Arthrose wird bei Tibiakopffrakturen besonders durch ein Einsinken des Fragments nach erfolgter Behandlung hervorgerufen. Bei Tibiakopffrakturen steht die posttraumatische Arthroserate in direktem Zusammenhang mit einer Meniskektomie. Bei erfolgter kompletter Meniskektomie beträgt die Arthroserate 74%, bei Meniskuserhalt nur 37% (vgl. PETERSEN et al. 2006; TAHERI et al. 2010. S. 155; DZIWISCH, EGGERS 2000; PAPAGELOPOULOS et al. 2005).

Ein sekundärer Repositionsverlust tritt bei Frakturen der proximalen Tibia im Allgemeinen in 0-14% der Fälle auf (vgl. MEFFERT, LENSCHOW 2010. S. 281).

Wie bei allen Knochenbrüchen kann es auch bei der Tibiaplateaufraktur zu Störungen der Knochenheilung kommen, was zu Fehlstellungen führen kann (vgl. RASCHKE et al. 2006. S. 792).

1.7. Arbeitshypothese

Über Jahre hinweg bestanden unterschiedliche Ansichten über die beste Versorgung einer Tibiakopffraktur. Mit Einführung der CaP-Zemente wurde das Problem der Spongiosaentnahme aus dem Beckenkamm verringert. Allerdings war

erst *Norian SRS*[®] hinsichtlich seiner Belastungsfähigkeit und mittels seiner Eigenschaft, menschlichen Knochen zu ersetzen, mit spongiösem Knochenersatzmaterial zu vergleichen.

Mit der Einführung von *Norian drillable*[®] ist die Handhabung des Zements sogar weiterhin optimiert worden, da hier nach einer Auffüllung zusätzlich noch Schrauben in den Zement eingebracht werden können.

Ziel der Arbeit ist es nun, die Unterfütterung von Tibiakopfmpressionsfrakturen allein mit *Norian drillable*[®] und mit *Norian drillable*[®] plus Schrauben zu vergleichen. Als (dritte) Kontrollgruppe wurde eine Schrauben-Gruppe herangezogen, die eine reine Versorgung des Impressionsfragments mit Schrauben simuliert. Die Versorgung mit *Norian drillable*[®] und mit Schrauben wird eingesetzt, um eine Primärstabilität zu erreichen und eine sekundäre Dislokation des Fragments zu vermeiden.

Ein weiteres Bestreben dieser Arbeit lag darin, auf die besonderen Gegebenheiten bei alten Menschen einzugehen, da Tibiakopffrakturen aufgrund der epidemiologischen Entwicklung in Zukunft zunehmen werden.

Es wurden in die Studie ausschließlich Impressionsfrakturen einbezogen, da diese bei Patienten fortgeschrittenen Alters den häufigsten Frakturtyp darstellen und zudem gut experimentell reproduzierbar sind.

2. Material und Methoden

2.1. Humane Präparate

Bei der im Folgenden beschriebenen Studie wurden unfixierte Präparate von Körperspendern verwendet, die von unserer Arbeitsgruppe selbst präpariert wurden. Die Präparate stammten von 15 weiblichen und zwei männlichen Körperspendern; bei drei Präparaten war das Geschlecht des Spenders nicht bekannt. Das Alter der Spender betrug 62-99 Jahre, wobei das Durchschnittsalter bei 86 Jahren lag und in allen drei Versuchsgruppen, die im Folgenden noch beschrieben werden, in etwa denselben Wert erreichte (s. Anhang Tab. 2).

Vor Dissektion der Humanpräparate wurden diese bei Raumtemperatur über einen Zeitraum von zwölf Stunden aufgetaut. Die Knochen wurden daraufhin vom umliegenden weichen Gewebe und Knorpel freipräpariert, das Femur und die Fibula sowie Bänder und Menisken von der Tibia entfernt und die Tibia 20cm distal zum Kniegelenk abgesägt. Im Anschluss wurden die Knochen zur Aufbewahrung in mit 0,9%iger NaCl-Lösung getränkte Tücher eingeschlagen und verpackt. Die Präparate wurden – wie bei DOUGHERTY et al. – bis zur weiteren Verarbeitung bei -20°C tiefgefroren (vgl. DOUGHERTY et al. 2008). Für jede Messung wurde die jeweilige Anzahl der zu testenden Knochen am Abend vor der Einbettung wiederum bei einer Raumtemperatur von ca. 20°C über 12 Stunden aufgetaut. Die Zuordnung der Präparate zu den verschiedenen Gruppen sowie die Bestimmung des Testzeitpunktes erfolgte randomisiert.

Die aufgetauten Knochenpräparate wurden am darauffolgenden Tag in Palacos® eingebettet (zur genaueren Einsicht aller verwendeten Materialien und Instrumentarien siehe Anhang ‚Materialliste‘). Durch die Einbettung in Knochenzement wurde gewährleistet, dass das Präparat in einem dafür vorgesehenen Metallständer befestigt werden konnte und während der Fraktursimulation sowie der Messung in derselben Position blieb. Die Einbettungstiefe betrug 8cm, sodass 12cm des Knochens sichtbar waren (vgl. Abb. 16). Die Knochen wurden – wie bei YETKINLER et al. beschrieben – in eine 5°-Valgusstellung gebracht, um eine

reproduzierbare Fraktursimulation zu gewährleisten und die biomechanischen Gegebenheiten des menschlichen Knies wirklichkeitstreu nachzuahmen (vgl. Abb. 17) (YETKINLER et al. 2000).

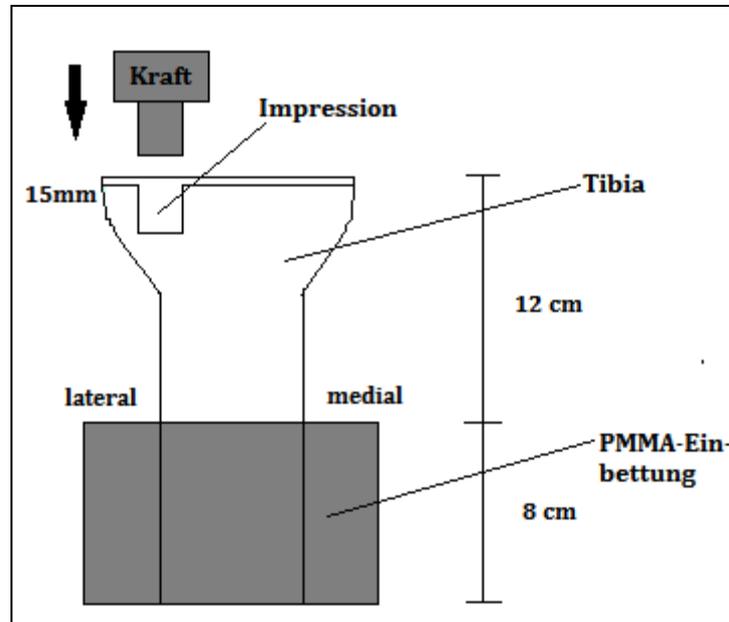


Abb. 16: Schemazeichnung des Versuchsaufbaus nach hervorgerufener Impressionsfraktur.

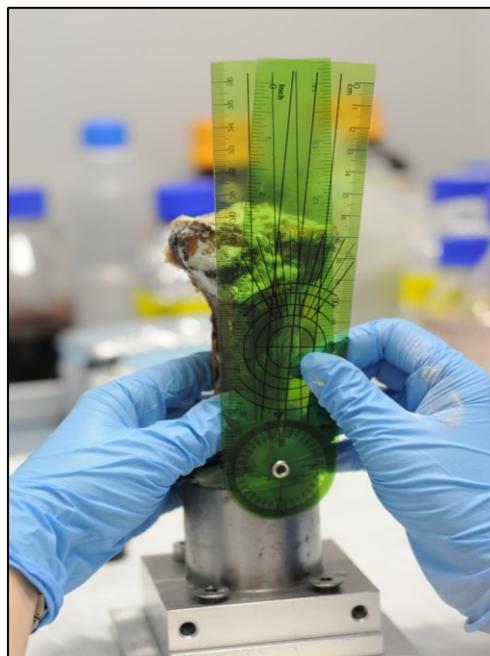


Abb. 17: Tibiakopfeinbettung in Metallständer mittels Palacos®. Ausrichtung des Knochens in 5°-Valgusstellung.

Alle Präparate wurden vor der Testung in zwei Ebenen geröntgt, um eventuelle Anomalien abzuklären (vgl. Abb. 18) und es wurde eine Knochendichtemessung in zwei Ebenen durchgeführt (vgl. Kap. 2.7.). Des Weiteren wurde die Fläche des lateralen Tibiaplateaus für jedes Präparat bestimmt (vgl. Abb. 19).

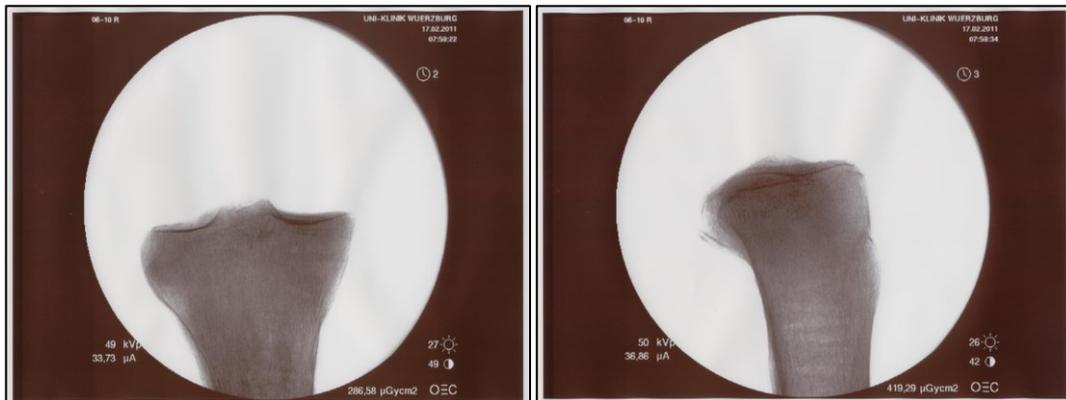


Abb. 18: Röntgen eines Tibiakopfes in 2 Ebenen vor der Fraktursimulation.

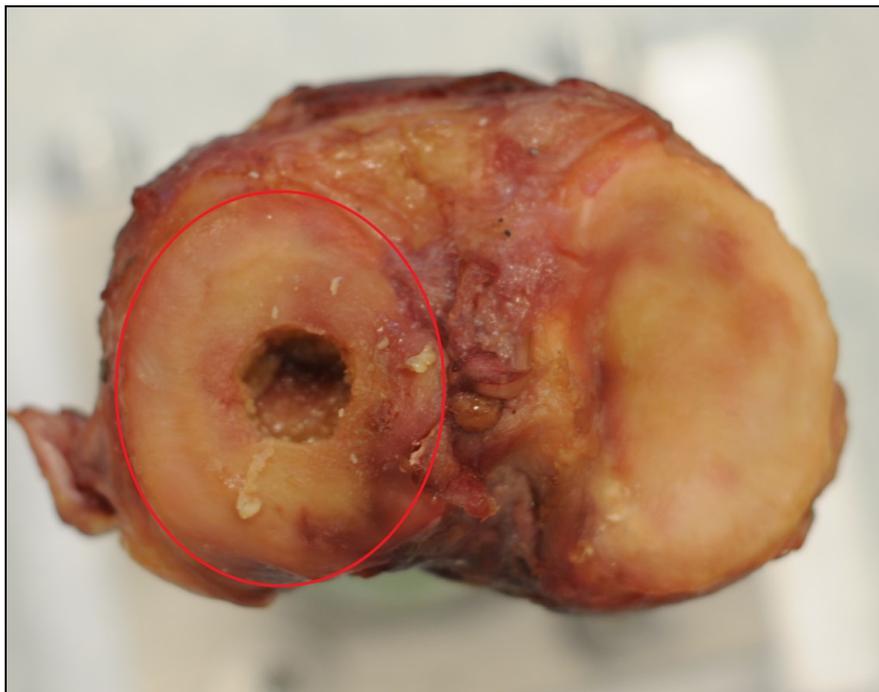


Abb. 19: Die rot markierte Linie zeigt die Fläche des lateralen Tibiaplateaus.

2.2. Implantate

2.2.1. *Norian drillable*[®]

Norian drillable[®] ist ein neues injizierbares Knochenersatzmaterial mit verstärkenden Fasern. Der Vorteil dieses Stoffes im Vergleich zu früheren Knochenersatzmaterialien ist seine geringe Brüchigkeit und die Tatsache, dass es zum Einbringen von Schrauben durchbohrt werden kann. Es setzt sich hauptsächlich aus drei Komponenten zusammen: CaP-Zement, was auch schon bei früheren *Norian*-Präparaten verwendet wurde und sich aus Monocalciumphosphat, α -Tricalciumphosphat und Calciumcarbonat sowie Natriumphosphat zusammensetzt. Des Weiteren besteht es aus bioresorbierbaren Fasern, die aus 82/18 Polylactid-co-Glycolid-Polymer bestehen, einen Anteil von 2 % ausmachen und eine Fasergröße von 1mm x 16 μ m haben, und Natriumhyaluronat, das als Polysaccharid mit hohem Molekulargewicht zur Erhöhung der Viskosität und Verbesserung der Fließ- und Mischeigenschaften beitragen soll. Es hält laut Hersteller einer Druckbelastung von 35MPa unter axialer Belastung stand, was im Vergleich zur Spongiosa das circa Vierfache an Druckbelastung bedeutet. Durch die pastöse Applikationsform kann sich der Zement der Fraktur optimal anpassen und somit kann Druck besser aufgenommen und verteilt werden. Ein weiterer Vorteil von *Norian drillable*[®] ist, dass es ohne eine exotherme Wärmeentwicklung im Knochen aushärtet, wodurch keine umliegenden Zellen zerstört werden (vgl. Synthes, ENGEL et al. 2003; KEATING et al. 2002; ÖZTÜRKMEN et al. 2009; LOBENHOFFER et al. 2001; ARISAN et al. 2010; MANZOTTI et al. 2005; GOODMAN et al. 1998; McDONALD et al. 2011).

Die von OOMS et al. formulierten Ansprüche an ein Knochenersatzmaterial – es sollte nicht schädlich, mechanisch stabil und zu 100% resorbierbar sein, sobald es seine Funktion im Knochen erfüllt hat – können von *Norian drillable*[®] teilweise eingehalten werden. Eine von OOMS et al. durchgeführte Studie mit CaP-Zement an Ziegen, bei der den Tieren CaP-Zement in einen tibialen Knochendefekt appliziert wurde, die Tiere nach drei Tagen bzw. zwei, acht, 16 und 24 Wochen getötet wurden und die Tibia untersucht wurde, zeigte, dass sich die α -Tricalcium-

phosphat-Phase nach drei Tagen aufgelöst hatte und eine größtenteils aus CaHPO_4 bestehende Struktur entstanden ist, die dem Apatit ähnelt. Diese zersetzte sich nach acht Wochen und es folgten keine weiteren Veränderungen. Bei medullär-lokalisiertem Zement konnte nach zwei Wochen eine dünne Schicht von neugebildetem Knochen festgestellt werden. Unter histologischer Sicht wurden Zellen differenziert, die den oberflächlichen Zement resorbierten. Der Zement wurde schon nach acht Wochen an den Umbauseiten resorbiert und neuer Knochen von Osteoblasten gebildet. In einem Untersuchungszeitraum von 24 Wochen wurde der Knochen immer noch umgebaut, allerdings war die Geschwindigkeit des Umbauprozesses gesunken. Im Vergleich zum CaP-Zement wurde einer Vergleichsgruppe PMMA appliziert, jedoch konnten hier keine Umbauprozesse, sondern lediglich eine fibröse Umkapselung festgestellt werden (vgl. OOMS et al. 2002).

CaP-Zement entspricht der Anordnung der Mineralphase des Knochens und besitzt die Eigenschaft, auch kleine Fragmente zu verankern und damit Stabilität für den Bruch zu gewährleisten. Des Weiteren besitzt er im Gegensatz zu autologer Spongiosa den Vorteil, dass es weder eine Spendermorbidity gibt, noch dass der Patient sich einer weiteren Operation unterziehen muss. Besonders bei alten Menschen ist die – ohnehin von Schmerzen und Morbidity begleitete – Beckenkamm-spongiosaentnahme aufgrund der Umwandlung von Spongiosa zu Fettmark wenig ergiebig ist. Auch kann keine Primärstabilität erreicht werden, die eine volle Belastung erlauben würde. BAJAMMAL et al. konnten zeigen, dass es durch eine Versorgung mit CaP-Zement zu einer Reduktion der Schmerzen kam, eine bessere Funktionalität gewährleistet wurde und die Sekundärdisklokation geringer ausfiel (vgl. WINGE et al. 2011; GERICH et al. 2001a; ENGEL et al. 2003; BAJAMMAL et al. 2008; RUSSELL, LEIGHTON 2008; HORSTMANN et al. 2002; VAN LIESHOUT et al. 2010; AHERN et al. 2010; SIMPSON, KEATING 2003; WELCH et al. 2003).

2.2.2. Schrauben

Neben *Norian drillable*[®] wurden Schrauben bei der Versorgung der Tibiaplateaufrakturen verwendet. Zum einen waren dies Großfragmentschrauben, zum anderen Kleinfragmentschrauben, wobei jeweils zwei Schrauben mittels Jail-Technik übereinander eingebracht wurden. D.h., zwei Kleinfragmentschrauben wurden direkt unter das Fragment in der sagittalen Ebene und zwei Großfragmentschrauben im 90°-Winkel in der coronaren Ebene direkt unter die Kleinfragmentschrauben gesetzt. Aufgrund der Anordnung der Schrauben in der Form eines Gefängnisgitters wird dieses Verfahren als Jail-Technik bezeichnet (vgl. Abb. 20 und Abb. 31). Dieses Verfahren bringt eine höhere Stabilität mit sich, da durch zusätzliche senkrechte Schrauben ein Widerlager gebildet wird (vgl. TAHERI et al. 2010. S. 163; KÖSTERS et al. 2011). WEIMANN et al. konnten zeigen, dass die Jail-Technik hinsichtlich Steifigkeit, maximaler Last und Druckbelastung eine signifikante Verbesserung gegenüber herkömmlicher Verschraubungstechniken bietet (vgl. WEIMANN et al. 2007).

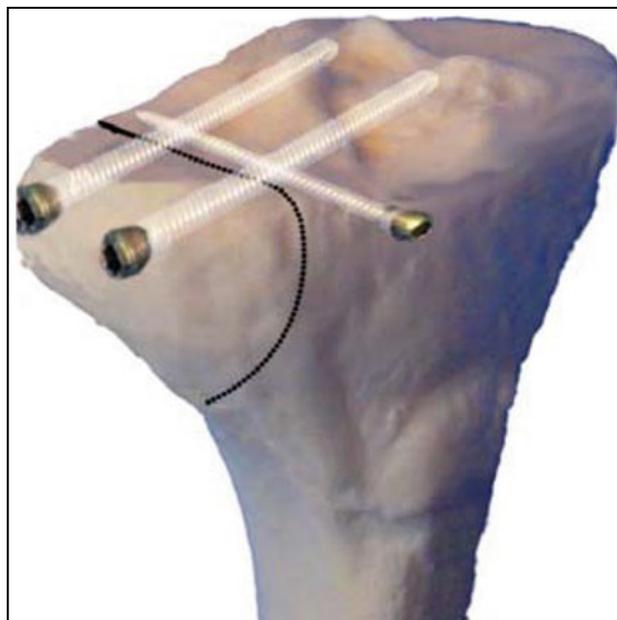


Abb. 20: Schemazeichnung eines Tibiakopfes mit Schraubenversorgung durch Jail-Technik (aus: KÖSTERS et al. 2011. S. 6).

