

Aus der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen

Klinik für Unfallchirurgie

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. K. Weise

und dem

AO Research Institute Davos, Schweiz

Leiter: Professor Dr. E. Schneider

**Vergleichende biomechanische
Untersuchungen bei proximalen
Tibiaschaftfrakturen**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Eberhard-Karls-Universität

zu Tübingen

vorgelegt von

Frank René Schuler

aus

Stuttgart Bad-Cannstatt

2003

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Privatdozent Dr. C. Eingartner

2. Berichterstatter: Professor Dr. F. Maurer

Inhaltsverzeichnis

1	GRUNDLAGEN	6
1.1	Einleitung	6
1.2	Anatomie und Biomechanik	7
1.2.1	Makroskopische Anatomie	7
1.2.2	Blutversorgung von langen Röhrenknochen	9
1.2.3	Knochenaufbau	10
1.2.4	Biomechanik	12
1.3	Frakturheilung und Klassifikation	15
1.3.1	Knochenbruchheilung	15
1.3.1.1	Sekundäre Frakturheilung	16
1.3.1.2	Primäre Frakturheilung	17
1.3.2	AO- Klassifikation der Frakturen	18
1.4	Tibiafrakturen	19
1.4.1	Unfallhergang	19
1.4.2	Biomechanik der proximalen Tibiaschaftfraktur	20
1.5	Behandlung der Tibiaschaftfraktur	21
1.5.1	Historische Entwicklung der Therapie von Tibiafrakturen	21
1.5.2	Aktuelle Möglichkeiten der Behandlung proximaler Tibiaschaftfrakturen	25
1.5.2.1	Der Fixateur externe	26
1.5.2.2	Der Hybridfixateur	29
1.5.2.3	Der Pinless- Zangenfixateur	32
1.5.2.4	Der Fixateur interne	36
1.5.2.5	Die Abstützplattenosteosynthese	37
1.5.2.6	Die additiv eingefügte Platte	39
1.5.2.7	Die Marknagelung	40
1.5.2.8	Der gebohrte Marknagel	41
1.5.2.9	Der unaufgebohrte Marknagel	46
1.5.2.10	Kombination verschiedener Implantate	53
1.6	Fragestellung	54
2	MATERIAL UND METHODEN	58
2.1	Vorbereitung und Statistik des Versuches	58
2.1.1	Untersuchungsgut	58
2.1.2	Einteilung und statistische Planung	58
2.1.2.1	Zielgrößen	59
2.1.2.2	Varianzanalyse	60
2.1.2.3	Transformationen	61
2.1.2.4	Korrelationen / Plots	61
2.1.3	Die Implantatgruppen und ihre Instrumentierung	62

2.1.3.1	Gruppe G: Der AO- Fixateur externe -----	62
2.1.3.2	Gruppe H: Der AO- Hybridfixateur-----	63
2.1.3.3	Gruppe I: Der unaufgebohrte AO- Tibiamarknagel kombiniert mit dem AO- Pinless- Zangenfixateur-----	65
2.1.3.4	Gruppe J: Der unaufgebohrte AO- Tibiamarknagel kombiniert mit einer 5- Loch LC- DCP -----	67
2.1.4	Druckpunkt der Krafteinleitung-----	67
2.1.5	Die Testvorbereitung -----	68
2.1.6	Einbettung und Versuchsaufbau -----	70
2.1.7	Abbruchkriterien -----	72
2.2	Datenverarbeitung-----	73
2.2.1	Ableitung der Größen-----	73
2.2.2	Messgrößen -----	74
2.2.3	Nachbereitung -----	75
3	ERGEBNISSE -----	77
3.1	Statistisches Modell mit Voranalysen-----	77
3.1.1	Korrelationen -----	77
3.1.2	Varianzanalysen-----	78
3.1.3	Übersicht-----	79
3.2	Kraft- Weg Relation -----	80
3.2.1	Gruppe G, Fixateur externe -----	81
3.2.2	Gruppe H, Hybridfixateur -----	81
3.2.3	Gruppe I, UTN + Pinlessfixateur -----	82
3.2.4	Gruppe J, UTN + 5- Loch LC- DCP -----	83
3.3	Steifigkeit -----	84
3.3.1	Deskriptive Analysen -----	85
3.3.2	Regression Modell 4 für LOG(STEIF50)= LSTEIF50 --	85
3.4	Maximale Krafteinleitung -----	86
3.4.1	Deskriptive Analysen -----	87
3.4.2	Regression Modell 4 für LOG(MAXLOAD)= MAXLOAD 88	
3.5	Rotationen -----	88
3.5.1	Rotationen in Varus- /Valgusrichtung-----	89
3.5.1.1	Deskriptive Analysen -----	93
3.5.1.2	Least Squares Means -----	94
3.5.1.3	Differences of Least Squares Means-----	94
3.5.2	Rotationen in Ante- und Retrokursionsrichtung ----	94
3.5.2.1	Deskriptive Analysen -----	99
3.5.2.2	Least Squares Means -----	100
3.5.2.3	Differences of Least Squares Means-----	100
3.5.3	Innen- und Außenrotationen-----	100
3.5.3.1	Deskriptive Analysen -----	104
3.5.3.2	Least Squares Means -----	105

3.5.3.3	Differences of Least Squares Means-----	105
3.6	Translationen-----	105
3.7	Rotationen im gruppeninternen Vergleich -----	107
3.8	Betrachtung der Röntgenbilder-----	110
3.9	Betrachtung der Implantate nach Explantation-----	110
3.10	Statistische Ergebnisse -----	111
3.10.1	Korrelationen-----	111
3.10.2	Outcomes -----	111
3.10.3	Implantateffekte -----	111
4	DISKUSSION -----	113
4.1	Diskussion der Methodik -----	113
4.1.1	Frakturklassifikation-----	113
4.1.2	Statistik und Einteilung -----	114
4.1.3	Konstruktion der Fixateure-----	114
4.1.4	Insertionspunkt des UTN -----	115
4.1.5	Einbettung und Einspannung in den Druckprüfstand --	115
4.1.6	Krafteinleitung -----	116
4.1.7	Wegsteuerung – statischer Versuch -----	117
4.1.8	Abbruchkriterien -----	118
4.2	Diskussion der Ergebnisse-----	118
4.2.1	Übertragbarkeit der Ergebnisse -----	118
4.2.2	Aussagekraft der einzelnen Ergebnisse -----	118
4.2.3	Biologie vs. Steifigkeit der Osteosynthese -----	121
4.2.4	Eigenschaften der einzelnen Implantate -----	124
4.2.5	Additive Fibulaverplattung-----	130
4.2.6	Ausschlüsse-----	130
4.3	Schlussfolgerung -----	131
5	ZUSAMMENFASSUNG-----	134
6	DANKSAGUNG-----	136
7	ANHANG -----	138
8	LITERATURVERZEICHNIS -----	139
9	LEBENS LAUF -----	148

1 Grundlagen

1.1 Einleitung

Die osteosynthetische Behandlung von Tibiaschaftfrakturen ist vor allem seit der Einführung von Verriegelungsmarknägeln verbessert worden. Früher führten offene Tibiafrakturen häufig zu Amputationen, um das Leben des Patienten zu retten. Heute muss dieser beeinträchtigende Eingriff seltener vorgenommen werden. Achsfehlstellungen, Infekte sowie Pseudarthrosen sind nach den Angaben der Literatur, unabhängig vom Therapiekonzept, selten geworden.

Bei genauerem Studium der Publikationen zeigt sich, dass bei proximalen Tibiaschaftfrakturen, als einem besonderen Anteil der Gesamtheit der Tibiaschaftfrakturen, deutlich schlechtere klinische Ergebnisse erzielt werden und sowohl Heilungsverzögerungen als auch Fehlstellungen häufig festzustellen sind.