2.3. Fraktursimulation

Der Fraktursimulation wurde ein Osteoklassiemodell zugrunde gelegt. Der Knochen wurde mithilfe der Halterungsapparatur in der Materialtestungsmaschine fixiert und das Präparat so eingestellt, dass die Sollbruchstelle im lateralen Tibiaplateau zentral ausgerichtet war (vgl. Abb. 21 und Abb. 23). Anschließend erfolgte eine Markierung eines Kreises von 1,2cm Durchmesser an fünf Punkten (vgl. Abb. 22). In die Knochen wurden an den gekennzeichneten Punkten mit einem Handbohrer fünf Löcher mit einem Durchmesser von 1,9mm gebohrt, um eine reine Impressionsfraktur leichter hervorrufen zu können. Sodann wurde ein Druckstempel auf der vorbereiteten Sollbruchstelle aufgesetzt und die Fraktur mit einer axialen Geschwindigkeit von 500mm/min hervorgerufen. Die Impressionstiefe betrug dabei 15mm. Für jedes Präparat wurde die Maximalkraft durch die Maschine aufgezeichnet, die aufgebracht werden musste, um die Impression hervorzurufen.

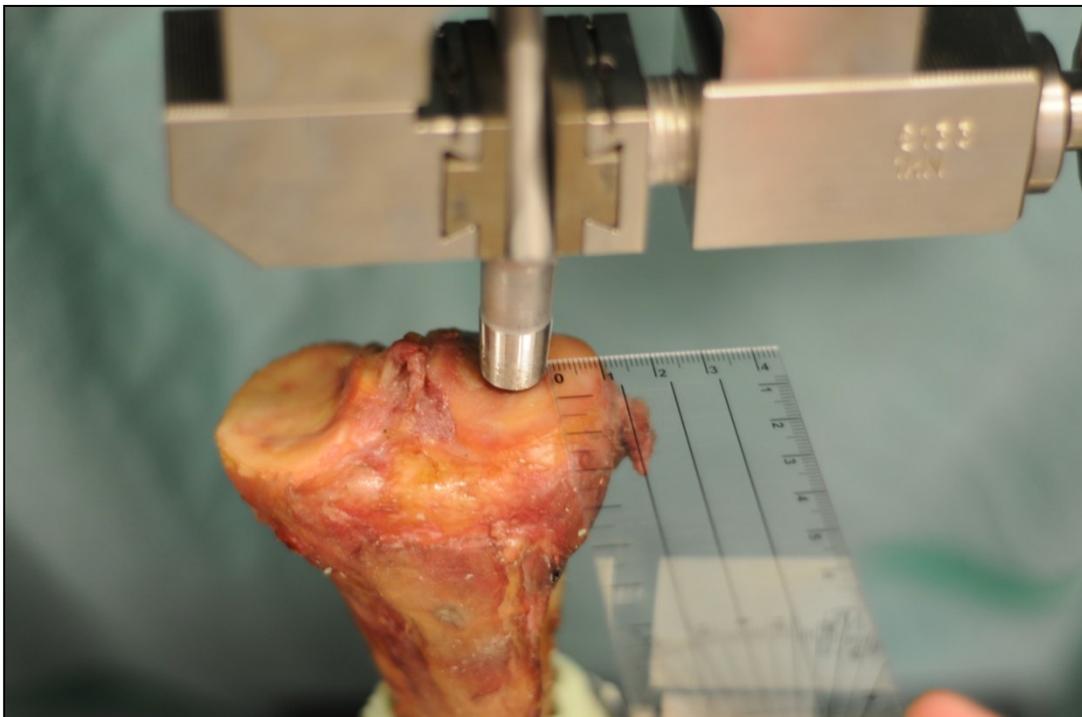


Abb. 21: Das Bild zeigt die standardisierte Einstellung der Sollbruchstelle zentral am lateralen Tibiaplateau.

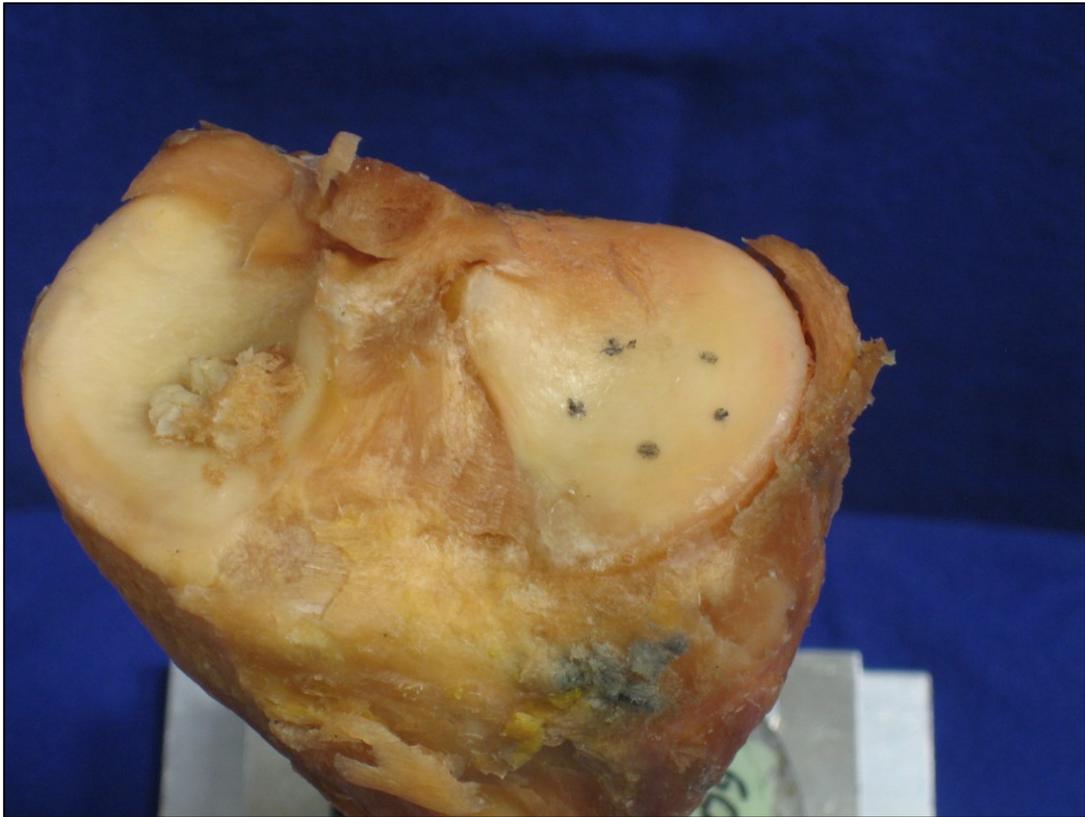


Abb. 22: Markierung der Sollbruchstelle an einem lateralen Tibiaplateau.



Abb. 23: standardisiert hervorgerufene Impressionsfraktur des lateralen Tibiaplateaus.

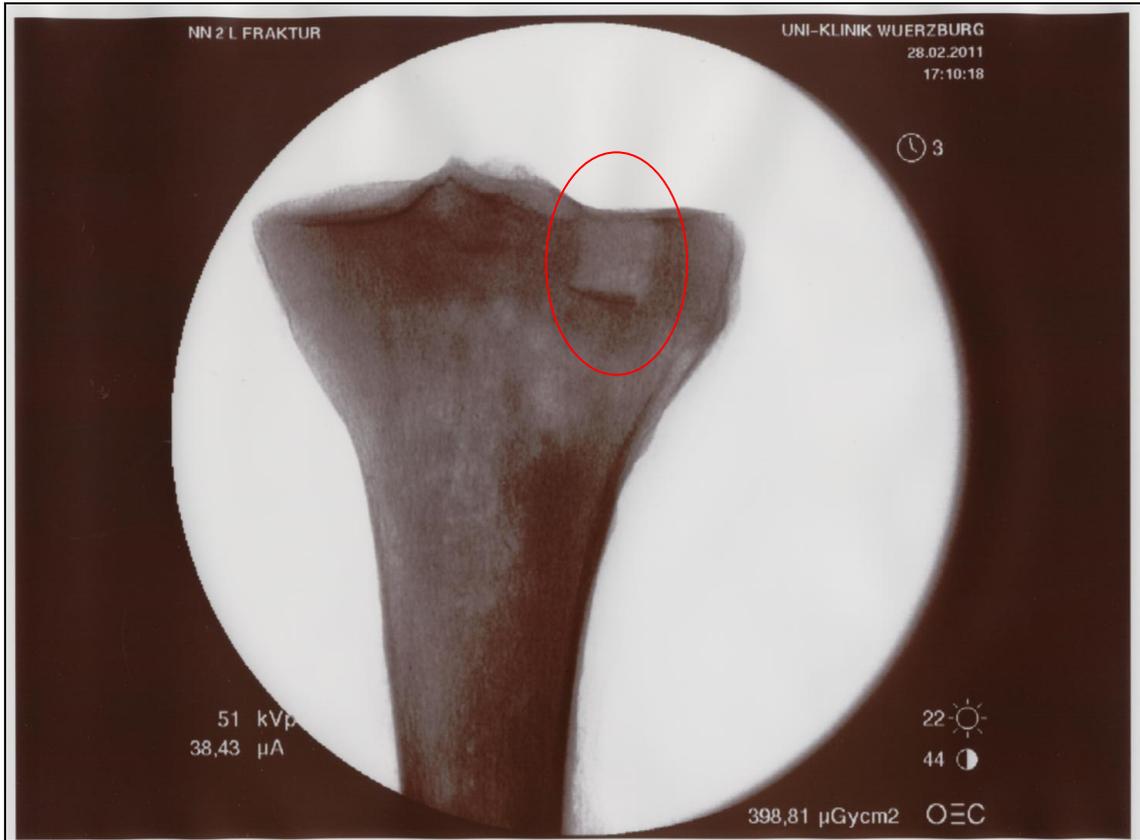


Abb. 24: Röntgenbild eines Knochens mit standardisiert hervorgerufener Impressionsfraktur (rot markiert).

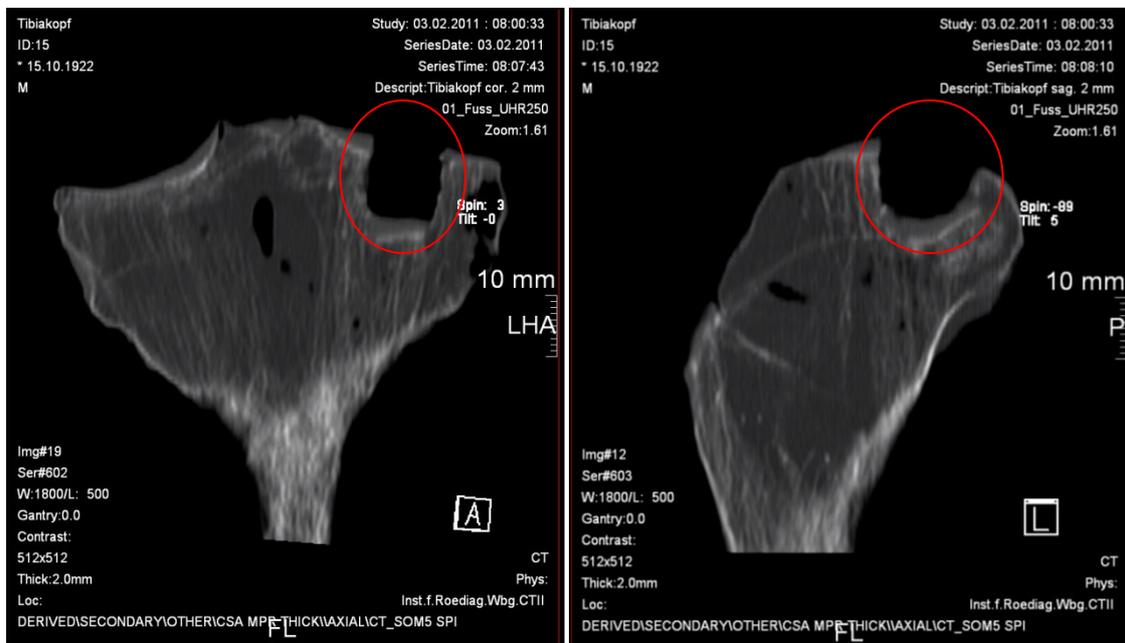


Abb. 25: CT-Darstellung eines Knochens mit Impressionsfraktur (rot markiert).

Alle Knochen wurden nach der Fraktursimulation mittels Röntgen in zwei Ebenen kontrolliert (vgl. Abb. 24) und alle Präparate, die nicht den Anforderungen einer reinen Impressionsfraktur entsprachen, wurden ausgesondert.

2.4. Biomechanische Testung der Knochen

2.4.1. Gruppeneinteilung

	Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3
Anzahl	7	7	5
Stabilisierungsart	Norian	Norian+Schrauben	Schrauben
Körperseite	4 x rechts/ 3 x links	7 x links	2 x rechts/ 3 x links
Durchschnittsalter	87 Jahre	87 Jahre	77,5 Jahre
Kraft Knochen initial	1043N	1416N	1198N
Displacement Setzzyklen + Messzyklen	2,7mm	2,7mm	6,4mm
Displacement ab Setzzyklus 5	1,5mm	1,3mm	3,0mm
Displacement 3000 Messzyklen	1,1mm	1,1mm	1,8mm
LTF	873N	1947N	2514N
Normalisierte Werte (LTF%)	92%	141%	216%
Knochendichte bei 35mm	137mg/cm ³	113mg/cm ³	67mg/cm ³
Knochendichte bei 50mm	150mg/cm ³	157mg/cm ³	139mg/cm ³
Fläche laterales Plateau	8,9cm ²	8,6cm ²	9,0cm ²
Steifigkeit	788N/mm	840N/mm	411N/mm

Tab. 1: Gruppeneinteilung.

Es standen insgesamt 20 Tibiakopfpräparate zur Verfügung, wobei diese randomisiert auf drei Gruppen aufgeteilt wurden.

Die erste aus acht Knochen bestehende Gruppe wurde mit *Norian drillable*[®] versorgt. Unter einer kompletten Versorgung dieser Gruppe ist die Anhebung der imprimierten Gelenkfläche und Unterfütterung mit injiziertem *Norian drillable*[®] zu verstehen (vgl. Abb. 26-28).

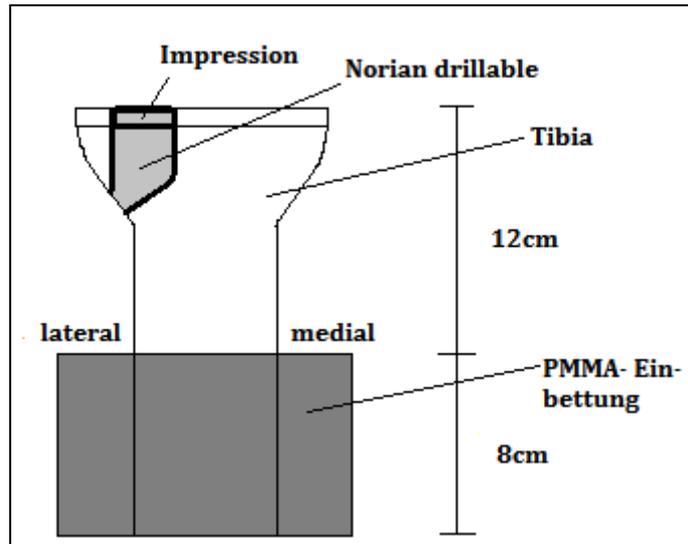


Abb. 26: Schemazeichnung zur Versorgung eines Knochens mit *Norian drillable*[®].



Abb. 27: Das Röntgenbild zeigt einen Knochen der Gruppe *Norian* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.



Abb. 28: Die Abbildung zeigt einen Knochen der Gruppe *Norian* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.

Die zweite Gruppe – es handelte sich um sieben Knochen – erhielt neben der Unterfütterung mit *Norian drillable*® zusätzlich eine Versorgung mit Schrauben. Unter einer kompletten Versorgung dieser Gruppe ist die Anhebung der imprimierten Gelenkfläche und Unterfütterung mit injiziertem *Norian drillable*® sowie die Versorgung mit Schrauben zu verstehen (vgl. Abb. 29-31).

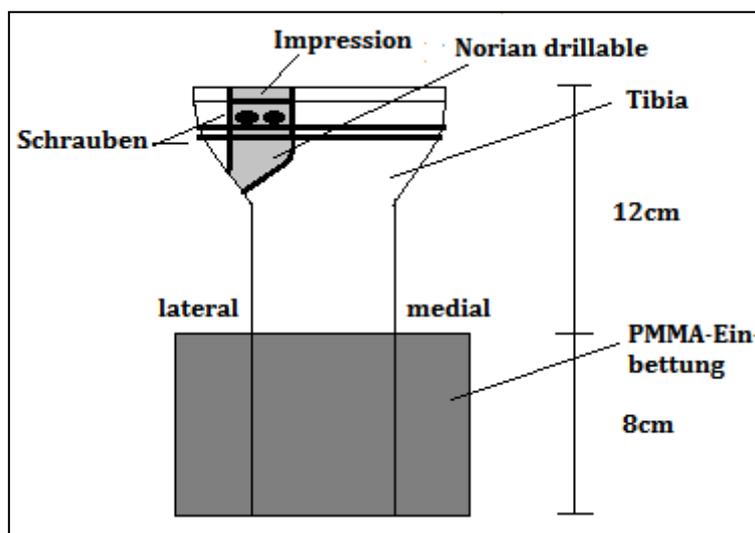


Abb. 29: Schemazeichnung zur Versorgung eines Knochens mit *Norian drillable*® und Schrauben.

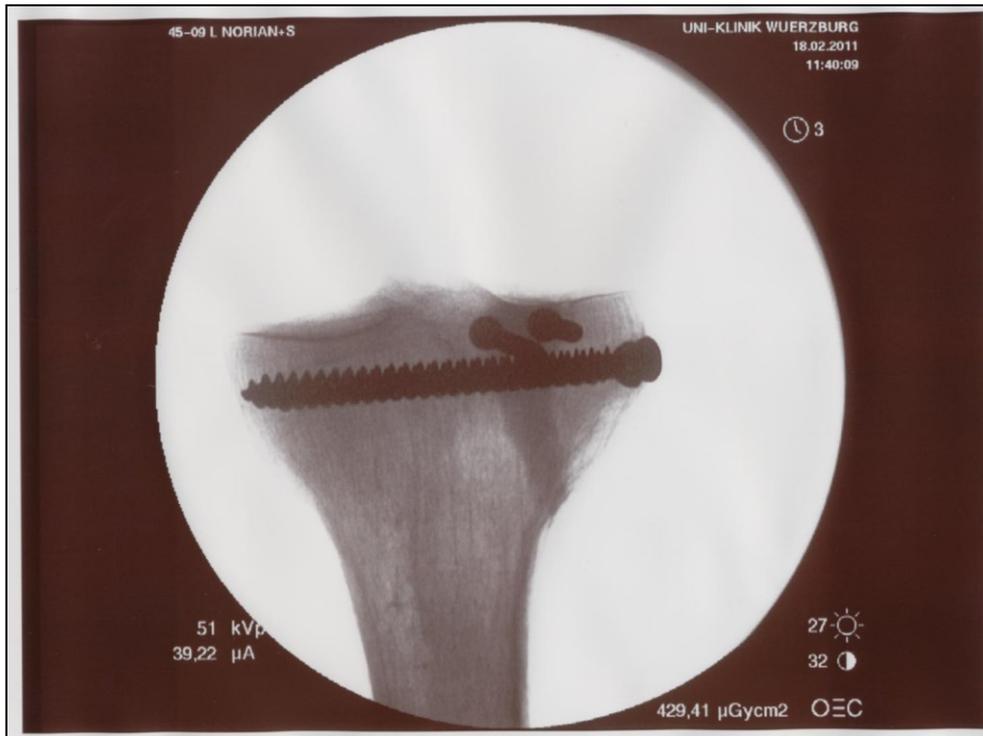


Abb. 30: Das Röntgenbild zeigt einen Knochen der Gruppe *Norian+Schrauben* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.