Es finden sich deutlich mehr Veröffentlichungen klinischer wie auch biomechanischer Studien über Tibiakopffrakturen oder diaphysäre Frakturen des mittleren Tibiadrittels als über proximale Tibiaschaftfrakturen. Dabei wäre gerade bei diesen biomechanisch wie auch biologisch schwierig zu versorgenden Frakturen Forschung, die zu einer Verbesserung der Ergebnisse führen würde, notwendig.

Mit Hilfe biomechanischer Versuche will die vorliegende Arbeit die Eignung mehrerer verschiedenartiger Implantate, bzw. der Kombination zweier Implantate, welche bei proximalen Tibiaschaftfrakturen verwendet werden können, untersuchen und eine darauf gestützte Therapieempfehlung geben.

1.2 Anatomie und Biomechanik

1.2.1 Makroskopische Anatomie



Abbildung 1: Tibia von vorne [1].

Das knöchernerne Gerüst des Unterschenkels besteht aus Tibia und Fibula.

Beide gehören zu den langen Röhrenknochen.

Die Tibia (Abbildung 1) ist der größere Knochen und liegt medial. Nach dem Femur ist sie der größte Knochen des menschlichen Körpers.

Tibia und Fibula sind in der Articulatio tibiofibularis, über die Membrana interossea cruris und die Syndesmosis tibiofibularis miteinander verbunden. Proximal ist die Tibia zur Epiphyse erweitert, um dem distalen Ende des Femur genug Fläche für die Übertragung des Körpergewichts zu bieten. Das Kniegelenk wird durch den Femur, die Patella, sowie die Tibia gebildet. Die Fibula ist daran nicht beteiligt. Distal bilden die beiden Unterschenkelknochen gemeinsam mit dem Talus das Sprunggelenk. Aber auch hier trägt die Tibia die alleinige Last. Ein Drittel der Tibiaoberfläche ist von der antero- medialen Haut, die anderen 2 Drittel sind von Muskeln bedeckt [2].

Die Markhöhle der Tibia ist proximal- metaphysär trompetenartig erweitert und bildet im Schaftbereich einen längeren, zylindrischen Isthmus [3-6].

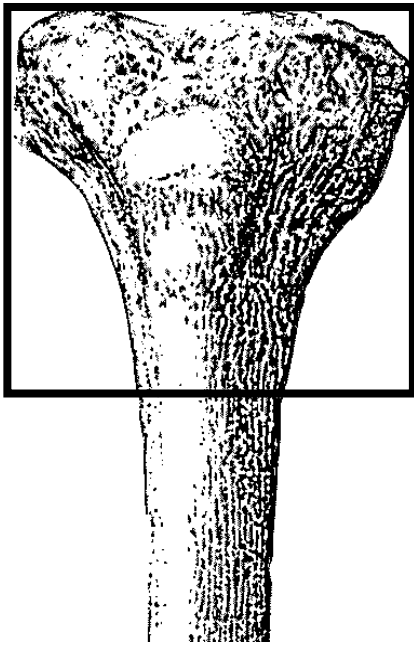


Abbildung 2: Definition der proximalen Tibiametaphyse durch ein Quadrat, dessen Kantenlänge durch die maximale Breite der Epiphyse festgelegt ist [7].

Die Tibia wird in drei Abschnitte unterteilt: die proximale Epiphyse, die Diaphyse und die distale Epiphyse.

Die Abgrenzung der Epiphyse zur Diaphyse entspricht einem Quadrat (Abbildung 2), wobei die Seitenlänge dieses Quadrates mit der Tibiaplateaubreite übereinstimmt [7].

Am Kniegelenk bilden der Condylus medialis und lateralis die Basis der Gelenkflächen, der Facies articularis anterior. Die Gelenkflächen der proximalen Epiphyse haben eine leichte

Retrokuration von ca. 3° - 7° . Die Auswärtsstellung der Füße bei frontaler Stellung erklärt sich dadurch, dass das distale Ende der Tibia gegenüber dem proximalen um durchschnittlich 23° nach außen rotiert ist. Zwischen den Kniegelenksflächen liegt eine kleine Erhebung, die Eminentia intercondylaris, an welcher das vordere und das hintere Kreuzband ansetzen. Am Übergang zur Diaphyse liegt an der Tibiavorderkante die Tuberositas tibiae.

Die Diaphyse ist im Querschnitt nahezu dreikantig. Die Vorderkante ist S- förmig geschwungen und ist beim Menschen gut tastbar. Zum distalen Drittel hin runden sich die Kanten ab. An dieser Stelle hat die Tibia auch ihren kleinsten Querschnitt.

An der distalen Epiphyse bildet die Tibia auf der Innenseite den Malleolus medialis, dessen unteres Ende durch die Facies articularis inferior gebildet wird.

Die proximale Tibia ist der Ansatz- und Ursprungsort mehrerer Muskeln. Am Condylus lateralis setzt der Tractus iliotibialis, an der Tuberositas tibiae das Ligamentum patellae und medial davon die Musculi sartorius, gracilis und semitendinosus an. Auf der dorsalen Seite ist der Ansatz der Musculi semimembranosus und popliteus. Ventral haben der Musculus tibialis anterior, dorsal die Musculi soleus und tibialis posterior ihren Ursprung. [8-11].

1.2.2 Blutversorgung von langen Röhrenknochen

Arteriell wird die Tibia von 3 verschiedenen Systemen versorgt:

- Über das Foramen nutricium der Diaphyse versorgt die Arteria nutritia das Innere des Knochens. In der Markhöhle teilt sie sich in einen auf- und einen absteigenden Ast auf, welche im weiteren Verlauf zu Arteriolen werden und bis zur äußeren Kortexschicht ziehen. Dies ist der wesentliche Teil der Blutversorgung des inneren Markraumes und der Kompakta.
- Mehrere kleine meta- und epiphysäre Arterien versorgen den Knochen von den Enden her. Sie anastomisieren, sobald der Knochen ausgewachsen ist, mit den Endästen der Arteria nutritia.
- Die periostalen Arteriolen, welche aus den Kollateralen der Extremitäten und der Muskeln stammen, versorgen die äußere Kortikalis und das Periost.

Aus den 3 verschiedenen Arteriensystemen bilden sich wiederum 3 Kapillarnetze:

- Als zum Teil funktionell inaktives System existiert das aus der Arteria nutritia gebildete medulläre Kapillarnetz.
- Das kortikale Kapillarnetz befindet sich in den Haversschen Kanälen der Osteone. Über die Volkmannschen Kanäle ist es mit dem periostalen und medullären Netz verbunden.
- Das periostale Kapillarnetz besteht aus je 3 Arterien- und Venennetzen. Es ist größer, als das zwischen dem kortikalen und medullären Gefäßnetz verbindende Netz. Außerdem steht es in engem Kontakt zu den Muskeln [12-15].

Der venöse Abfluss des Röhrenknochens erfolgt über ein Netz von Venolen in zentraler Richtung in den medullären Venensinus. Vom Markraum fließt das Blut über metaphysäre Venen in den venösen Blutkreislauf zurück [13, 16, 17].

1.2.3 Knochenaufbau

Knochen gehören zur Gruppe der bindegewebigen Organe. Sie bestehen zu etwa 30 % aus organischen und 70 % anorganischen Bestandteilen. Sie erfüllen nicht nur mechanische Stützfunktionen, sondern spielen bei der Homöostase von Mineralien, vor allem der Kalzium- und Phosphationen, eine wichtige Rolle. Knochen sind so gebaut, dass sie bei geringem Gewicht größtmöglichen Widerstand gegen mechanische Belastungen leisten können. Um sich Belastungsänderungen anzupassen, unterliegen sie einem ständigen Umbau.