Abb. 31: Die Abbildung zeigt einen Knochen der Gruppe *Norian+Schrauben* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.

Die dritte Gruppe, die aus fünf Knochen bestand, wurde nur mit Schrauben versorgt. Diese Gruppe simuliert eine Variante der Versorgung von Impressionsfrakturen, bei der zuerst die Gelenkfläche anatomisch angehoben und reponiert wird und abschließend ein sagittales Schraubenpaar exakt unter den angehobenen Knochen platziert wird, um eine Sekundärdisklokation zu vermeiden. Eine Stabilisierung erfolgte durch ein zusätzlich eingebrachtes zweites Schraubenpaar im 90°-Winkel dazu (vgl. Abb. 32-34). Diese Gruppe diente als Vergleichsgruppe zu den beiden vorher genannten Gruppen.

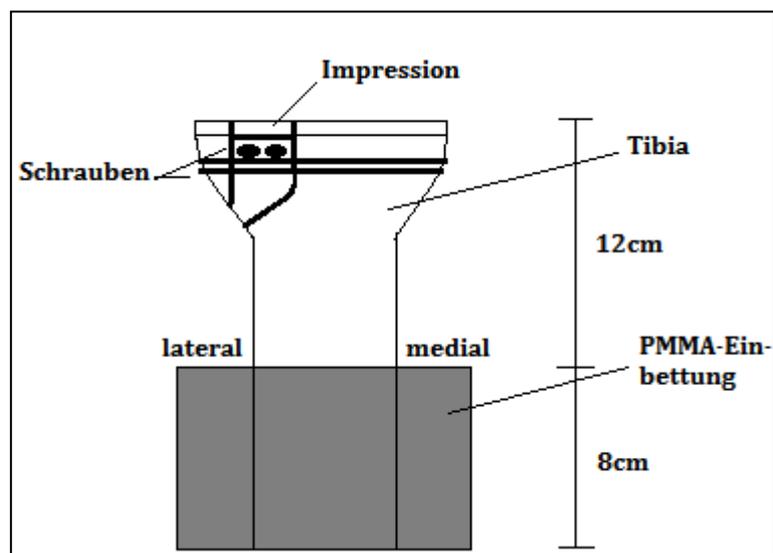


Abb. 32: Schemazeichnung zur Versorgung eines Knochens mit Schrauben.



Abb. 33: Das Röntgenbild zeigt einen Knochen der Gruppe *Schrauben* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.



Abb. 34: Die Abbildung zeigt einen Knochen der Gruppe *Schrauben* nach kompletter Versorgung und vor der zyklischen Testung.

Lediglich Knochen, bei denen reine AO/B2-Frakturen erzeugt wurden, wurden anschließend versorgt: Mithilfe eines Bohrers mit 10mm Durchmesser wurde der Knochen von lateral schräg nach oben an der Kortikalis eröffnet (vgl. Abb. 35a). Das Ziel war es, über dieses Kortikalisfenster direkt unter das Knochenfragment zu gelangen. Im Folgenden wurde unter dem Spongiosadefekt ein Kirschnerdraht platziert (vgl. Abb. 35b). Über diesen wurde ein einkanülierter Stößel eingebracht, durch den das Fragment angehoben wurde, bis die Gelenkfläche wiederhergestellt war (vgl. Abb. 35c). Spongiosafragmente im Bohrkanal wurden entfernt, um den Knochen bis zum Plateau mit *Norian drillable*[®] auffüllen und eine exakte Reposition, das heißt anatomisch ohne Überkorrektur, gewährleisten zu können. YETKINLER et al. konnten in einer früheren Studie demonstrieren, dass durch die entfernten Spongiosafragmente das Impressionsfragment besser unterfüttert werden kann und somit eine höhere Stabilität besteht (vgl. YETKINLER et al. 2000). Die Knochen wurden daraufhin in zwei Ebenen geröntgt, um eine exakte Reposition zu garantieren.

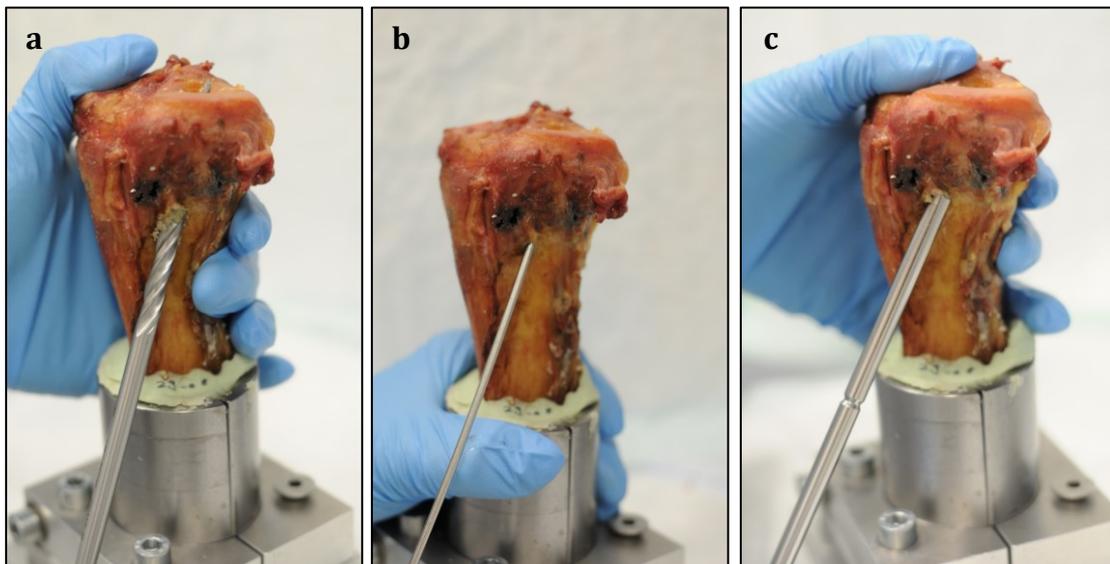


Abb. 35a: Eröffnung eines Kortikalisfensters mithilfe eines Bohrers, b: Platzierung eines Kirschnerdrahtes, c: Einbringung eines Stößels über das Kortikalisfenster.

Im weiteren Verlauf wurde für zwei Gruppen CaP-Zement hergestellt. In einem dafür vorgesehenen Rotationsmischer wurde die feste Phase aus der Zementpackung mit der aus der Spritze stammenden, flüssigen Phase 70 Sekunden lang

gemischt. Die daraus entstandene Paste wurde anschließend in eine Applikations-spritze eingefüllt. Alle Knochendefekte wurden innerhalb der vorgeschriebenen zwei Minuten bei Raumtemperatur unterfüttert, wobei *Norian drillable*[®] über das vorher zur Reposition verwendete Kortikalisfenster bis zum reponierten Fragment am Plateau in den Knochen eingebracht wurde (vgl. Abb. 36). Es wurde im Anschluss eine vom Hersteller empfohlene Wartezeit von zehn Minuten eingehalten, um das Material im Knochen abbinden zu lassen. Die erste Gruppe wurde nach der eben beschriebenen Versorgung in diesem Zustand getestet.

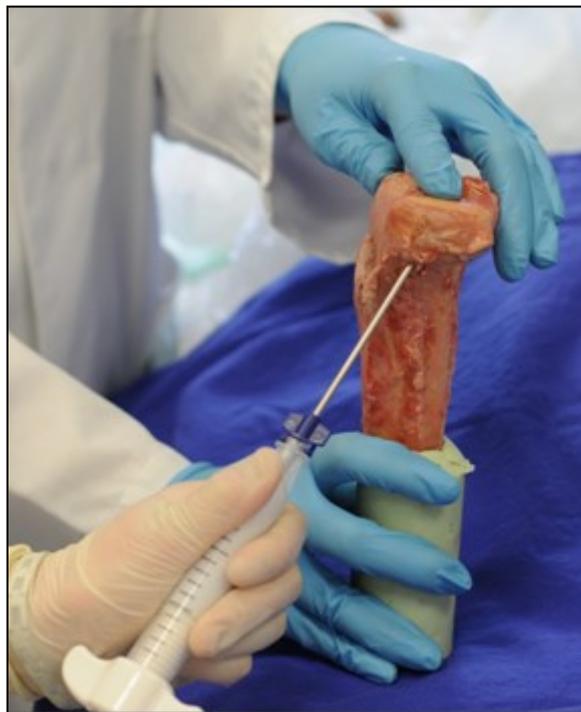


Abb. 36: Einbringung von *Norian drillable*[®] über ein Kortikalisfenster mithilfe einer Spritze.

Bei der zweiten Gruppe der randomisierten Knochen wurde das Fragment zusätzlich zur Versorgung mit *Norian drillable*[®] mit Schrauben gestützt. Diese wurden nach dem Jail-Verfahren im 90° Winkel zueinander eingebracht (vgl. Kap. 2.2.2.). Vor dem Einbringen der Schrauben wurden je zwei Löcher für die Kleinfragment- und die Großfragmentschrauben in den Knochen gebohrt. Die Länge der Schrauben wurde mit einem Schraubenlängenmesser bestimmt, wobei die Großfragmentschrauben jeweils einen Durchmesser von 65mm und die Kleinfragmentschrauben von 40mm hatten.

Den Knochen der dritten Vergleichsgruppe wurden zur Stabilisation nach Fragmentrepositionen jeweils vier Schrauben ohne Zugabe von zusätzlichem Knochenzement nach der Jail-Technik direkt unter das Fragment gesetzt.

Die frisch versorgten Knochen wurden sofort in mit 0,9%iger NaCl-Lösung getränkte Tücher eingewickelt und verpackt, wobei auch während der Versorgung immer darauf geachtet wurde, dass die Präparate nicht austrocknen. Alle Knochen wurden nach der Versorgung erneut in zwei Ebenen geröntgt, um die Auffüllung mit *Norian drillable*[®] zu kontrollieren und die richtige Lage der Schrauben zu überprüfen. Die Fragmentreposition und -fixation wurden von derselben erfahrenen Chirurgin durchgeführt, um somit die Abweichung bei der Versorgung möglichst gering zu halten und die drei Gruppen besser miteinander vergleichen zu können. Die Knochen wurden im Anschluss für 24 Stunden bei 37°C in einem Brutkasten bebrütet, um den Knochenzement aushärten zu lassen.

2.4.2. Ablauf der Testung

Zur Testung der Knochen wurden diese in der Materialtestungsmaschine von Zwick/Roell[®] fixiert. Die Maschine besaß einen runden Druckstempel von 1,2cm Durchmesser, der die Kraft direkt von der Maschine auf das Fragment übertragen konnte. Da die Fraktur mit demselben runden Druckstempel hervorgerufen worden war, stimmten beide Durchmesser überein. Die Präparate wurden in einem Metallständer befestigt, um ein eventuelles Verrücken während der Messung zu vermeiden. Zusätzlich wurde der Metallständer mit drei Schrauben am Boden der Maschine befestigt. Während der kompletten Messung wurden die Knochen in ein mit 0,9%iger NaCl-Lösung getränktes Tuch verpackt, um eine Austrocknung zu vermeiden (vgl. Abb. 37).



Abb. 37: Testung eines Knochens der Gruppe *Norian+Schrauben*.

Zu Beginn der Messung wurde die Materialtestungsmaschine so eingestellt, dass sie direkt auf dem lateralen Tibiaplateau in der vorperforierten Zone des späteren Impressionsfragments aufsetzte (vgl. Abb. 37). Die anschließende Testung teilte sich in zwei Phasen auf:

Zuerst die zyklische Messphase, bestehend aus Setzzyklen und Messzyklen. Hier wurden zehn Setzzyklen mit einer verminderten Kraft von 125N unter Belastung und 20N unter Entlastung angefahren, die dazu dienten, den Stempel der Materialtestungsmaschine für die folgende Messphase exakt auf das Fragment auszurichten. Bereits in dieser Phase wurde das Einsinken des Knochens durch die Materialtestungsmaschine aufgezeichnet (vgl. Abb. 38). Anschließend wurden 3000 Messzyklen mit einer Kraft von 250N unter Belastung und einer Kraft von 20N unter Entlastung gestartet. Die Geschwindigkeit betrug dabei 25mm/min. Während der kompletten Messung, d.h. bei den Setzzyklen 1, 5 und 10 und bei allen 3000 Messzyklen, wurde die Höhe des Displacements (in mm) am Be- und Entlastungspunkt aufgezeichnet.

Im Anschluss an die zyklische Messphase folgte eine Belastungs- bzw. Load-to-failure-Phase, bei der unter maximaler Belastung des Knochens mit einer Geschwindigkeit von 100mm/min getestet wurde, welcher Maximalkraft das versorgte Impressionsfragment standhält. Bei einer vorher festgelegten Tiefe von 2cm wurde die Belastungstestung abgebrochen. Hierbei wurde jeweils die Maximalkraft von der Maschine aufgezeichnet (vgl. Abb. 38).

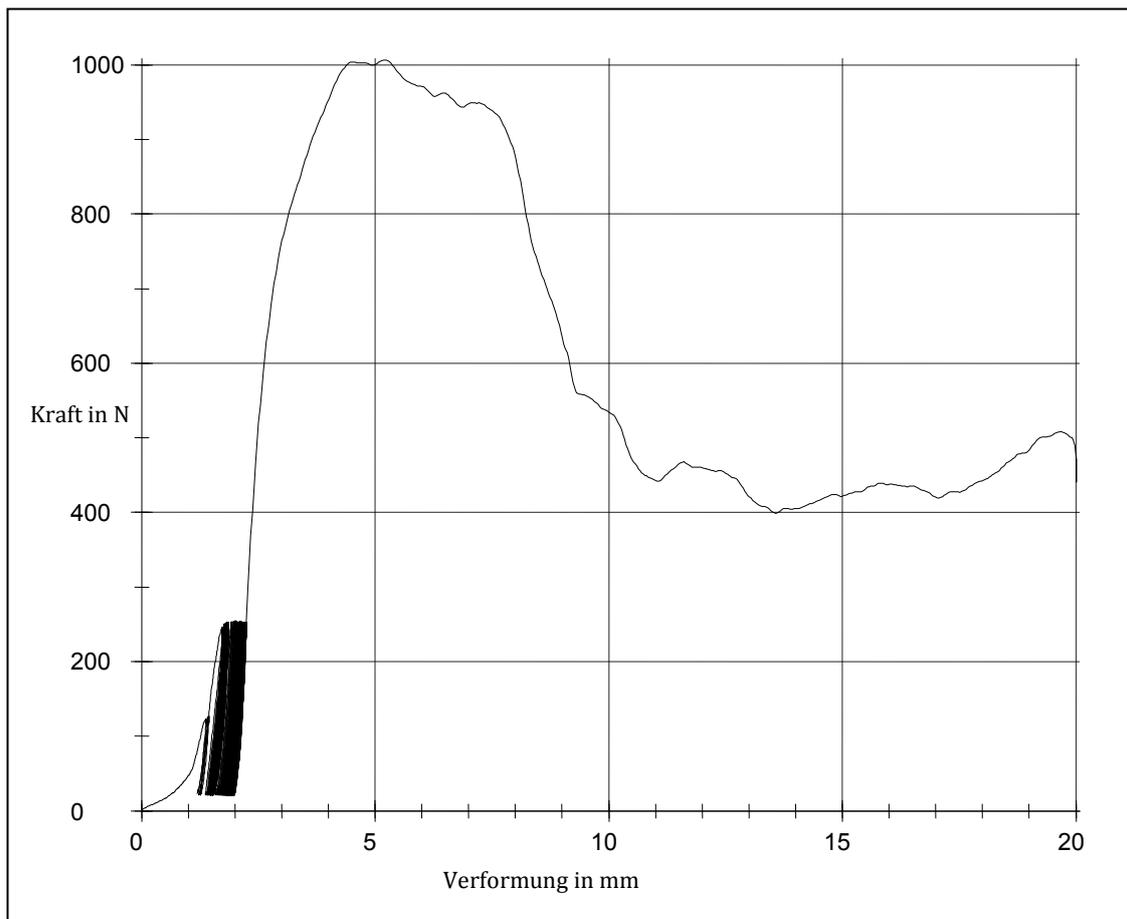


Abb. 38: Kraft-Verformungs-Diagramm eines Knochens mit Messphase und Belastungsphase.

2.5. Vorversuche

In Vorversuchen wurde getestet, welche Anzahl an Messzyklen durchgeführt werden muss, um aussagekräftige Ergebnisse zu erzielen. Dazu führten wir zuerst – wie in den Studien von YETKINLER et al. und HIGGINS et al. beschrieben – an einigen Knochenpräparaten 10000 Messzyklen durch. Es zeigte sich, dass sich bereits nach

3000 Messzyklen keine Veränderungen hinsichtlich des Displacements der einzelnen Knochen ergaben. Somit wurde die Anzahl der Messzyklen für die folgende Studie auf 3000 festgelegt. Des Weiteren wurde in den Vorversuchen beobachtet, dass bei einer Geschwindigkeit von 25mm/min gewährleistet werden kann, dass die Kräfte am Be- und Entlastungspunkt exakt angefahren werden können.

2.6. Datenanalyse

Während der Fraktursimulation wurde entsprechend des in Kap. 2.3. beschriebenen Vorgehens eine Last initial auf das laterale Plateau des Knochens aller drei Gruppen aufgebracht. Gemessen wurde die maximale Kraft (in N), die erforderlich war, um eine Gelenkflächenimpression von 15mm zu erzeugen. Im folgenden Ergebnisteil wird der Parameter mit *Kraft Knochen initial* beschrieben.

Während der Testungsphase wurden folgende Werte bestimmt: Die Maximalkraft (in N), die von der Materialtestungsmaschine aufgebracht werden musste, um das Impressionsfragment in der Belastungs- (i.e. Load-to-failure-)Phase zu einem 2cm tiefen Einsinken zu bringen (vgl. Kap. 2.4.2.). Im Folgenden wird diese Kraft als *Load-to-failure* beschrieben.

Die beiden im Vorangegangenen beschriebenen Parameter wurden jetzt zueinander ins Verhältnis gesetzt, d.h., zugeordnet zu jedem Präparat, wurde die initiale Maximalkraft (*Kraft Knochen initial*) ins Verhältnis zur Maximalkraft nach Rekonstruktion der Gelenkfläche (*Load-to-failure*) gesetzt und der jeweilige Prozentsatz errechnet. Diese errechnete Prozentzahl ergibt ‚normalisierte Werte‘ und sollte dadurch die höchste Aussage hinsichtlich der statistischen Auswertung geben. Im Anschluss wird der Parameter als *LTF %* beschrieben.

Des Weiteren wurde das Einsinken (Displacement) des Fragments (in mm) während der zyklischen Belastung in den Setz- & Messzyklen bestimmt:

Als erster Wert wurde hier das gesamte Displacement berechnet, d.h. das komplette Einsinken des Fragments während der 10 Setzzyklen plus der 3000 Messzyklen. Im Folgenden wird dieser Parameter als *Displacement Setz- & Messzyklen* bezeichnet.

Der zweite Parameter wurde berechnet ab dem fünften Setzzyklus plus der 3000 Messzyklen, d.h. das Einsinken während der ersten fünf Setzzyklen wurde jeweils abgezogen. Dieser Wert wird als *Displacement ab Setzzyklus 5* beschrieben.

Als dritter Wert wurde das Displacement nur während der 3000 Messzyklen berechnet. Im anschließenden Ergebnisteil wird der Parameter als *Displacement 3000 Messzyklen* bezeichnet.

Als letzter Parameter der Messung wurde die Steifigkeit der jeweiligen Probe berechnet. Hierzu wurde im Kraft-Verformungs-Diagramm des Präparates eine Tangente im linearen Bereich der Verformung mit maximaler Steigung angelegt. Die Steifigkeit einer Probe entspricht dann der maximalen Steigung der Kraft-Verformungskurve im Bereich der elastischen Verformung (vgl. Abb. 39). Im Folgenden wird der Wert als *Steifigkeit* benannt.

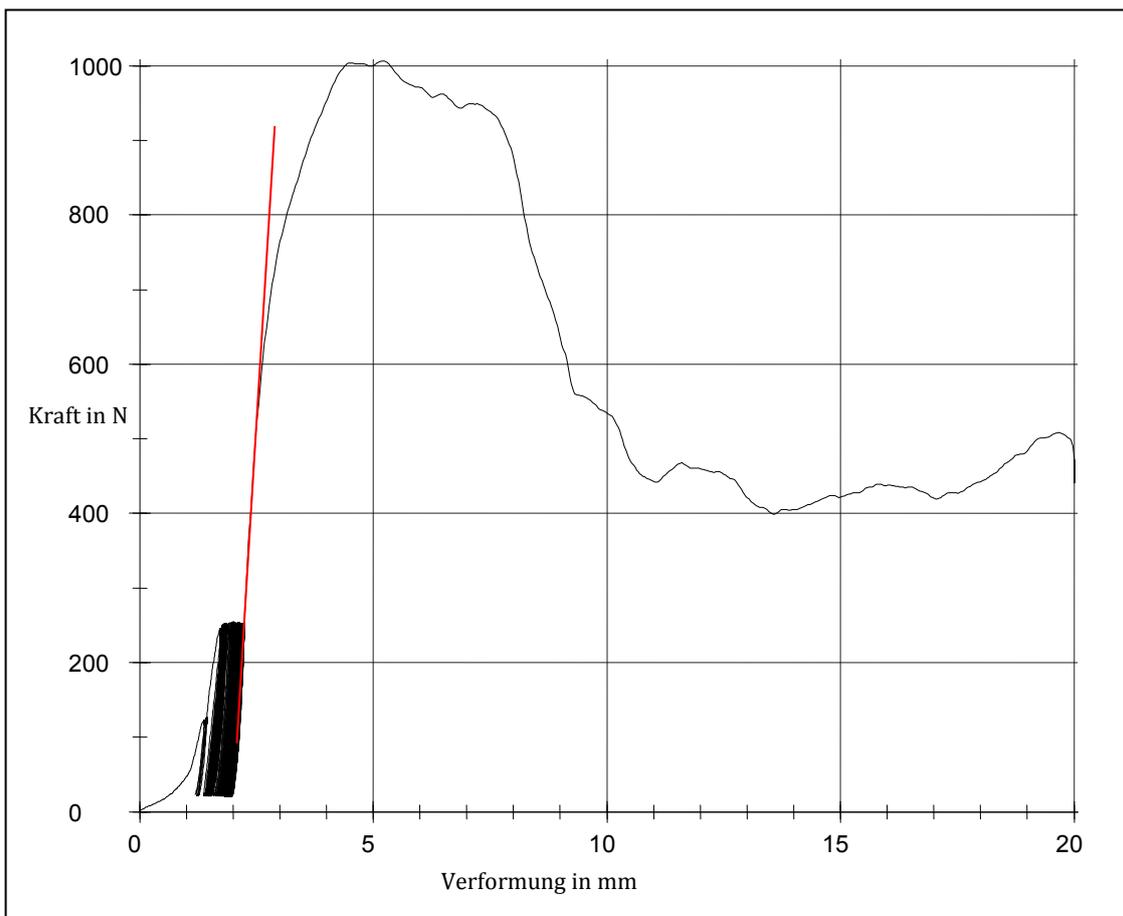


Abb. 39: Kraft-Verformungs-Diagramm mit eingezeichneter Tangente (rot) im Anfangsbereich der Load-to-failure-Testung. Durch die Steigung der Tangente kann die Steifigkeit des jeweiligen Präparates bestimmt werden.

2.7. Knochendichtemessung

Die Knochendichtemessung wurde mit einem pQCT der Marke *Stratec*, Modell XCT 2000, durchgeführt. Das Gerät enthält eine spezielle Röntgenröhre mit kleinem Fokus, das Detektorsystem besteht aus Miniaturhalbleiterkristallen, als Strahlenquelle dient eine Röntgenröhre. Durch einen konstant auf 58kV gehaltenen Wert der Hochspannung und einen konstanten Anodenstrom von 220 μ A blieb die Intensität der Strahlung konstant. Ferner wurden die niederenergetischen Anteile des Spektrums durch einen speziellen Filter absorbiert, wodurch eine Röntgenlinie von 37 keV emittiert wird. Die zum Auffangen der emittierten Strahlung angebrachten Detektoren besaßen eine nahezu 100%ige Effizienz für Röntgenstrahlung. Die insgesamt zwölf Detektoreinheiten des Geräts bestehen aus einem Vorverstärker, einem Hauptverstärker und einem Komparator (vgl. Handbuch XCT 2000).

Zur Messung „durchquert der Messstrahl das Objekt [...] quer zur Knochenachse, wobei jedoch nach jedem Linearscan das Messsystem um 12 ° gedreht wird. Da der Winkelabstand der Detektoren relativ zur Quelle 1,0° beträgt, ergeben sich nach 15 CT-Scanpositionen 180 Winkelabschnitte, die für die Berechnung des CT-Bildes ausgewertet werden.“ (Handbuch XCT 2000)

Zum Auswerten der Messung muss die Region of Interest (ROI) festgelegt werden, die den Teil des Bildes bestimmt, der ausgewertet werden soll. In dieser Studie wurde die ROI als komplette Fläche des Knochens in der jeweiligen Schnittebene definiert (vgl. Abb. 40). Es werden die Gesamtdichte und die Spongiosadichte in mg/cm³, die Fläche des jeweiligen Gewebes in mm² angegeben. Die Flächen von Kortikalis und Spongiosa werden wie folgt berechnet: Die gesamte Querschnittsfläche wird konzentrisch von außen definiert, wobei die äußeren 55% der Kortikalis und die inneren 45% der Spongiosa entsprechen. Das Programm gibt einen Schwellenwert für die Knochendichte sowohl bei Spongiosa als auch bei Kortikalis an, wobei alle Stellen, die einen geringeren Schwächungskoeffizienten als dieser Schwellenwert haben, schwarz dargestellt werden. In unserem Projekt mussten wir den Schwellenwert bis auf 85mg/cm³ senken, um die Messung auswerten zu können. Bei unseren Präparaten führten wir eine Berechnung der

Knochendichte 35mm sowie 50mm unterhalb des Tibiaplateaus durch (vgl. Handbuch XCT 2000; MORITZ 2011).

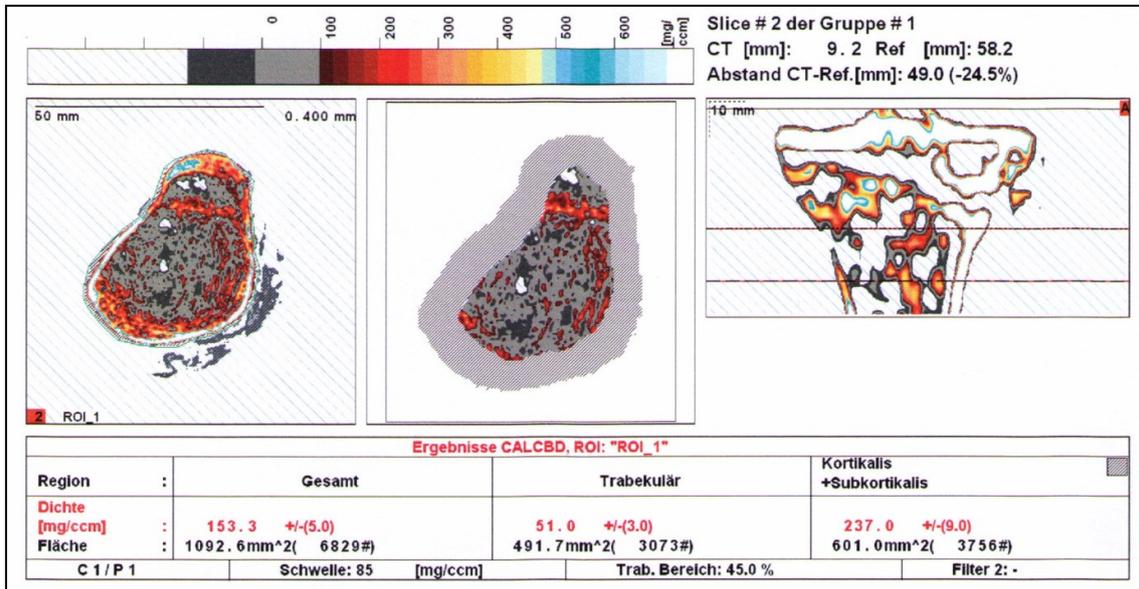


Abb. 40: Knochendichtemessung eines Knochens mit Schnittebene 50mm unterhalb des Tibiaplateaus.

2.8. Statistische Auswertung

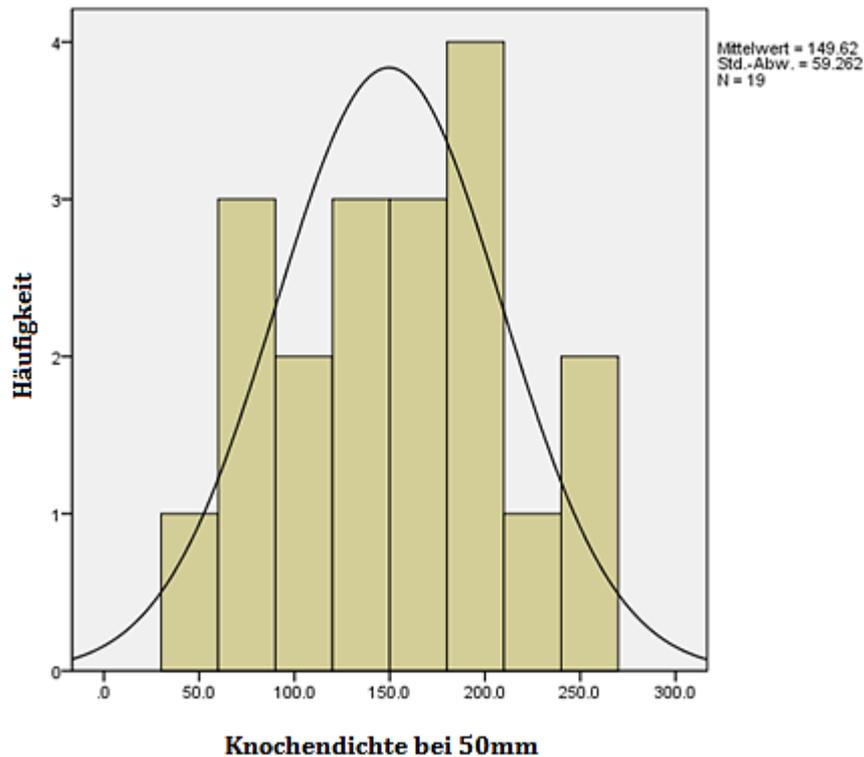
Nach Absprache mit der statistischen Beratung der Universität Würzburg erfolgte die Auswertung aller gesammelten Daten mithilfe der Software SPSS® 18: Es wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test auf Normalverteilung durchgeführt und zur Überprüfung Gauß'sche Verteilungskurven angefertigt. Des Weiteren wurden die Daten mit einer einfaktoriiellen Varianzanalyse ANOVA (analysis of variance) ausgewertet.

3. Ergebnisse

3.1. Testung der Gruppen auf Normalverteilung

Zur Testung der Daten auf Normalverteilung wurde der Kolmogorow-Smirnow-Test durchgeführt. Der Test ergab für alle Daten eine Normalverteilung.

Da dieser Test aber bei kleinen Fallzahlen relativ fehleranfällig ist, wurden zur Kontrolle zusätzlich Histogramme und Gauß'sche Normalverteilungen angefertigt. Die die Glockenkurve definierende Schiefe und Kurtosis wurde im Anschluss für jedes Histogramm berechnet (vgl. Grafik 1). Mit dem Begriff „Schiefe“ wird die Stärke der Neigung einer statistischen Verteilung beschrieben, d.h., ob sie rechts- bzw. linksschief ist. Der Begriff „Kurtosis“ beschreibt die Steilheit der statistischen Verteilung (vgl. URBAN, MAYERL 2011. S. 194f.).



	Statistik	Standardfehler
Schiefe	-0,009	0,524
Kurtosis	-0,769	1,014

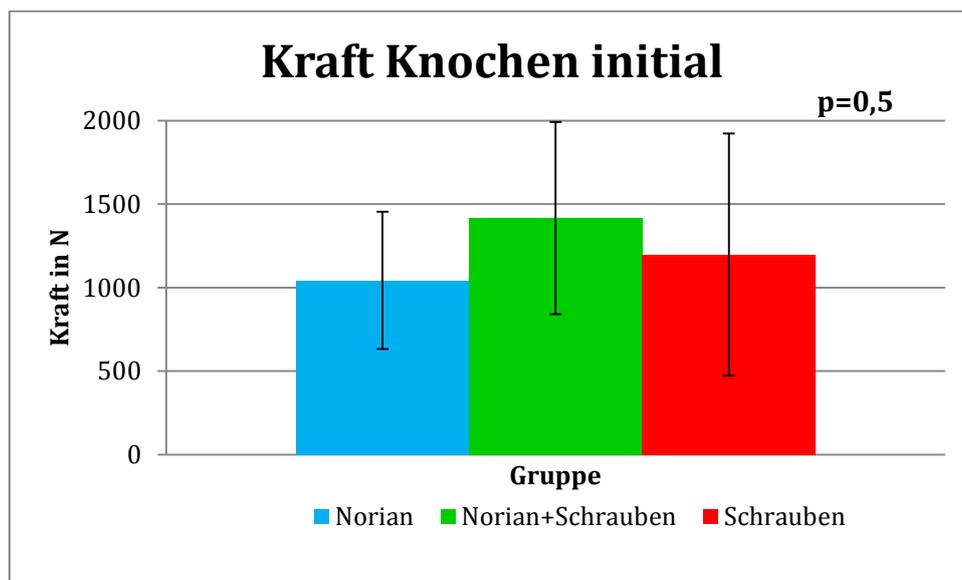
Grafik 1: Die Grafik stellt die Verteilung der Werte der Knochendichte bei 50mm aller drei Gruppen dar, wobei im Histogramm die Knochendichte in mg/ccm gegen die Häufigkeit aufgetragen ist. Die Glockenkurve stellt die optimale Verteilung der Daten dar, wenn sie zu 100% normalverteilt wären. Die Schiefe und Kurtosis, die den Graphen definieren, dürfen im Betrag nicht größer oder gleich groß sein als der doppelte Standardfehler, um noch als normalverteilt zu gelten (vgl. URBAN, MAYERL 2011. S.195).

Alle infolge dieser Studie berechneten Werte (vgl. Anhang, Tab. 3, 4, 5) halten die oben genannte Voraussetzung ein und können somit als normalverteilt betrachtet werden. Es werden also im Folgenden statistische Tests verwendet, die bei normalverteilten Gruppen Gültigkeit haben. Da drei unabhängige Gruppen verglichen werden, bietet sich der ANOVA- Test an.

3.2. Präparate und Gruppen

3.2.1. Ergebnisse der Fraktursimulation

Die Mittelwerte der Kraft, der die Knochen in initialem Zustand standhielten bis es zu einer Fraktur kam (vgl. Kap. 2.6.), liegen in der Gruppe *Norian* bei $1043 \pm 411\text{N}$, in der Gruppe *Norian+Schrauben* bei $1416 \pm 575\text{N}$ und in der Gruppe *Schrauben* bei $1198 \pm 724\text{N}$. Die Auswertung mit einer einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) ergibt hierfür auf einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ einen Wert von $p=0,5$ für den Vergleich zwischen allen drei Gruppen. Somit besteht kein signifikanter Unterschied der *Kraft Knochen initial* zwischen den drei Testgruppen (vgl. Grafik 2).

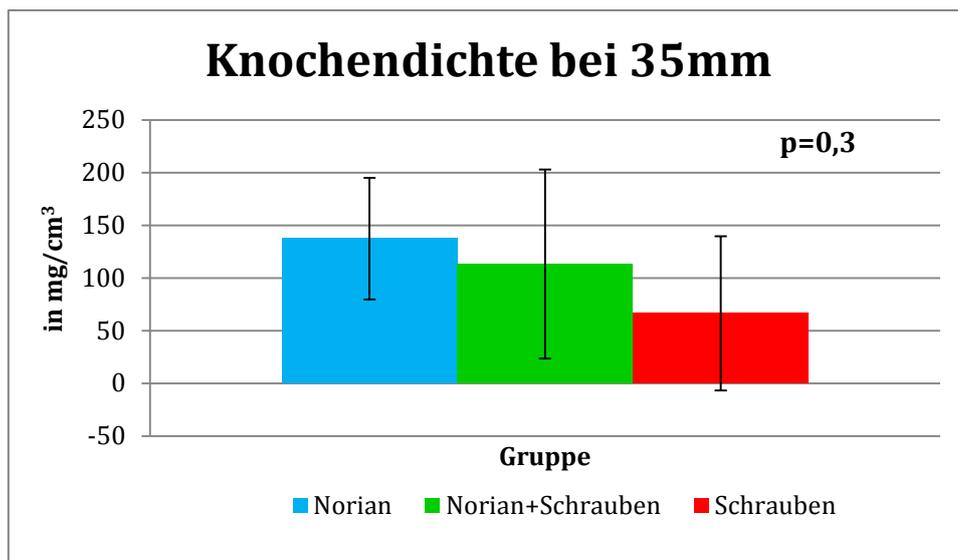


Grafik 2: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Kraft in N aller drei Gruppen, der der Knochen initial standhielt, mit jeweiliger Standardabweichung.