Makroskopisch lassen sich im Querschnitt der Röhrenknochen 2 Bauformen unterscheiden:

- An der Außenseite befindet sich die homogen aussehende, dichte Substantia compacta, die etwa 80 % der Knochenmasse ausmacht.
- Im Innern befindet sich die schwammartige Substantia spongiosa, die mit blutbildendem Knochenmark, Fettmark und Blutgefäßen gefüllt ist und ungefähr 20 % der Masse darstellt.

Während die Diaphyse eine kräftige Kompakta, aber keine Spongiosa hat, bilden die Trabekel der Spongiosa in der Epiphyse ein dichtes Netz. Die Kompakta ist dort deutlich dünner. Die Gelenkfläche wird durch einen Überzug aus hyalinem Knorpel vor Abrieb geschützt.

Die Kompakta setzt sich mikroskopisch aus Osteonen zusammen, die aus einem engen Haverkanal, Arterien, Kapillaren, Venen und Nervenfasern bestehen. Um diese herum lagern sich bis zu 6 Lamellen. Die Haversschen Systeme werden über quer liegende Volkmannsche Kanäle miteinander verbunden.

Die organische Matrix des Knochens wird durch Kollagene, Glykosaminoglykane und Chondroitinsulfat gebildet. Dem Hydroxyapatit ähnliche Kalziumsalze und Kristalle, auch aus Phosphat bestehend, machen den größten Teil des anorganischen Knochenmaterials aus. Der Rest besteht aus Carbonat, Nitrat, Natrium, Magnesium und Fluor.

Histologisch lässt sich der Knochen in 3 verschiedene Arten von Knochenzellen aufteilen: Osteozyten, Osteoblasten und Osteoklasten:

- Osteoblasten sind unreife Knochenzellen, welche mesenchymaler Abstammung sind und die organische Komponente der extrazellulären Matrix synthetisieren und sezernieren. Die Osteoblasten werden hierbei in den Knochen eingemauert. Bei erhöhter Osteoblastenaktivität kann man im Blutplasma eine von ihnen ausgehende erhöhte alkalische Phosphataseaktivität nachweisen.
- Die aus monozytären Stammzellen des Knochenmarkes stammenden vielkernigen Osteoklasten sind Zellen, die Knochensubstanz abbauen. Sie liegen häufig in den Howship-Lakunen und enthalten saure Phosphatase [18].
- Die Osteozyten sind spindelförmig und stehen über lange Zellfortsätze untereinander, als auch mit den Osteoblasten in Verbindung. Sie befinden sich zwischen den Lamellen des kompakten Knochens [8, 10, 19, 20].

1.2.4 Biomechanik

Bei den Ursachen für die häufigen Fehlstellungen der proximalen Tibiaschaftfraktur spielt die Biomechanik eine besondere Rolle. Hierfür ist es notwendig einige Begriffe zu definieren:

- Die Steifigkeit ist der Proportionalitätsfaktor zwischen Kraft und Bewegung [21]. Er ist nur in den Bereichen linearer Abhängigkeiten konstant. Im Schaubild (Abbildung 3) wird

die Steifigkeit durch die Näherungsgerade im linearen Bereich dargestellt.

- Der häufig gebrauchte Begriff Stabilität ist physikalisch nicht definiert, gleichwohl er im klinischen Sprachgebrauch sinnvoll und gebräuchlich ist.
- Unter Festigkeit versteht man den Widerstand eines Körpers gegenüber allen Formänderungen.
- Nimmt ein Körper nach Wegfall einer äußeren Kraft wieder seine alte Form an, dann ist er elastisch.
- Ist eine Formänderung nach Krafteinwirkung von Dauer, dann ist der Körper plastisch.
- Bei Zunahme einer einwirkenden Kraft auf einen Körper erreicht man zuerst die Elastizitätsgrenze, dann die Bruchgrenze [22].

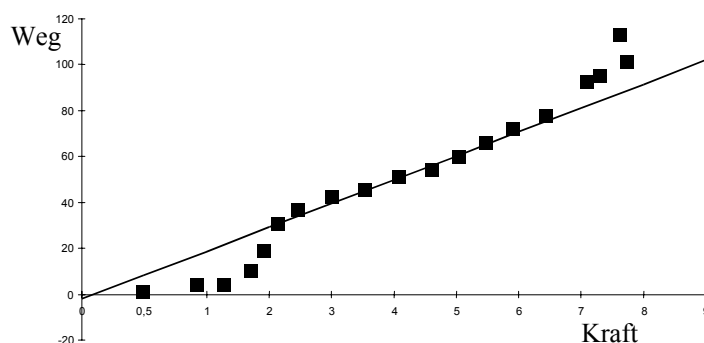


Abbildung 3: Definition der Steifigkeit als Steigung der Regressionsgeraden im linearen Abhängigkeitsbereich der Kraft- Weg- Kurve.

Der Knochen ist mit einer Dichte von 2 bis 3 g/ml nach den Zähnen das zweitschwerste Gewebe des

menschlichen Körpers. Um bei höchster

Festigkeit ein möglichst geringes Gewicht zu haben, besteht der Röhrenknochen aus einer festen, dichten Rinde, die in ihrer Form und Dicke den mechanischen Beanspruchungen angepasst ist und einem inneren Hohlraum, der teilweise mit Knochenbälkchen gefüllt ist. Diese sind in ihrer Verteilung und Ausrichtung den auftretenden Belastungen angepasst. Durch diese sogenannte trajektorielle Bauweise, d.h. der Ausrichtung der Knochenbälkchen nach der Belastungsrichtung, ist das Innere des Knochens bei physiologischer Belastung biegungsfrei, es herrschen nur Zug- und Druckspannungen.

Wenn man den Knochen als Röhre vereinfacht, kann man die Leichtgewichtsbauweise des Knochens in einem mathematischen Modell beschreiben:

Der Widerstand von Röhren ist definiert als:

$$W = k \frac{(D^4 - d^4)}{D}$$

wobei D dem Außendurchmesser, d dem Innendurchmesser, k einer Konstante $\pi/32$ und W dem Widerstandsmoment entspricht. Setzen wir also in einer Modellrechnung $d=0$ und $D=1$, das wäre ein massiver Stab mit dem Durchmesser 1, ergäbe die Rechnung $W=k \cdot D^3$. Vernachlässigt man die Konstante, wäre das Ergebnis des Widerstandes $W=1$.

In einer Vergleichsrechnung mit $d=D/2$ und $D=1$, einer hohlen Röhre mit gleichem Außendurchmesser, würde bei Vernachlässigung der Konstanten das Widerstandsmoment $W=(1^4 - 0,5^4)/1=0,94$ betragen.

Auch das Gewicht lässt sich bei Annahme einer Röhre und regelmäßiger Knochendichte berechnen. Durch die

Kreisflächenberechnung wird die Fläche A eines Röhrenquerschnittes mit πr^2 berechnet, wobei r dem Radius und π der Kreiskonstante ($\sim 3,14$) entspricht.

Bei dem vorhergehenden Beispiel ergäbe das eine Gewichtsersparnis der hohlen Röhre von etwa 25 % bei einem Widerstandsmoment von 94 % gegenüber der massiven Röhre.

Der menschliche Knochen hat durch diese Bauweise nur einen Anteil von etwa 10 % am Gesamtkörpergewicht, davon entfallen 30 % auf das Knochenmark [8].

Bei der Betrachtung der Gesamtsteifigkeit muss angemerkt werden, dass die Geometrie des Knochens weit wichtiger ist, als die Materialsteifigkeit. Während letztere linear in die Berechnung eingeht, kann die Geometrie bis zur 4. Potenz einwirken [23].