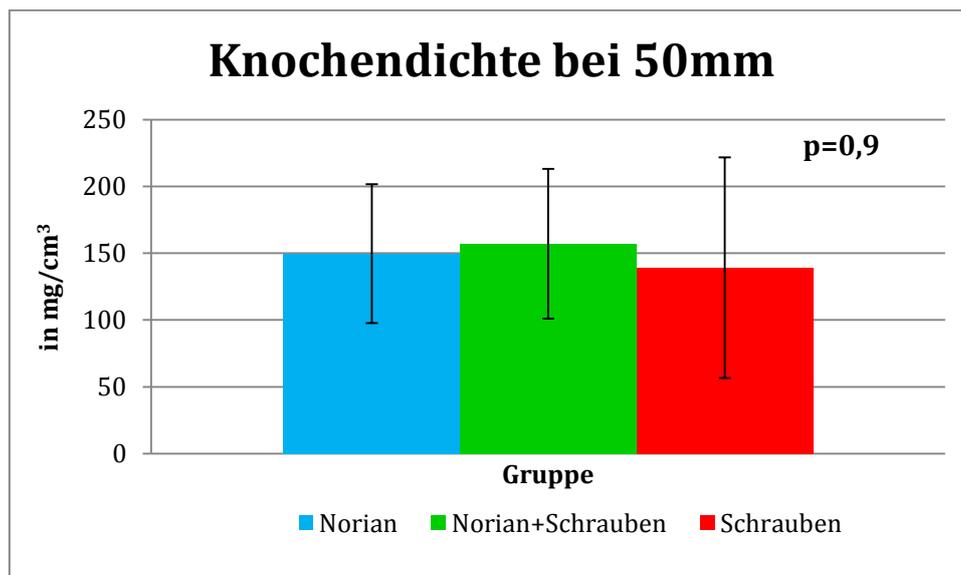
3.2.2. Knochendichte

Beim Vergleich der Knochendichte (vgl. Kap. 2.7.) aller drei Gruppen ergeben sich folgende Werte: Der Mittelwert der Knochendichte bei einer Schnittebene 35mm unterhalb des lateralen Plateaus entspricht für die Gruppe *Norian* $137 \pm 58\text{mg/ccm}$ und bei einer Schnittebene von 50mm $150 \pm 52\text{mg/ccm}$. Für die

Gruppe *Norian+Schrauben* beträgt der Wert für die Knochendichte bei 35mm $113 \pm 90\text{mg/ccm}$ und bei 50mm $157 \pm 56\text{mg/ccm}$. Bei der Gruppe *Schrauben* entspricht der Mittelwert für 35mm $67 \pm 73\text{mg/ccm}$ und für die Ebene bei 50mm $139 \pm 83\text{mg/ccm}$. Die drei Gruppen unterscheiden sich bei einer durchgeführten ANOVA in der Knochendichte bei 35mm auf einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ mit $p=0,3$ und bei der Schnittebene von 50mm mit $p=0,9$ nicht signifikant (vgl. Grafiken 3 und 4).



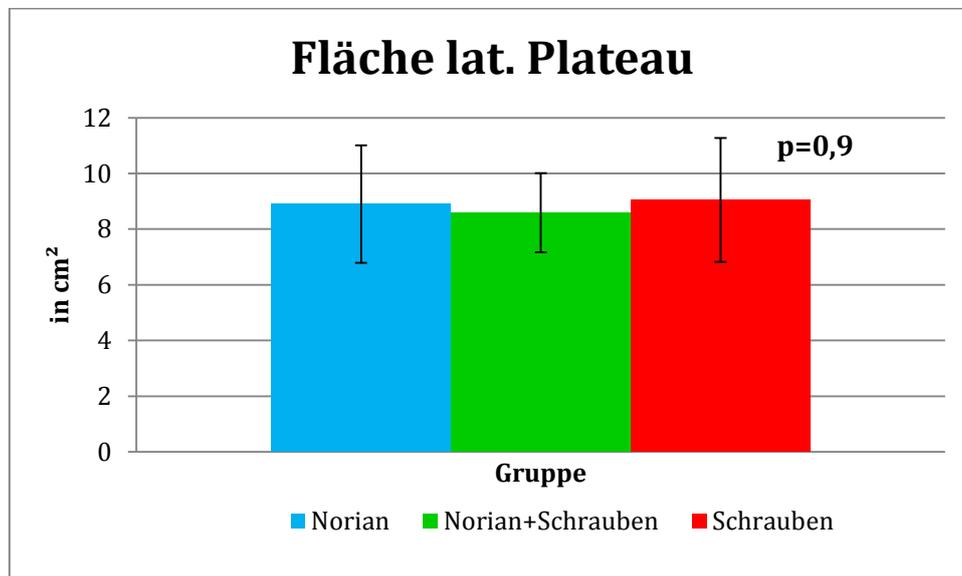
Grafik 3: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Knochendichte in mg/ccm bei 35mm aller drei Gruppen mit jeweiliger Standardabweichung.



Grafik 4: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Knochendichte in mg/ccm bei 50mm aller drei Gruppen mit jeweiliger Standardabweichung.

3.2.3. Fläche laterales Tibiaplateau

Zur Bestimmung der Fläche des lateralen Tibiaplateaus siehe Kap. 2.1. Die Fläche des lateralen Tibiaplateaus liegt für die Gruppe *Norian* im Mittel bei $8,9 \pm 2,1\text{cm}^2$, für die Gruppe *Norian* und *Schrauben* bei $8,6 \pm 1,4\text{cm}^2$ und für die Gruppe *Schrauben* bei $9,0 \pm 2,2\text{cm}^2$. Der Unterschied der drei Gruppen entspricht einem Wert von $p=0,9$ und ist somit bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ nicht signifikant verschieden. Die Berechnung erfolgte auch hier mit einer ANOVA (vgl. Grafik 5).

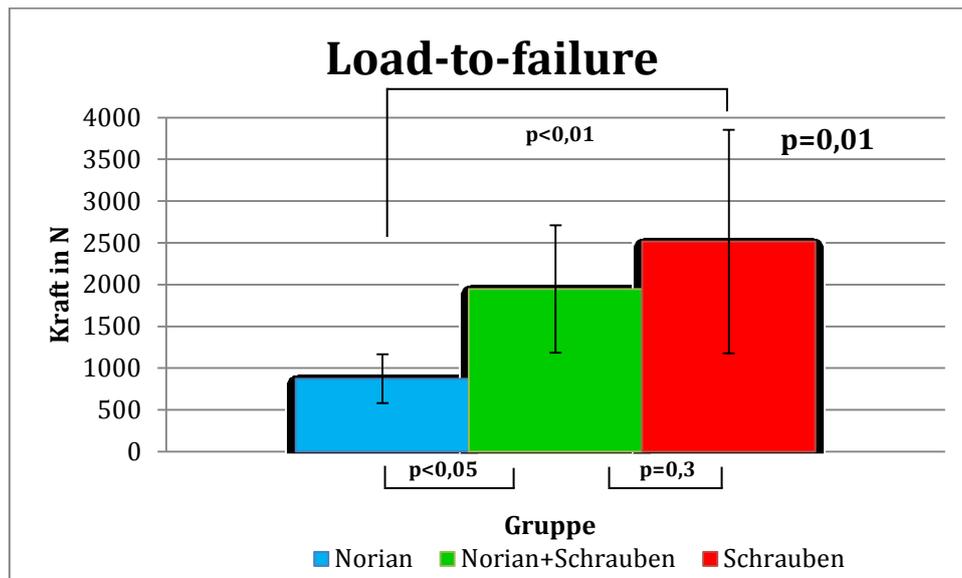


Grafik 5: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Fläche des lateralen Plateaus in cm^2 aller drei Gruppen mit jeweiliger Standardabweichung.

3.3. Load-to-failure-Testung

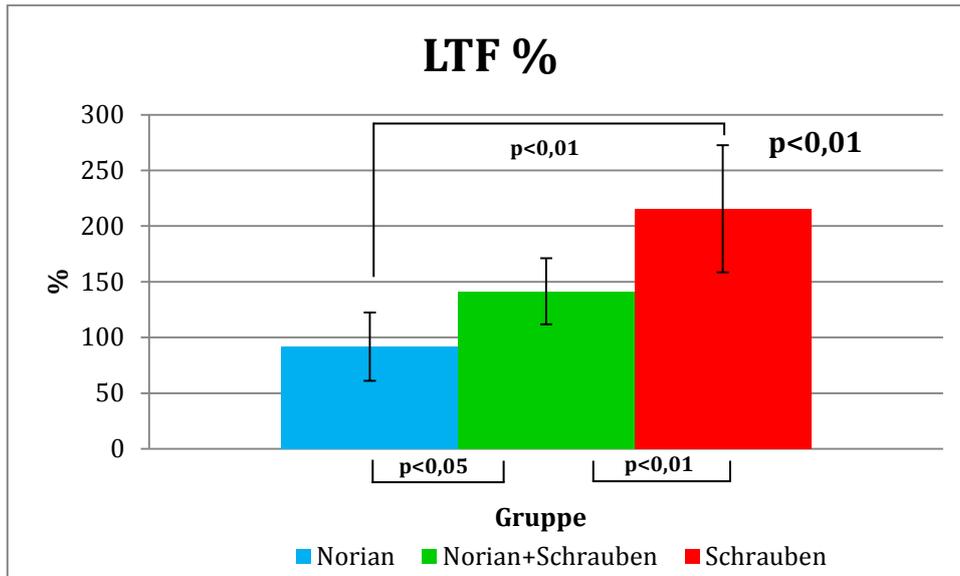
Zur ausführlichen Beschreibung der Testung siehe Kap. 2.4.2. Die Load-to-failure-Testung ergibt in der Gruppe *Norian* einen Mittelwert von $873 \pm 293\text{N}$, in der Gruppe *Norian+Schrauben* $1947 \pm 762\text{N}$ und in der Gruppe *Schrauben* $2514 \pm 1338\text{N}$. Der Vergleich der drei Gruppen ergibt mit einer Auswertung durch ANOVA bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ einen Wert von $p=0,01$ und damit unterscheiden sich die drei Werte signifikant voneinander. Bei nachfolgender Überprüfung durch den Fisher-LSD-Test ergab der Vergleich der Gruppen *Norian*

und *Norian+Schrauben* einen Wert von $p < 0,05$ und somit einen signifikanten Unterschied. Die Gruppen *Norian* und *Schrauben* sind mit $p < 0,01$ hochsignifikant voneinander verschieden. Bei den Gruppen *Norian+Schrauben* und *Schrauben* errechnet sich ein Wert von $p = 0,3$ und die beiden Gruppen unterscheiden sich nicht hinsichtlich der Kraft des Load-to-failure-Tests (vgl. Grafik 6).



Grafik 6: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Kraft in N bei Load-to-failure-Testung aller drei Gruppen mit jeweiliger Standardabweichung.

Der Wert, der sich aus dem Verhältnis der Kraft, die der Knochen initial aushielt, und der Kraft, die der Knochen bei der Load-to-failure-Testung standhielt, errechnet (vgl. Kap. 2.6.), beträgt im Mittel bei der Gruppe *Norian* $92 \pm 31\%$, in der Gruppe *Norian+Schrauben* $141 \pm 30\%$ und in der Gruppe *Schrauben* $216 \pm 57\%$. Die drei Gruppen unterscheiden sich bei einer ANOVA auf einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ mit einem Wert von $p < 0,01$ hochsignifikant. Die Mittelwerte der Gruppe *Norian* und der Gruppe *Norian+Schrauben* ergeben im nachfolgenden Fisher-LSD-Test mit einem $p < 0,05$ einen signifikanten Unterschied. Beim Vergleich der *Norian*-Gruppe und der *Schrauben*-Gruppe ergibt sich ein $p < 0,01$ und damit ein hochsignifikanter Unterschied. Die Gruppen *Norian+Schrauben* und *Schrauben* unterscheiden sich mit $p < 0,01$ ebenfalls hochsignifikant (vgl. Grafik 7).



Grafik 7: Die Grafik zeigt die Mittelwerte (in %) aller drei Gruppen, die sich aus dem Verhältnis der Kraft, der der Knochen initial aushielt, und der Kraft, der der Knochen bei der Load-to-failure-Testung standhielt, errechnet mit jeweiliger Standardabweichung.

3.4. Displacement

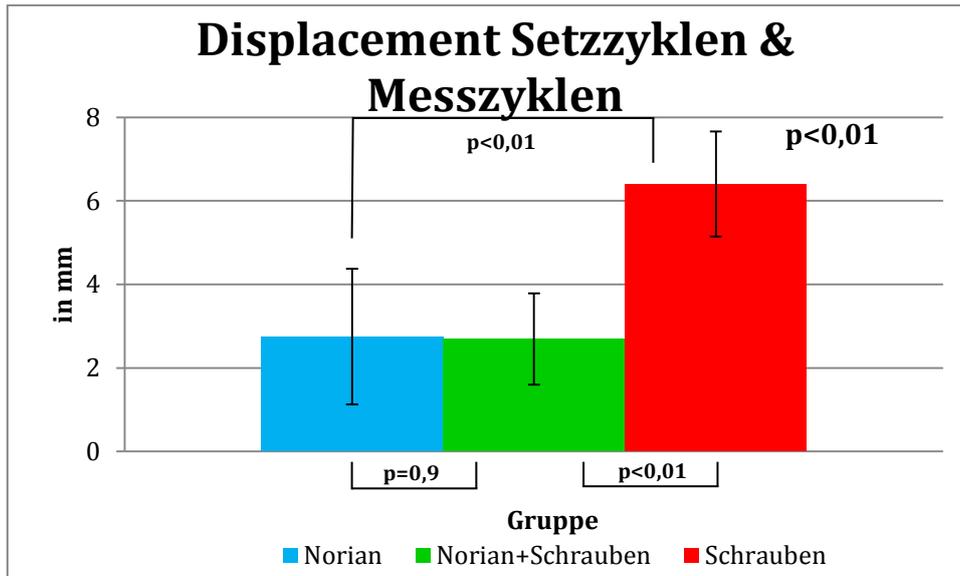
3.4.1. Setz- & Messzyklen

Des Weiteren sind die Werte der Displacements, also des Einsinkens des Fragments, zu erwähnen. Zur ausführlichen Beschreibung siehe Kap. 2.6. Hier ist zunächst das Displacement von Setz- & Messzyklen, also ab Beginn der Messung, zu nennen. Der Mittelwert für die Gruppe *Norian* liegt hier bei $2,7 \pm 1,6\text{mm}$, für die Gruppe *Norian+Schrauben* $2,7 \pm 1,1\text{mm}$ und für die Gruppe *Schrauben* bei $6,4 \pm 1,3\text{mm}$. Die Werte der drei Gruppen unterscheiden sich in der ANOVA-Berechnung auf einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ mit $p < 0,01$ hochsignifikant voneinander. Die Werte der Gruppen *Norian* und *Norian+Schrauben* ergeben bei einem Fisher-LSD-Test ein $p=0,9$ und somit keinen signifikanten Unterschied. Der Unterschied der Gruppe *Norian* und der Gruppe *Schrauben* beläuft sich auf $p < 0,01$ und ist damit hochsignifikant. Ebenso hochsignifikant ist der Unterschied zwischen der *Norian+Schrauben*-Gruppe und der *Schrauben*-Gruppe mit $p < 0,01$ (vgl. Grafik 8).

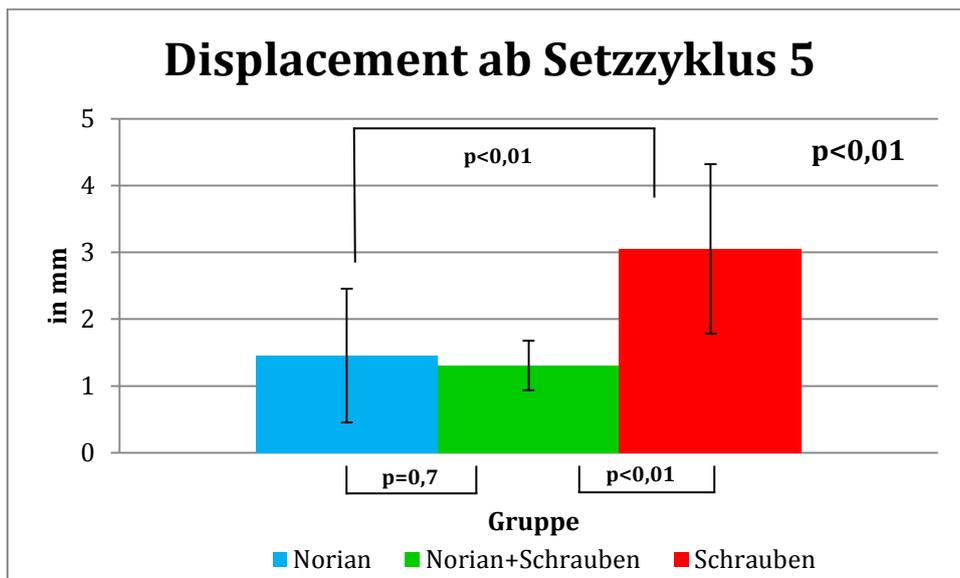
Als zweiter Displacement-Wert steht das Displacement ab Setzzyklus 5 zur Verfügung. Für die Gruppe *Norian* ergibt sich hier ein Mittelwert von $1,5 \pm 0,8\text{mm}$, für die Gruppe *Norian+Schrauben* ein Mittelwert von $1,3 \pm 0,4\text{mm}$ und für die *Schrauben*-Gruppe ein Wert von $3,0 \pm 1,3\text{mm}$. Die drei Gruppen unterscheiden sich nach Durchführung einer ANOVA bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ mit $p < 0,01$ hochsignifikant voneinander. Die Werte der Gruppe *Norian* und der Gruppe *Norian+Schrauben* ergeben keinen signifikanten Unterschied mit $p = 0,7$ bei einem Fisher-LSD-Test. Hingegen bei einem Vergleich der Gruppe *Norian* und der *Schrauben*-Gruppe findet sich ein hochsignifikanter Unterschied mit einem Wert von $p < 0,01$. Auch die Mittelwerte der Gruppen *Norian+Schrauben* und *Schrauben* ergeben mit $p < 0,01$ einen hochsignifikanten Unterschied (vgl. Grafik 9).

3.4.2. Messzyklen

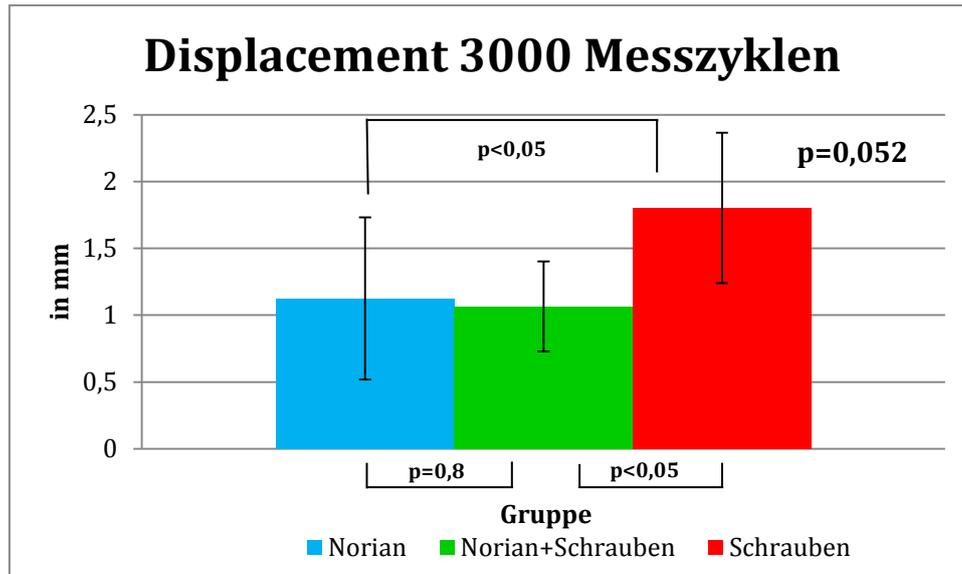
Zur ausführlichen Beschreibung der Datenanalyse siehe Kap. 2.6. Das Displacement für die 3000 Messzyklen beträgt im Mittel für die Gruppe *Norian* $1,1 \pm 0,6\text{mm}$, für die Gruppe *Norian+Schrauben* $1,1 \pm 0,3\text{mm}$ und für die Gruppe *Schrauben* $1,8 \pm 0,6\text{mm}$. Es wurde hier zunächst eine ANOVA mit einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ durchgeführt. Die Berechnung ergab für den Vergleich der drei Gruppen ein $p = 0,052$ und somit konnte hier ein signifikanter Unterschied nicht ausgeschlossen werden. Die Gruppen *Norian* und *Norian+Schrauben* ergeben bei nachfolgend durchgeführtem Fisher-LSD-Test keinen signifikanten Unterschied mit $p = 0,8$. Signifikant unterschied sich die Gruppe *Norian* von der *Schrauben*-Gruppe mit $p < 0,05$. Der Vergleich der Gruppen *Norian+Schrauben* und *Schrauben* ergab ein $p < 0,05$. Diese beiden Gruppen unterschieden sich ebenfalls signifikant voneinander (vgl. Grafik 10).



Grafik 8: Die Grafik zeigt die Mittelwerte des Displacements von Setzzyklen & Messzyklen aller drei Gruppen in mm mit jeweiliger Standardabweichung.



Grafik 9: Die Grafik zeigt die Mittelwerte des Displacements ab Setzzyklus 5 aller drei Gruppen in mm mit jeweiliger Standardabweichung.

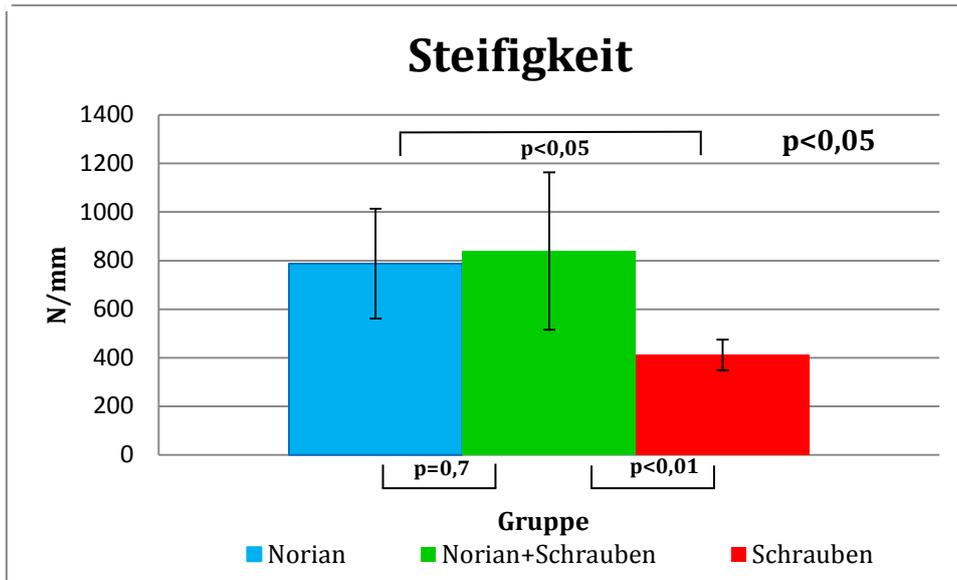


Grafik 10: Die Grafik zeigt die Mittelwerte des Displacements der 3000 Messzyklen aller drei Gruppen in mm mit jeweiliger Standardabweichung.

In allen Untersuchungen zyklischer Belastungen weist die Gruppe *Schrauben* die höchste Verschiebung gemessen am Displacement des reponierten Gelenkflächenfragments auf.

3.5. Steifigkeit

Zur Berechnung der Steifigkeit siehe Kap. 2.6. Die Steifigkeit beträgt im Mittel für die Gruppe *Norian* $788 \pm 226\text{N/mm}$, für die Gruppe *Norian+Schrauben* $840 \pm 324\text{N/mm}$ und für die Gruppe *Schrauben* $411 \pm 63\text{N/mm}$. Die drei Gruppen unterscheiden sich nach Durchführung einer ANOVA auf einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ mit $p \leq 0,05$ signifikant voneinander. Die Werte der Gruppe *Norian* und der Gruppe *Norian+Schrauben* ergeben keinen signifikanten Unterschied mit $p = 0,7$ bei einem Fisher-LSD-Test. Signifikant unterschied sich die Gruppe *Norian* von der *Schrauben*-Gruppe mit $p < 0,05$. Der Unterschied der Gruppe *Norian+Schrauben* und der Gruppe *Schrauben* beläuft sich auf $p < 0,01$ und ist damit hochsignifikant (vgl. Grafik 11).



Grafik 11: Die Grafik zeigt die Mittelwerte der Steifigkeit aller drei Gruppen in N/mm mit jeweiliger Standardabweichung.

4. Diskussion

Der Häufigkeitsgipfel von Tibiaplateaufrakturen liegt zwischen dem 50. und 70. Lebensjahr, wobei sie 9,2% aller Frakturen der Tibia aller Altersgruppen ausmachen (vgl. BOBRICH et al. 2009; ALI et al. 2002). Oberstes Ziel bei der Behandlung von Tibiaplateaufrakturen ist die anatomische Gelenkflächen- und Fragmentreposition, um eine Arthrose durch Inkongruenz und Stufenbildung zu vermeiden. Die volle Wiederherstellung der Funktionen des Kniegelenks trägt beim Menschen entscheidend zur Mobilisation und Lebensqualität bei. Besonders bei alten Menschen kann es durch einen Verlust der Möglichkeit, sich ohne Hilfe fortzubewegen, dazu kommen, die Selbstständigkeit zu verlieren (vgl. KÖSTERS et al. 2011). Im Gegensatz zu jüngeren Menschen treten bei älteren Menschen häufig Impressionsfrakturen mit metaphysärem Substanzdefekt auf. Um diese Beobachtung zu erklären ist es entscheidend, die Unterschiede in der Knochenstruktur bei bestehender Osteoporose zu kennen. Durch Umbaumechanismen im spongiösen Knochen nimmt die Anzahl an Knochenbälkchen ab. Des Weiteren nehmen die Knochendichte und die Knochenmasse ab, wodurch die Belastbarkeit des Knochens und die Kräfte, die zu einer Fraktur nötig sind, sinken (vgl. Kap. 1.1.) (vgl. DING et al. 2002; DREINHÖFER, WEILBACH 2009. S. 64f.).

4.1. Präparate

Die Studie befasst sich mit Impressionsfrakturen bei Osteoporose bzw. verringerter Knochendichte im Alter. Aus diesem Grund ist die Wahl der Präparate auf humane Körperspender gefallen. Auch in früheren Studien zu Frakturen des Tibiaplateaus wurden bereits humane Leichenknochen verwendet (vgl. HIGGINS et al. 2007; EGOL et al. 2003; KARUNAKAR et al. 2001). Diese repräsentieren die osteoporotische Knochenstruktur des alten Patienten am adäquatesten.

Alle Knochen dieser Studie wurden von Personen über 60 Jahren gewonnen und es zeigte sich in der Knochendichtemessung eine altersbedingt, durch osteoporotische Veränderungen hervorgerufene, schlechte Knochenqualität. Auch in anderen Studien zu diesem Thema wurde eine Knochendichtemessung

durchgeführt (vgl. YETKINLER et al. 2000; HIGGINS et al. 2007). Es ist allerdings anzumerken, dass bei menschlichen Knochen die Variabilität zwischen den einzelnen Exemplaren immer höher ist als bei standardisiert hergestellten Kunstknochen.

Da die Knochen sich weder in der Knochendichte noch in der Kraft des Knochens initial sowie in der Fläche des lateralen Tibiaplateaus signifikant unterschieden hatten (vgl. Kap. 3.2.), kann davon ausgegangen werden, dass sich die drei Gruppen, auf die die Knochen randomisiert aufgeteilt wurden, nicht in ihren Voraussetzungen untereinander unterscheiden.

4.2. Biomechanische Testung

Als erster Punkt der biomechanischen Testung ist die Erzeugung der Fraktur zu diskutieren. Hier wurde ein runder kleiner Druckstempel mit 1,2cm Durchmesser verwendet. Mithilfe dieses Druckstempels konnte eine Impressionsfraktur am besten simuliert und eine hohe Reproduzierbarkeit gewährleistet werden. Weiterhin konnten Aussagen darüber getroffen werden, wie sich das Fragment im Folgenden verhält, d.h. konkret, ob es zu einem Einsinken kommt. Bereits in früheren Studien wurde ein Druckstempel verwendet (vgl. YETKINLER et al. 2000). Würde man versuchen, eine Impressionsfraktur mit einem nachgebauten Femurkondylus hervorzurufen, wäre es sehr kompliziert, die Kräfte hier so zu simulieren, dass eine reine Impressionsfraktur entsteht, da in einem biomechanischen Modell nie die komplexen äußeren und inneren Bedingungen eines Kniegelenks simuliert werden können. Durch den Druckstempel kommt es dagegen zu keiner Verzerrung der Ergebnisse durch zu viele Kräfte und Veränderungen anderer Regionen des Tibiaplateaus.

Selbst in diesem Modell traten bei der Fraktursimulation bereits vier Spaltfrakturen auf, weswegen die Knochen im Folgenden aussortiert werden mussten, da in dieser Studie nur reine Impressionsfrakturen untersucht werden sollten.

Des Weiteren konnte durch das – der Fraktursimulation zugrunde gelegte – Osteoklassiemodell eine genaue Fraktur in standardisierter Weise produziert werden.

Bereits bei YETKINLER et al. wurde die Kraft von 250N angewendet. Diese Kraft liegt bei der biomechanischen Testung in einem Bereich, in dem bei einem Knochen bereits Veränderungen zu sehen sind, aber noch keine Ausrisse entstehen. Die von den Patienten postoperativ einzuhaltenden 20kg Teilbelastung entsprechen ca. 200N, was noch deutlich unter 250N liegt und den zugrunde liegenden Wert legitimiert. Des Weiteren liegt die Kraft von 250N bei circa 20% der Kraft, der der Knochen initial standhielt, wobei hier ein Mittelwert von 1221N errechnet wurde. Auch die Kraft von 125N während der Setzzyklen wurde bereits in der Studie von YETKINLER et al. verwendet (vgl. YETKINLER et al. 2000).

Lediglich ein Präparat dieser Studie überstand nicht die kompletten 3000 Zyklen, sondern brach bereits nach 500 Zyklen und wurde daraufhin aussortiert.

Die Arbeitsgruppe entschied sich dafür, eine Anzahl von 3000 Zyklen (plus der vorher durchgeführten zehn Setzzyklen) durchzuführen, da sich in Vorversuchen gezeigt hatte (vgl. Kap. 2.5.), dass dies der Anzahl an Zyklen entspricht, nach denen sich keine relevanten Änderungen im Displacement mehr ergeben. Ebenfalls konnten bei dieser Anzahl an Messzyklen eindeutige Unterschiede zwischen den Displacements der drei Gruppen gezeigt werden. In anderen Studien wurden mehr Messzyklen durchgeführt, wobei hier die Frequenz der Messzyklen teilweise bei 1Hz lag. In dieser Studie wurde wie bei DOUGHERTY et al. die Geschwindigkeit von 25mm/min gewählt, da bei dieser geringeren Geschwindigkeit gewährleistet werden konnte, dass der Entlastungspunkt bei 20N und der Belastungspunkt bei 250N exakt eingehalten wurden (DOUGHERTY et al. 2008). In Vorversuchen wurde festgestellt, dass bei einer höheren Frequenz der Be- und Entlastungspunkt zu ungenau angefahren wurde, um die Studie exakt durchführen zu können (vgl. Kap. 2.5.).

Die in dieser Studie verwendete Jail-Technik (vgl. Kap. 2.2.2.) ist in der Literatur bisher wenig diskutiert, erzielt aber durch zusätzliche Stabilität aufgrund von Schrauben, die im 90°-Winkel zu den Osteosyntheseschrauben unter dem Fragment angebracht werden, in der Praxis gute Erfolge (vgl. RASCHKE et al. 2007).

4.3. Statistische Auswertung

Durch die geringe Anzahl der Knochen in dieser Studie sind die Ergebnisse des Kolmogorow-Smirnow-Tests auf Normalverteilung sehr anfällig: Bei kleinen Fallzahlen ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Daten fälschlicherweise als normalverteilt angesehen werden, relativ groß. Um diesen Fehler zu vermeiden, wurden, wie oben beschrieben, Histogramme angefertigt und Schiefe und Kurtosis sowie Standardfehler der Graphen berechnet. Somit ist die Wahrscheinlichkeit, hier bei der Auswertung der Daten einen systematischen Fehler begangen zu haben, gering.

Aufgrund der Normalverteilung der Daten konnte im Anschluss eine ANOVA durchgeführt werden.

4.4. Diskussion der Ergebnisse

Bei der Load-to-failure-Testung zeigte sich eine vom Vorhandensein von Schrauben abhängige Krafttoleranz, da in den beiden mit Schrauben versorgten Gruppen doppelt so viel Kraft standgehalten wurde als in der nur mit *Norian drillable*[®] versorgten Gruppe (vgl. Kap. 3.3.). Dies stimmt mit der Beobachtung während der Testung überein, dass die Schrauben so sehr im Knochen verankert sind, dass sie sich bei der Load-to-failure-Testung erst komplett durch den Knochen fräßen und verbiegen, durch eine Kraft von oben aber nicht komplett aus dem Knochen gedrückt werden können. Man muss annehmen, dass dieser Prozess durch die vorher beschriebene Anordnung der Schrauben nach Jail-Technik zusätzlich verstärkt wird, da die im 90°-Winkel zueinander liegenden Schrauben den Druck anfangs besser auf das umliegende Gewebe verteilen können (vgl. WEIMANN et al. 2007). *Norian drillable*[®] hingegen wird abwärts und durch das vorhandene Kortikalisfenster nach außen gedrückt. Somit ist für das Standhalten des Knochens gegenüber extremen Belastungen entscheidend, ob der Bruch verschraubt wurde oder nicht. Auch im Verhältnis der Kräfte, die der Knochen initial und bei der Load-to-failure-Testung standhielt, zeigt sich ein Unterschied zwischen den Gruppen.

Das Displacement der Gruppen *Norian* und *Norian+Schrauben* unterscheidet sich in allen drei Parametern nicht voneinander (vgl. Kap. 3.4.). Deutliche Unterschiede sind aber bei beiden Gruppen im Vergleich zur *Schrauben*-Gruppe zu erkennen. Es fiel auf, dass alle drei Gruppen während der ersten fünf Setzzyklen die Hälfte des kompletten Displacements einsanken. Die *Norian*- und *Norian+Schrauben*-Gruppe gaben anschließend noch 0,3mm während der restlichen Setzzyklen nach. Die *Schrauben*-Gruppe hingegen halbierte bis zum ersten Messzyklus wiederum knapp das Displacement. Somit ergaben sich im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen für die Gruppe *Schrauben* signifikant höhere Displacement-Werte. Man kann zwar erkennen, dass sich die *Schrauben*-Gruppe in ihrem Displacement im Verlauf der Messung an die anderen Gruppen annähert, sie erzielt aber besonders zu Beginn deutlich schlechtere Werte. Dies kann dadurch erklärt werden, dass *Norian drillable*[®] direkt unter das Fragment gespritzt werden kann und somit keine Möglichkeit zum Absinken des Fragments besteht. Die Schrauben hingegen werden ein Stück unter dem Fragment platziert und das Fragment sinkt somit schon bei geringer Kraft, also in den ersten Setzzyklen, ein, bis es auf den Schrauben aufsitzt. Das bedeutet, dass in der *Schrauben*-Gruppe bereits während der Setzzyklen eine Re-Impression stattfindet. Die Daten ergaben allerdings, dass *Norian drillable*[®] allein bei der Belastung während der Messzyklen, die der postoperativen Teilbelastung entspricht, genauso gute Ergebnisse erzielt wie in Kombination mit Schrauben.

In Bezug auf die Steifigkeit lassen sich dieselben Ergebnisse erkennen, d.h. die Gruppen *Norian* und *Norian+Schrauben* unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Steifigkeit nicht signifikant voneinander. Allerdings unterscheiden sich diese beiden Gruppen signifikant bzw. hochsignifikant von der *Schrauben*-Gruppe (vgl. Kap. 3.5.). Das bedeutet, in der Phase der elastischen Verformung während der Load-to-failure-Phase hatten die *Norian*- und die *Norian+Schrauben*-Gruppe eine geringere Verformung als die *Schrauben*-Gruppe. Dieses Ergebnis stimmt mit der oben beschriebenen Beobachtung überein, dass die beiden mit *Norian drillable*[®] versorgten Gruppen in der Phase der zyklischen Belastung weniger einsinken.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass die *Norian+Schrauben*-Gruppe in dieser Studie die besten Messwerte erzielt hat und somit die Versorgung mit

Norian drillable® in Verbindung mit Schrauben bei Impressionsfrakturen des lateralen Tibiaplateaus die bestmögliche Behandlung darstellt, da sie sowohl bei den 3000 Messzyklen als auch bei der Belastungsphase der Testung gute Ergebnisse zeigte. Für die maximale Belastung des Impressionsfragmentes ist eine Versorgung mit Schrauben wichtig, um großen Kräften standzuhalten und bei einer Maximalkraft Stabilität zu erzielen. Bei den geringeren zyklischen Kräften, die der postoperativen Teilbelastungsbildung nach erfolgter Operation entsprechen, sorgt eine direkte Unterfütterung des Impressionsfragments mit Knochenersatzmaterial für Stabilität und verhindert ein Absinken.

Nach Durchsicht der in den vergangenen Jahren publizierten experimentellen Studien zur Behandlung von Tibiakopffrakturen zeigt sich, dass diese Studie die erste Studie über das laterale Tibiaplateau mit Versorgung durch *Norian drillable*® und Schrauben in Jail-Technik darstellt.

Bei YETKINLER et al. wurden bereits laterale Plateaufrakturen des Tibiakopfes versorgt, hier allerdings mit *Norian SRS*® und Schraubenosteosynthese mit zwei Schrauben. Verwendet wurden 40 Knochenpräparate von Körperspendern. Hier wurde das Ausmaß der Präparation, d.h. inwieweit freie Spongiosastücke aus dem Impressionsbereich entfernt wurden, mit einbezogen. Bei der Messung des Displacements ergab sich ein deutlich besseres Ergebnis für die Gruppen, bei denen eine exzessive Präparation durchgeführt wurde. Wenn man in dieser Studie die Kraft bei der Load-to-failure Testung betrachtet, halten exzessiv präparierte Knochen mehr Kraft aus. Auf Grundlage dieser Erfahrungswerte entschieden wir uns dafür, diese exzessive Präparationsweise (vgl. Kap. 2.4.1.) durchzuführen. Hinsichtlich der Steifigkeit unterschieden sich die Gruppen nicht signifikant (vgl. YETKINLER et al. 2000).

KARUNAKAR et al. untersuchten in ihren Testungen Spaltfrakturen des lateralen Tibiaplateaus. 24 Knochen wurden hier auf 4 Testgruppen verteilt. Die erste Gruppe wurde mit einer Abstützplatte, die zweite Gruppe mit einer Antgleitplatte und vier kortikalen Schrauben, die dritte Gruppe mit einer Abstützplatte und spongiösem Knochenallotransplantat und die vierte Gruppe mit einer periartikulären Platte und vier kortikalen Schrauben versorgt. Es ergab sich hier kein signifikanter Unterschied bezüglich der Steifigkeit der vier unterschiedlichen

Gruppen. Beim Displacement zeigte sich ein schlechteres Ergebnis für die beiden Gruppen, die mit einer Abstützplatte versorgt worden waren (vgl. KARUNAKAR et al. 2001).

In der Studie von HIGGINS et al. wurden bikondyläre Frakturen bei 20 Knochen hinsichtlich des Unterschieds einer Versorgung mit zweiseitigen nicht-verriegelnden Platten und einseitiger Versorgung mit Verriegelungsplatte untersucht. Als Ergebnis der Studie ergab sich, dass die doppelseitige Versorgung hinsichtlich des Einsinkens des Fragments bessere Ergebnisse – sowohl am lateralen als auch am medialen Plateau – erzielt (vgl. HIGGINS et al. 2007).