Die Schaftachse der Tibia stimmt beim gesunden Menschen mit der Traglinie überein. Bei Belastung erhält der Tibiaschaft an der Vorderkante Zugspannungen, an der Hinterkante Druckspannungen. Da die Druckspannungen höher sind, besitzt die hintere Kante eine dickere Kortikalis.

Als weitere Anpassung auf die größere Druckbelastung besitzen Knochen eine höhere Druck- als Zugfestigkeit. Diese stehen etwa im Verhältnis 4:3. Die Festigkeit des Knochens ist bei Frauen geringer als bei Männern und nimmt bei beiden im Alter ab [10, 24].

1.3 Frakturheilung und Klassifikation

1.3.1 Knochenbruchheilung

Die wichtigste Funktion der Knochenbruchheilung besteht in der Wiederherstellung der mechanischen Funktion [6]. Radiologisch und klinisch lässt sich dabei eine Kallusbildung beobachten, welche im Verlaufe der Zeit an Stabilität zunimmt, bis der frakturierte Knochen wieder vollständig belastbar ist.

Beim Knochen ist im Gegensatz zu sonstigem biologischen Gewebe eine restitutio ad integrum möglich [25].

Für jede Knochenbruchheilung ist es überaus wichtig, dass die Fragmente durchblutet werden. Dies gilt vor allem für operative Eingriffe, da dort die zusätzliche iatrogene Weichteilverletzung das Ziel der Heilung konterkarieren [26].

Wichtig für das funktionelle Ergebnis ist weiterhin die korrekte Reposition der Fragmente nach Länge, Rotation und Versatz [8, 10, 23, 27].

Zwei verschiedene Prinzipien der Frakturheilung werden unterschieden:

1.3.1.1 Sekundäre Frakturheilung

Von sekundärer, indirekter oder natürlicher Frakturheilung spricht man, wenn das Frakturhämatom zunächst zu fibroartilaginärem Kallus, einem straffem Bindegewebe, umgebaut wird. Aufgrund der mangelnden Durchblutung der Bruchenden infolge der Verletzung entsteht eine Knochennekrose von wenigen Millimetern. Daher ist eine geringfügige primäre Verkürzung notwendig, um den zur Heilung unverzichtbaren Fragmentkontakt zu erreichen. Dieses Stadium ist am Röntgenbild innerhalb der ersten zwei Wochen anhand der Verbreiterung des Bruchspaltes zu erkennen.

Die in die Bruchzone eingewanderten Bindegewebszellen differenzieren sich unter der relativen mechanischen Ruhe zu knorpelähnlichen Zellen um. Die Osteoprogenitorzellen des Periostes

und des Endostes bilden daraus den ossären Kallus, aus dem ein stabiler Lamellenknochen entsteht.

Unter der Belastung durch Anspannung der Muskulatur oder funktionellem Einsatz des Extremitätenabschnittes verfestigt und verdichtet sich der Knochen immer mehr. Der anfangs oft kugelförmige Kallus flacht sich ab, so dass letztlich nach Monaten oder Jahren nurmehr eine unwesentliche Verdichtung der Knochenrinde als Zeichen des ehemaligen Knochenbruches verbleibt.

Diese Form der Frakturheilung tritt nur dann auf, wenn es im Frakturspalt zu Mikrobewegungen kommt. Ohne iatrogene Beeinflussung würde auf diese Weise eine Fraktur, wenn auch oft mit Fehlstellung, heilen.

1.3.1.2 Primäre Frakturheilung

Die primäre Frakturheilung ist eine Form der Frakturheilung, wie sie nur durch eine absolut ruhigstellende Fixierung der Knochenfragmente durch Kompressionsosteosynthese erzielt werden kann. In diesem Fall kann dann nur noch Druck auf die Frakturflächen einwirken.