Bei RATCLIFF et al. wurden an 12 Knochenpräparaten mediale Plateaufrakturen der Tibia untersucht, die zum einen mit einer medialen Abstützplatte versorgt wurden, zum anderen mit einer lateralen Verriegelungsplatte. In Bezug auf das Displacement während der Testung ergaben sich hier keine signifikanten Unterschiede. Die mediale Abstützplatte hielt aber bei der Load-to-failure-Testung höheren Kräften stand (vgl. RATCLIFF et al. 2007).

DOUGHERTY et al. untersuchten an 16 Präparaten die Auswirkungen von bikortikalen zu unikortikalen Schrauben an der proximalen Tibia bei AO-C2-Frakturen. Hier ergab sich kein signifikanter Unterschied der beiden Gruppen hinsichtlich des Displacements. Bezüglich Steifigkeit und maximaler Krafttoleranz übertrafen die mit bikortikalen Schrauben versorgten Präparate die mit unikortikalen Schrauben versorgten (vgl. DOUGHERTY et al. 2008).

Schließlich wurden in einer Studie von EGOL et al. Typ VI-Frakturen nach SCHATZKER bei 12 Knochen untersucht. Hier wurde bei einer Gruppe das ‚Less invasive stabilization system‘ (LISS) angewandt, d. h. es wird eine große Verriegelungsplatte aus Titanium mit unikortikalen Schrauben eingebracht. Zum Vergleich erhielt eine zweite Gruppe eine doppelseitige Plattenversorgung. Bei Betrachtung der Ergebnisse des Displacements zeigte sich, dass die Gruppe mit der Versorgung durch LISS signifikant stärker einsank (vgl. EGOL et al. 2003).

4.5. Limitierung der Studie

Eine Limitierung der Studie ist durch die geringe Anzahl der Knochen gegeben. Allerdings ist es nicht möglich, bei der Verwendung von Leichenknochen eine unbegrenzte Anzahl zu beschaffen. Vergleichbare experimentelle Studien verwendeten ähnliche Anzahlen an Knochenpräparaten (vgl. Kap. 4.4.). Die Ergebnisse werden aber mit steigender Anzahl der Präparate weniger anfällig für individuelle Abweichungen und „Ausreißer“, die bei nicht standardisierten menschlichen Knochen ein Problem darstellen. Somit wird es bei künftigen Studien ratsam sein, die Anzahl an Präparaten zu erhöhen, um diese Probleme zu umgehen.

Eine weitere Limitierung der Studie besteht darin, dass die Bedingungen dieser Studie lediglich als eine Annäherung an die anatomischen Gegebenheiten und Behandlungsvoraussetzungen lebender Menschen gewertet werden können. Es kann hier weder gewährleistet werden, exakt die Bedingungen, noch das Zusammenspiel der einzelnen Einflussfaktoren, die in der Realität zu Knochenfrakturen führen, wiederzugeben. Dies ist lediglich eine biomechanische Studie, die mit standardisierten Methoden versucht, Impressionsfrakturen hervorzurufen und deren Gegebenheiten zu untersuchen. Es kann dabei nicht der Anspruch erhoben werden, dass die Ergebnisse exakt die Gegebenheiten des Kniegelenkes eines lebenden Menschen im Zusammenspiel mit Muskeln, Bändern und Gelenken widerspiegeln.

4.6. Ausblick

Für Patienten mit erlittener Tibiakopfimpersionsfraktur ist es von entscheidender prognostischer Bedeutung, eine exakte Reposition und Retention der Gelenkfläche zu erhalten. Nur so sind die Voraussetzungen gegeben, eine uneingeschränkte Funktionstüchtigkeit des Knies zu erlangen und Spätfolgen zu vermeiden. CaP-Zementaugmentations kann als gute Alternative zur Spongiosaentnahme aus dem Beckenkamm gesehen werden. Des Weiteren werden die Zemente stetig weiterentwickelt und in ihren Eigenschaften optimiert. *Norian*

drillable[®] ist bereits ein weiterer Fortschritt in der Versorgung von Impressionsfrakturen des Tibiakopfes, jedoch sollten auch hier noch Verbesserungen im Material durchgeführt werden. Ein optimaler Knochenzement sollte vollständig in Knochen umgebaut werden, sich in dem ihn umgebenden Knochen verankern und eine ausreichend lange Zeit die Last des menschlichen Körpers aufnehmen können, um Folgebeschwerden bzw. -operationen zu verhindern.

5. Zusammenfassung

Da in Zukunft mit einer Zunahme von Tibiakopffrakturen besonders auch bei alten Menschen zu rechnen ist, ist es für die medizinische Forschung von Bedeutung, diesen Frakturtypus näher zu untersuchen und besonders auch auf damit verbundene spezifische Probleme bei alten Patienten einzugehen (vgl. RASCHKE et al. 2007; GERICH et al. 2001a; RASCHKE, STANGE 2009. S. 476). Das laterale Plateau ist aufgrund seiner anatomischen Voraussetzungen eher gefährdet, eine Fraktur zu erleiden als das mediale (vgl. RASCHKE, STANGE 2009. S. 476; REICHKENDLER et al. 2000). Bei der Versorgung von Impressionsfrakturen am lateralen Tibiaplateau stellen minimal-invasive Verfahren eine wertvolle Ergänzung in ausgesuchten Fraktursituationen dar. Durch die Einführung von CaP-Zementen ist die Unterfütterung bei osteoporotischen Knochen erleichtert worden, da keine belastende und oft wenig ergiebige Spongiosaentnahme aus dem Beckenkamm mehr erforderlich ist.

In dieser Studie wurden Impressionsfrakturen des lateralen Tibiaplateaus bei alten Menschen untersucht. Knochen verstorbener Personen wurden in drei Gruppen aufgeteilt, Impressionsfrakturen wurden hervorgerufen und diese wurden unterschiedlich versorgt. Anschließend wurden die Knochen in einer Materialtestungsmaschine 3000 Zyklen lang mit 250 N belastet und anschließend noch bei maximaler Belastung getestet.

Die Gruppe, die sowohl in der zyklischen Phase mit geringer Belastung als auch in der Load-to-failure-Phase die besten Ergebnisse erzielte, war mit *Norian drillable*[®] und Schrauben versorgt worden. Eine zweite Gruppe, die nur mit *Norian drillable*[®] behandelt wurde, konnte vergleichsweise gute Ergebnisse in der zyklischen Belastungsphase erzielen, hielt aber in der Load-to-failure-Phase nur geringeren Kräften stand. Die dritte Vergleichsgruppe, die während der zyklischen Belastungsphase deutlich schlechter abschnitt, aber in der Load-to-failure-Phase hohe Kräfte abfangen konnte, wurde lediglich mit Schrauben versorgt.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass es zwei wichtige Versagensformen bei der Behandlung von Tibiakopfmpressionsfrakturen gibt: Zum einen ist dies das

initiale Displacement (während der zyklischen Belastungsphase), das mit der postoperativen Teilbelastung des Patienten korreliert. Zum anderen ist dies die Grenzlast (während der LTF-Phase), die auftreten kann, wenn der Patient nicht in der Lage ist, die Teilbelastung einzuhalten und das frisch operierte Knie voll belastet. Beide Versagensformen sind für den Erfolg einer guten Behandlung entscheidend. Für die Belastung der Knochen mit einer Maximalkraft ist es ausschlaggebend, dass der Knochen verschraubt wird, um hier große Kräfte abfangen zu können, d. h. Schrauben sind entscheidend für die Grenzlast. Für die zyklischen Testungen, d. h. für Belastungen, die der postoperativen Behandlung mit einer Teilbelastung entsprechen, ist es wichtig, das Fragment mit Knochenersatzmaterial zu unterfüttern, da hierdurch ein Absinken des Fragments verhindert werden kann und somit eine höhere Stabilität entsteht. *Norian drillable*® ist also entscheidend für das Verhindern eines initialen Einsinkens.

Nach Auswertung der Studienergebnisse gewährleistet die Kombination aus beiden Methoden die derzeit bestmögliche Versorgung einer Tibiakopfimpresionsfraktur.

Mit den Einschränkungen einer biomechanischen *in vitro*-Untersuchung konnte die Arbeitsgruppe zeigen, dass sich Impressionsfrakturen am lateralen Tibiaplateau standardisiert und reproduzierbar hervorrufen lassen und diese im Folgenden untersucht werden konnten. Eine Limitierung der Studie erfolgt durch die geringe Anzahl der Knochen, da mehr als 20 Humanpräparate mit vergleichbarer Dichte nicht verfügbar gemacht werden konnten.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: aus PUTZ, PABST 2006. S. 286.

Abb. 2: aus SCHIEBLER 2005. S. 335.

Abb. 3: aus TAHERI et al. 2010. S. 158.

Abb. 4: aus TAHERI et al. 2010. S. 159.

Abb. 5: aus TAHERI et al. 2010. S. 160.

Abb. 6: aus TAHERI et al. 2010. S. 159.

Abb. 7a, b, c: aus TAHERI et al. 2010. S. 166.

Abb. 8a, b: aus PAPE, ROMMENS 2008. S. 822.

Abb. 9a, b: aus PAPE, ROMMENS 2008. S. 823.

Abb. 10: aus PAPE, ROMMENS 2008. S. 829.

Abb. 11: aus PAPE, ROMMENS 2008. S.149.

Abb. 12a, b: aus FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 47.

Abb. 13: aus PAPE, ROMMENS 2008. S. 310.

Abb. 14: aus FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 48.

Abb. 15: aus FEHSKE, MEFFERT 2011. S. 48.

Abb. 20: aus KÖSTERS et al. 2011. S. 6.

Alle weiteren verwendeten Abbildungen und Grafiken wurden selbst angefertigt.

7. Literaturverzeichnis

- AHERN, B. J.; HARTEN R. D.; GRUSKIN E. A; SCHAER T. P. (2010): Evaluation of a fiber reinforced drillable bone cement for screw augmentation in a sheep model. Mechanical testing. In: CTS Journal 3/3 (2010). S. 112-115.
- ALI A. M.; SALEH M. M.; BOLONGARO S.; YANG L. (2002): The strength of different fixation techniques for bicondylar tibial plateau fractures. A biomechanical study. In: Clinical Biomechanics 18 (2003). S. 864-870.
- ARISAN, V.; ANIL A.; WOLKE J. G.; ÖZER K. (2010): The effect of injectable calcium phosphate cement on bone anchorage of titanium implants. an experimental feasibility study in dogs. In: Int . Oral Maxillofac Surg 39 (2010). S. 463–468.
- BAJAMMAL, S. S.; ZLOWODZKI, M.; LELWICA, A.; TORNETTA, P.; EINHORN, T. A.; BUCKLEY, R.; LEIGHTON, R.; RUSSELL, T. A.; LARSSON, S.; BHANDARI, M. (2008): The use of calcium phosphate bone cement in fracture treatment. A meta-analysis of randomized trials. In: J Bone Joint Surg Am 6/90 (2008). S. 1186-1196.
- BANSAL, M. R.; BHAGAT, S. B.; SHUKLA, D. D. (2008): Bovine cancellous xenograft in the treatment of tibial plateau fractures in elderly patients. In: International Orthopaedics 33 (2009). S. 779–784.
- BENEDETTO, K. P.; OSTI, M.; GOHM, A. (2010): Arthroskopisch assistierte Osteosynthese von Tibiakopffrakturen. In: Arthroskopie 23 (2010). S. 112-118.
- BIYANI, A.; REDDY, N. S.; CHAUDHURY, J.; SIMISON, A. J. M., KLENERMAN, L. (1995): The results of surgical management of displaced tibial plateau fractures in the elderly. In: International Journal of the Care of Injured 26/5 (1995). S. 291-297.

- BLOKKER, C. P.; RORABECK, C. H.; BOURNE, R. B. (1983): Tibial plateau fractures. An analysis of the results of treatment in 60 patients. In: Clin Orthop Relat Res Jan-Feb 182 (1984). S. 193-199.
- BOBRICH, E.; HAUPT, C.; GRASS, R.; ZWIPP, H. (2009): Tibiakopffrakturen und Luxationsfrakturen: Klassifikation und Begleitverletzungen. In: Trauma und Berufskrankheit 11 (2009). S. 154-159.
- BONNAIRE, F.; LEIN, T.; ENGLER, K.-J.; MORITZ, F. (2009): Arthroskopisch gestützte Rekonstruktion von Tibiakopffrakturen. Sinnvolle Indikationen und Techniken. In: Trauma und Berufskrankheit 11 (2009). S. 160-170.
- BURRI, C.; BARTZKE, G.; GOLDEWEY, J.; MUGGLER, E. (1978): Fractures of the tibial plateau. In: Clin Orthop Relat Res 138 (1979). S. 84-93.
- DING, M.; ODGAARD, A.; LINDE, F.; HVID, I. (2002): Age variations in the properties of human tibial cancellous bone. In: J Orthop Res 20 (2002). S. 615-621.
- DING, M.; DALSTRA, M.; DANIELSEN, C. C.; KABEL, J.; HVID, I.; LINDE, F. (1996): Age variations in the properties of human tibial trabecular bone. In: J Bone Joint Surg British Volume 6/79 (1997). S. 995-1002.
- DOUGHERTY, P. J.; KIM, D.-G.; MEISTERLING, S.; WYBO, C.; YENI, Y. (2008): Biomechanical comparison of bicortical versus unicortical screw placement of proximal tibia locking plates. A cadaveric model. In: J Orthop Trauma 22 (2008). S. 399-403.
- DREINHÖFER, K. E.; WEILBACH, S. (2009): Osteoporose. In: Raschke, M. J.; Stange, R. (Hrsg.): Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation. München 2009. S. 63-82.

- DRENCKHAHN, D.; ECKSTEIN, F. (2003): Untere Extremität. In: ders. (Hrsg.): Anatomie. Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie – Band 1. 16. Auflage. München 2003. S. 341 – 411.
- DZIWISCH, L.; EGGERS, C. (2000): Standardisiertes operatives Vorgehen bei Tibiakopf-
impressionsfrakturen. In: Acta Chir Austriaca 32 (2000). S. 4-6.
- EGOL, K.; SU, E.; TEJWANI, N. C. SIMS, S. H.; KUMMER, F. J.; KOVAL, K. J. (2003): Treatment of complex tibial plateau fractures using the less invasive stabilization system plate: clinical experience and a laboratory comparison with double plating. In: The Journal of Trauma Injury, Infection, and Critical Care (2004). S. 340-346.
- ENGEL, T.; LILL, H.; KORNER, J. VERHEYDEN, P.; JOSTEN, C. (2003): Tibiakopfplateau-
frakturen – Erste Erfahrungen mit einem resorbierbaren Knochenzement zur
Augmentation. In: Der Unfallchirurg 2/106 (2003). S. 97-101.
- FEHSKE, K.; MEFFERT, R. (2011): Frakturmorphologie ist entscheidend für die Art der
Versorgung. Tibiakopffraktur: Keine OP ohne CT. In: Orthopädie & Rheuma 7-8
(2011). S. 46-48.
- FRANGEN, T. M.; FEHMER, T.; MUHR, G.; KÄLICHE, T. (2010): Primäre Kniegelenkendo-
prothese nach Trauma. Wann macht sie Sinn? In: Trauma und Berufskrank-
heit 12 (2010). S. 43-46.
- FRENYO, S.; KECSKEMETI, A.; SZITA, J.; CZERMANN, I. (2000): Operatives Versorgung von
Tibiakopffrakturen bei alten/ uralten Menschen. In: Acta Chir Austriaca 32
(2000). S. 42-43.
- GERICH, T.; BLAUTH, M.; WITTE, F.; LOBENHOFFER, P.; KRETTEK, C. (2001a): Die
Osteosynthese von Tibiakopffrakturen im höheren Alter. Eine matched-pair-
Analyse. In: Der Unfallchirurg 1/104 (2001). S. 50-56.

- GERICH, T.; BOSCH, U.; SCHMIDT, E.; LOBENHOFFER, P.; KRETTEK, C. (2001b): Kniegelenkendoprothetik nach Tibiakopffrakturen. Mittelfristige Ergebnisse einer Kohortenanalyse. In: Der Unfallchirurg 5/104 (2001). S. 414-419.
- GOODMAN, S. B.; BAUER, T. W.; CARTER, D.; CASTELEYN, P. P.; GOLDSTEIN, S. A.; KYLE, R. F.; LARSSON, S.; STANKEWICK, C. J.; SWIONTKOWSKI, M. F.; TENCER, A. F.; YETKINLER, D. N.; POSER, R. D. (1998): Norian SRS Cement augmentation in hip fracture treatment. Laboratory and initial clinical results. In: Clin Orthop Relat Res 348 (1998). S. 42-50.
- HACKL, W.; RIEDL, J.; REICHKENDLER, M.; BENEDETTO, K.-P.; FREUND, M.; BALE, R. (2001): Die präoperative computertomografische Abklärung bei Tibiakopffrakturen. In: Der Unfallchirurg 6/104 (2001). S. 519-523.
- Handbuch XCT 2000. Stratec Medizintechnik GmbH. Pforzheim.
- HERTEL, P. (1997): Tibiakopffrakturen. In: Der Unfallchirurg 7/100 (1997). S. 508-523.
- HEYDE C.-E.; ERTL, W. (2004): Tibiakopf. In: Rüter, Axel: Unfallchirurgie. 2. Auflage. München 2004. S. 1117-1130.
- HIGGINS, T. F.; KLATT, J.; BACHUS, K. N. (2007): Biomechanical analysis of bicondylar tibial plateau fixation. How does lateral locking plate fixation compare to dual plate fixation? In: J Orthop Trauma 21 (2007). S. 301-306.
- HOLMENSCHLAGER, F.; BECK, O.-T.; HALM, J.-P.; WINCKLER, S. (2000): Nachuntersuchung operativ versorgter Tibiakopffrakturen. In: Acta Chir Austriaca 32 (2000). S. 39-42.
- HONKONEN, S. (1993): Indications for surgical treatment of tibial condyle fractures. In: Clin Orthop Relat Res 302 (1994). S. 199-205.

- HORSTMANN, W. G.; VERHEYEN, C. C. P. M.; LEEMANS, R. (2002): An injectable calcium phosphate cement as a bone-graft substitute in the treatment of displaced lateral tibial plateau fractures. In: *Injury* 34 (2003). S. 141-144.
- HSU, C.-J.; CHANG, W.-N.; WONG, C.-Y. (2001): Surgical treatment of tibial plateau fracture in elderly patients. In: *Arch Orthop Trauma Surg* 121 (2001). S. 67-70.
- JENSEN, D. B.; RUDE, C.; DUUS, B.; BJERG-NIELSEN, A. (1990): Tibial plateau fractures. A comparison of conservative and surgical treatment. In: *J Bone Joint Surg British Volume* 1/72 (1990). S. 49-52.
- KARUNAKAR, M. A.; EGOL, K. A.; PEINDL, R.; HARROW, M. E.; BOSSE, M. J.; KELLAM, J. F. (2001): Split depression tibial plateau fractures. A biomechanical study. In: *J Orthop Trauma* 16 (2002). S. 172-177.
- KEATING, J. F.; HAJDUCKA, C. L.; HARPER, J. (2002): Minimal internal fixation and calcium-phosphate cement in the treatment of fractures of the tibial plateau. A pilot study. In: *J Bone Joint Surg British Volume* 1/85 (2003). S. 68-73.
- KENNEDY, J. C.; BAILEY, W. H. (1968): Experimental tibial plateau fractures. Studies of the mechanism and a classification. In: *J Bone Joint Surg Am* 50 (1968). S. 1522-1534.
- KILIAN, U. (2003): Kniegelenkendoprothese zur primären Therapie der intra-artikulären Tibiakopffraktur im höheren Alter. In: *Der Unfallchirurg* 12/106 (2003). S. 1046-1050.
- KIRSCHNER, P. (2004): CPM – Continuous Passive Motion. Behandlung verletzter und operierter Kniegelenke mit Mitteln der passiven Bewegung. Metaanalyse der gegenwärtigen Literatur. In: *Der Unfallchirurg* 4/107 (2004). S. 328-340.

- KÖSTERS, C.; SCHLIEMANN, B.; RASCHKE, M. J. (2011): Tibiakopffrakturen im Alter. In: Der Unfallchirurg 3/114 (2011). S. 1-10.
- KOTTER, A.; RÜTER, A. (1997): Tibiakopffrakturen. In: Der Unfallchirurg 9/100 (1997). S. 742-749.
- KOVAL, K. J.; HELFET, D. L. (1995): Tibial Plateau Fractures: Evaluation and Treatment. In: J Am Acad Orthop Surg 3 (1995). S. 86-94.
- LOBENHOFFER, P.; GERICH, T.; WITTE, F.; TSCHERNE, H. (2001): 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. In: J Orthop Trauma 16 (2002). S. 143-149.
- MACHHOLZ, M.; ROSE, O.; WUSCHECH, H. (1998): Arthroskopisch gestützte Osteosynthese von Tibiakopffrakturen. In: Arthroskopie 11 (1998). S. 235-237.
- MANIDAKIS, N.; DOSANI, A.; DIMITRIOU, R.; STENGEL, D.; MATTHEWS, S.; GIANNOUDIS, P. (2008): Tibial plateau fractures: functional outcome and incidence of osteoarthritis in 125 cases. In: International Orthopaedics 34 (2010). S. 565-570.
- MANZOTTI, A.; CONFALONIERI, N.; PULLEN, C. (2005): Grafting of tibial bone defects in knee replacement using Norian skeletal repair system. In: Arch Orthop Trauma Surg 126 (2006). S. 594-598.
- MCDONALD, E.; CHU, T.; TUFAGA, M.; MARMOR, M.; SINGH, R.; YETKINLER, D.; MATITYAHU, A.; BUCKLEY, J. M. MCCLELLAN, R. T. (2011): Tibial plateau fracture repairs augmented with Calcium Phosphate Cement have higher in situ fatigue strength than those with autograft. In: J Orthop Trauma 25 (2011). S. 90-95.

- MEEDER, P.-J. (1997): Frakturen des Unterschenkels. In: Durst, J. (Hrsg.): Traumatologische Praxis. Standards in Diagnostik und Therapie für alle Fachgebiete. Stuttgart 1997. S. 551-601.
- MEFFERT, R.; LENSCHOW, S. (2010): Proximale Tibia. In: Wirth, C. J.; Mutschler, W.; Bischoff, H.-P.; Püschmann, H.; Neu, J. (Hrsg.): Komplikationen in Orthopädie und Unfallchirurgie. Vermeiden-Erkennen-Behandeln. Stuttgart 2010. S. 275-284.
- MORITZ, M. (2011): Experimentelle Induktion von Sprunggelenksfrakturen bei Osteoporose: biomechanischer Vergleich unterschiedlicher Plattenosteosynthesen an humanen Unterschenkeln. Diss. masch. Würzburg 2011.
- MORRISON, J. B. (1970): The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. In: J Biomechanics 3 (1970). S. 51-61.
- NIETHARD, F. U.; PFEIL, J.; BIBERTHALER, P. (2009): Knie. In: ders. (Hrsg.): Orthopädie und Unfallchirurgie. 6. Auflage. Stuttgart 2009. S. 550-584.
- ÖZTÜRKMEN, Y.; CANIKLIOGLU, M.; KARAMEHMETOGLU, M.; SÜKÜR, E. (2009): Calcium phosphate cement augmentation in the treatment of depressed tibial plateau fractures with open reduction and internal fixation. In: Acta Orthop Trauma Turcica 4/44 (2010). S. 262-269.
- OHDERA, T.; TOKUNAGA, M.; HIROSHIMA, S.; YOSHIMOTO, E.; TOKUNAGA, J.; KOBAYASHI, A. (2002): Arthroscopic management of tibial plateau fractures. Comparison with open reduction method. In: Arch Orthop Trauma Surg 123 (2003). S. 489-493.
- OOMS, E. M.; WOLKE, J. G. C.; van de HEUVEL, M. T.; JESCHKE, B.; JANSEN, J. A. (2002): Histological evaluation of the bone response to calcium phosphate cement implanted in cortical bone. In: Biomaterials 24 (2003). S. 989-1000.

- PAPAGELOPOULOS, P. J.; PARTSINEVELOU, A. A.; THEMISTOCLEOUS, G. S.; MAVROGENIS, A. F.; KORRES, D. S.; SOUCACOS, P. N. (2005): Complications after tibia plateau fracture surgery. In: *Injury*, 37 (2006). S. 475-484.
- PAPE, H. C.; ROMMENS, P. M. (2008): Tibia: proximal. In: Ruedi, T. P.; Buckley, R. E.; Moran, C. G.: *AO-Prinzipien des Frakturmanagements. Band 2 – spezifische Frakturen*. 2. Auflage. Stuttgart 2008. S. 814- 833.
- PEICHA, G.; BRATSCHITSCH, G.; SEIBERT, F. J.; FANKHAUSER, F.; EHRENFRIED, G. (2000): Operative Therapie und Ergebnisse von Tibiakopffrakturen (AO 41B/C). In: *Acta Chir Austriaca* 32 (2000). S. 36-38.
- PETERSEN, W.; ZANTOP, T.; RASCHKE, M. J. (2006): Tibiakopffrakturen. In: *Der Unfallchirurg* 3/109 (2006). S. 219-234.
- PROKOP, A.; FISCHBACH, R.; BURGER, C.; HAHN, U.; REHM, K. E. (2000): Welches Röntgenverfahren bei der Tibiakopffraktur mit Gelenkbeteiligung? In: *Acta Chir Austriaca* 32 (2000). S. 1-2.
- PUTZ, R.; PABST, R. (2006): Sobotta. Atlas der Anatomie des Menschen. Band 2 – Rumpf, Eingeweide, untere Extremität. 22. Auflage. München 2006.
- RASCHKE, M. J.; ZANTOP, T. PETERSEN, W. (2007): Tibiakopffrakturen. In: *Der Chirurg* 12/78 (2007). S. 1157-1169.
- RASCHKE, M. J.; HAAS, N. P. (2006): Unfallchirurgie. In: Siewert, Rüdiger J.: *Chirurgie*. 8. Auflage. Heidelberg 2006. S. 773-892.
- RASCHKE, M. J.; STANGE, R. (2009): Unterschenkel. In: ders. (Hrsg.): *Alterstraumatologie. Prophylaxe, Therapie und Rehabilitation*. München 2009. S. 474-497.

- RATCLIFF, J. R.; WERNER, F. W.; GREEN, J. K.; HARLEY, B. J. (2007): Medial buttress versus lateral locked plating in cadaver medial tibial plateau fracture model. In: *J Orthop Trauma* 21 (2007). S. 444-448.
- REICHKENDLER, M.; HAUSBERGER, K.; HACKL, W.; BENEDETTO, K. P. (2000): Komplikationen nach operative Behandlung von Tibiakopffrakturen. In: *Acta Chir Austriaca* 32 (2000). S. 34-36.
- ROSSI, R.; BONASIA, D. E.; BLONNA, D.; ASSOM, M. (2008): Prospective follow-up of a simple arthroscopic-assisted technique for lateral tibial plateau fractures. Results at 5 years. In: *The Knee* 15 (2008). S. 378-383.
- RUSSELL, T. A.; LEIGHTON, R. K. (2008): Comparison of autogenous bone graft and endothermic calcium phosphate cement for defect augmentation in tibial plateau fractures. A multicenter, prospective, randomized study. In: *J Bone Joint Surg Am* 90 (2008). S. 2057-2061.
- SAMBATARRO, S.; GONZAGA, C. M. (2009): A non-traumatic stress fracture of the tibial plateau. In: *PM&R* 1 (2009). S. 691-693.
- SCHATZKER, J.; MCBROOM, R.; BRUCE, D. (1978): The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968-1975. In: *Clin Orthop Relat Res* 138 (1979). S. 94-104.
- SCHIEBLER, T. H. (2005): Bewegungsapparat. In: ders. (Hrsg.): *Anatomie. Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie, Topographie*. 9. Auflage. Heidelberg 2005. S. 167-374.
- SCHNETTLER, R. (2002): Minimalinvasive Verfahren in der Versorgung von der Tibiakopffraktur? In: *MedReview* 1 (2002). S. 12-13.

SIMPSON, D.; KEATING, J. F. (2003): Outcome of tibial plateau fractures managed with calcium phosphate cement. In: Injury 9/35 (2004). S. 913-918.

SPIER, W.; MUGGLER, E. (1977): Tibiakopffrakturen. In: Langenbecks Archiv für Chirurgie 345 (1977). S. 409-414.

STRUBEN, P. J. (1982): The tibial plateau. In: J Bone Joint Surg British Volume 3/64 (1982). S. 336-339.

STUBY, F. M. (2008): Arthroskopisch assistierte Osteosynthese bei Tibiakopffrakturen. In: Trauma und Berufskrankheit 10 (2008). S. 366-369.

SÜDKAMP, N.; SCHÖNFELDER, V.; WEILER, A.; SCHÜTZ, M. (1998): Arthroskopisch kontrollierte minimal invasive Stabilisierung von Tibiakopffrakturen. In: Arthroskopie 11 (1998). S. 228-234.

Synthes. Beschreibung Norian drillable®.

TAHERI, A. S.; DUDDA M.; ÖZOKYAY L. (2010): Proximaler Unterschenkel. In: Müller-Mai, Christian: Frakturen. Klassifikation und Behandlungsoptionen. Berlin 2010. S. 155-176.

TSCHERNE, H.; LOBENHOFFER, P. (1990): Tibial plateau fractures. Management and expected results. In: Clin Orthop Relat Res 292 (1993). S. 87-100.

URBAN, D.; MAYERL, J. (2011): Regressionsanalyse. Theorie, Technik und Anwendung. 4. Auflage. Wiesbaden 2011.

VAN LIESHOUT, E. MM.; van KRALINGEN, G. H.; EL-MASSOUDI, Y.; WEINANS, H.; PATKA, P. (2010): Microstructure and biomechanical characteristics of bone substitutes for trauma and orthopaedic surgery. In: BMC Musculoskeletal Disorders 12 (2011). S. 1-14.

- VERMEIRE, J.; SCHEERLINCK, T. (2010): Early primary total knee replacement for complex proximal tibia fractures in elderly and osteoarthritic patients. In: Acta Orthop Belg 76 (2010). S. 785-793.
- WALZ, M.; AUERBACH, F.; KOLBOW, B.; JUNKER, T. (2006): modifizierte Versorgung monokondylärer Tibiakopffrakturen. In: Der Unfallchirurg 109 (2006). S. 367-376.
- WEIMANN, A.; HEINKELE, T.; ZANTOP, T.; RASCHKE, M. J.; PETERSEN, W. (2007): Die laterale Tibiakopffraktur: Vergleich einer schraubenosteosynthetischen Versorgung mit einer neuen Jail-Technik [Meeting Abstract]. In: Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie, 71. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie, 93. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie und 48. Tagung des Berufsverbandes der Fachärzte für Orthopädie und Unfallchirurgie. Berlin 24.-27.10.2007.
- WELCH, R. D.; ZHANG, H.; BRONSON, D. G. (2003): Experimental tibial plateau fractures augmented with calcium phosphate cement or autologous bone graft. In: J Bone Joint Surg Am 2/85A (2003). S. 222-231.
- WINGE, M.; REIKERAS, O.; ROKKUM, M. (2010): Calcium phosphate bone cement: a possible alternative to autologous bone graft. A radiological and biomechanical comparison in rat tibial bone. In: Arch Orthop Trauma Surg 131/8 (2011). S. 1-7.
- YETKINLER, D. N.; MCCLELLAN, R. T.; REINDEL, E. S.; CARTER, D.; POSER, R. D. (2000): Biomechanical comparison of conventional open reduction and internal fixation versus calcium phosphate cement fixation of a central depressed tibial plateau fracture. In: J Orthop Trauma 15 (2001). S. 197-206.

8. Anhang

Gruppeneinteilung

Gruppe	Körper- hälfte	Geschlecht	Alter in Jahre	Groß- fragment- schrauben Länge in cm	Klein- fragment- schrauben Länge in cm	Abstand zum lateralen Rand
Norian	rechts	Weiblich	89	75/70	45/40	0,8 cm
Norian	links	Männlich	71	75/75	45/45	0,8 cm
Norian	links	Weiblich	84	75/75	45/40	0,8 cm
Norian	rechts	Weiblich	91	75/70	40/40	0,8 cm
Norian	rechts	Weiblich	88	75/75	40/35	0,8 cm
Norian	rechts	Weiblich	96	70/70	45/40	0,8 cm
Norian	links	Weiblich	90	70/70	40/35	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	89	70/70	45/40	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	81	70/70	40/35	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	62	80/75	45/40	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	96	70/70	45/40	0,5 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	86	70/65	50/40	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	99	75/75	45/40	0,8 cm
Norian+Schrauben	links	Weiblich	95	65/65	35/35	0,8 cm
Schrauben	links	n. b.	n. b.	70/70	45/45	0,8 cm
Schrauben	rechts	Männlich	71	75/75	50/45	0,9 cm
Schrauben	links	n. b.	n. b.	85/85	65/55	0,8 cm
Schrauben	rechts	n. b.	n. b.	85/80	50/45	1,0 cm
Schrauben	links	Weiblich	84	75/75	45/40	0,8 cm

Tab. 2: Übersicht Testgruppen.

Ergebnisse

Norian			Knochendichte							
Nr.	LTF	Knochen-initial	LFT %	Displacement 3000 Zyklen	Displacement ab Setzz. 5	Displacement Setz-& Messz.	bei 35 mm	bei 50 mm	Fläche lat. Plateau	Steifigkeit
	N	N	%	mm	mm	mm	mg/ccm	mg/ccm	cm ²	N/mm
1	795	1270	63	0,72	0,84	1,05	75	101	9,0	692
2	1430	1400	102	1,21	2,02	5,46	126	182	12,4	500
3	700	501	140	2,25	2,49	3,69	127	170	10,7	727
4	678	1240	55	0,55	0,70	1,22	131	213	6,7	1135
5	1010	1470	69	0,59	0,73	1,98	249	119	9,3	869
6	953	928	103	1,01	1,16	1,98	87	73	6,9	1000
7	547	491	111	1,53	2,25	3,85	167	190	7,4	592
Mittelwert	873	1043	92	1,1	1,5	2,7	137	150	8,9	788
Standardabweichung	293	411	31	0,6	0,8	1,6	58	52	2,1	226

Tab. 3: Ergebnisse der Gruppe *Norian*.

Norian+Schrauben			Knochendichte							
Nr.	LTF	Knochen-initial	LFT %	Displacement 3000 Zyklen	Displacement ab Setzz. 5	Displacement Setz-& Messz.	bei 35 mm	bei 50 mm	Fläche lat. Plateau	Steifigkeit
	N	N	%	mm	mm	mm	mg/ccm	mg/ccm	cm ²	N/mm
1	1120	1040	108	1,46	1,66	2,35	279	137	8,8	826
2	1950	1290	151	1,06	1,22	1,69	123	153	8,0	833
3	2990	2280	131	1,19	1,66	2,24	91	159	10,2	286
4	1590	973	163	1,33	1,46	2,13	72	77	9,1	777
5	1910	1950	98	0,48	0,69	4,77	35	125	6,9	949
6	2920	1690	173	1,17	1,49	3,60	173	256	10,3	1359
7	1150	692	166	0,77	0,96	2,08	19	193	6,9	813
Mittelwert	1947	1416	141	1,1	1,3	2,7	113	157	8,6	840
Standardabweichung	762	575	30	0,3	0,4	1,1	90	56	1,4	324

Tab. 4: Ergebnisse der Gruppe *Norian+Schrauben*.

Schrauben				Knochendichte						
Nr.	LTF	Knochen initial	LFT %	Displacement 3000 Zyklen	Displacement ab Setz. 5	Displacement Setz-& Messz.	bei 35 mm	bei 50 mm	Fläche lat. Plateau	Steifigkeit
	N	N	%	mm	mm	mm	mg/ccm	mg/ccm	cm ²	N/mm
1	1150	600	192	2,42	4,74	7,26	0	70	6,7	444
2	3770	1220	309	1,61	2,85	4,98	99	138	11,9	381
3	3690	2330	158	2,19	3,83	6,73	174	242	10,7	484
4	1040	531	196	1,83	2,32	7,83	0	47	8,8	426
5	2920	1310	223	0,97	1,51	5,21	60	198	7,1	320
Mittelwert	2514	1198	216	1,8	3,0	6,4	67	139	9,0	411
Standardabweichung	1338	724	57	0,6	1,3	1,3	73	83	2,2	63

Tab. 5: Ergebnisse der Gruppe *Schrauben*

Materialliste

- humane Tibiaknochen (Anatomisches Institut der Universität Würzburg, Koellikerstr. 6, 97070 Würzburg)
- Aluminiummetallständer
- Palacos® Knochenzement (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim)
- Kirschner-Drähte: Länge: 3cm; Durchmesser: 2,8mm (Synthes GmbH, Umkirch bei Freiburg)
- Schraubendreher
- Stahlschrauben (Synthes GmbH, Umkirch bei Freiburg)
 - Kleinfragmentschrauben: Durchmesser: 0,4cm
 - Großfragmentschrauben: Durchmesser: 0,65cm
- Spiralbohrer SWISS 393.19 Durchmesser: 6,5mm
- Spiralbohrer 60-19126 Durchmesser: 1,9mm (Stryker® GmbH und CoKG, Duisburg)
- Schraubenlängenmesser
- Prüfmaschine Z020 (Zwick/Roell, Ulm)
- Stößel
- Stratec XCT 2000 pQCT (Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim)

Danksagung

Ich danke:

Herrn Prof. Dr. med. R. Meffert für das freundliche Überlassen der Arbeit und die stets schnelle Bearbeitung.

Frau Dr. med. S. Doht für die überaus gute Zusammenarbeit im Labor und die intensive Betreuung.

Herrn Prof. Dr. rer. nat. T. Blunk für die stets schnelle Hilfe bei Problemen im Labor und aufschlussreiche Diskussionsrunden.

Herrn Prof. Dr. med. P. Schneider für das Ermöglichen der Knochendichtemessung.

Dem Institut für Anatomie und Zellbiologie der Julius-Maximilians-Universität Würzburg, insbesondere Prof. Dr. med. J. Waschke, für die Zurverfügungstellung des Materials sowie die freundliche Zusammenarbeit.

Frau Dr. med. M. Moritz für die Hilfe bei der Knochendichtemessung.

Herrn Dr. med. K. Fehske für die Anfertigung von Photographien.

Der Firma Synthes für die Zurverfügungstellung von Norian drillable.

Den Mitarbeitern des unfallchirurgischen Labors des Universitätsklinikums Würzburg für die Hilfsbereitschaft.

Frau M. Müller von der statistischen Beratung der Universität Würzburg für die Unterstützung bei der Auswertung meiner Daten.

Elisabeth Lutz und Dr. med. Sabine Manger für die Hilfe im Labor.

Meinen Eltern und Christoph Müller für die Unterstützung.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name: Teresa Lehnert
Geburtsdatum: 03.10.1986
Geburtsort: Hof/Saale

Schulbildung:

1993 – 2006 Grundschule und Gymnasium in Münchberg
(Allgemeine Hochschulreife)

Hochschullaufbahn:

10/2006 – 06/2013 Studium der Humanmedizin an der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

05/2014 Promotion
Betreuer: Prof. Dr. med. Rainer H. Meffert
Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand-, Plastische
und Wiederherstellungschirurgie