Diese Art der Frakturheilung kommt ohne sichtbaren Kallus aus. Nach Wiederdurchblutung der unfallbedingten Vitalitätsstörung an den Knochenbruchenden sprossen aus der gebrochenen Knochenoberfläche selbst Zellen aus, die den Bruchspalt in gegenseitiger Richtung unter Bildung neuen Knochengewebes überkreuzen. So kommt es zu einer zunehmenden Vernetzung des Bruchspaltes durch neu gebildeten Knochen. Im Röntgenbild zeigt sich dies an einem immer unschärfer werdenden Frakturspalt. Unabdingbar dafür ist allerdings eine vollkommene mechanische Ruhigstellung.

1.3.2 AO- Klassifikation der Frakturen

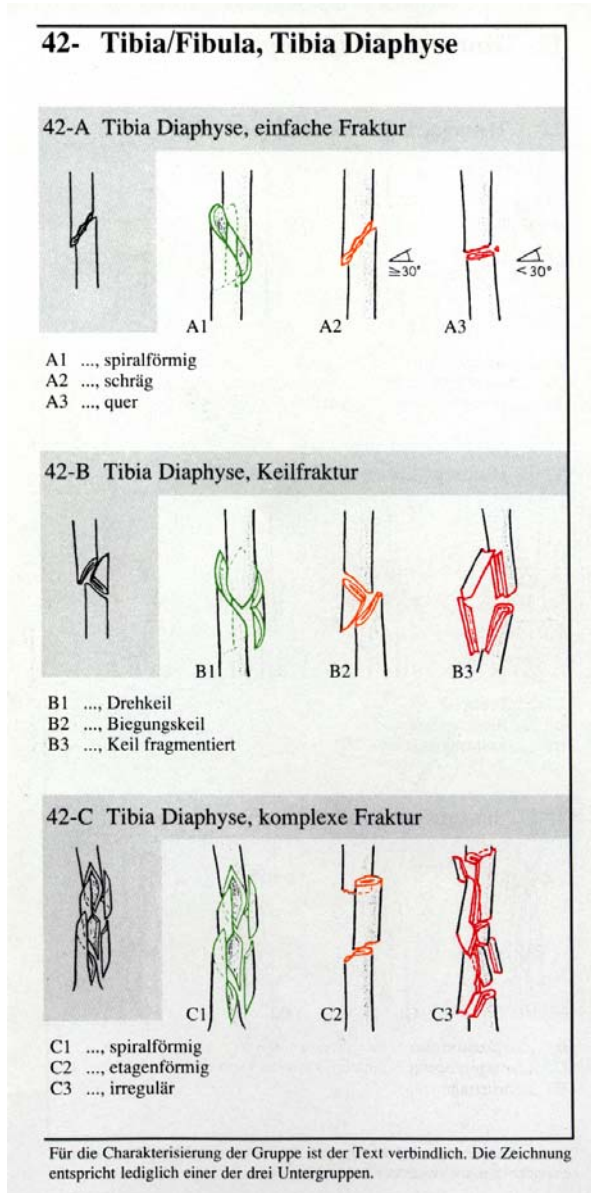


Abbildung 4: AO- Klassifikation nach Müller am Beispiel der diaphysären Tibiafraktur [7]

Die AO- Klassifikation stellt ein umfassendes System für die Klassifikation aller Frakturen des Menschen dar. In ihr sind alle Frakturen jedes Knochensegments ihren morphologischen Eigenschaften entsprechend in Typen, Gruppen und Untergruppen gegliedert. Die Klassifikation (Abbildung 4) spiegelt den zunehmenden Schweregrad und die Heilungsprognose der Fraktur wider.

Die Einteilung der jeweiligen Fraktur besteht aus deren Lokalisation und Morphologie. Die Lokalisation wird mit zwei Ziffern bezeichnet. Mit der ersten Ziffer wird der verletzte Knochen benannt. Mit der nächsten Ziffer wird auf die Lokalisation der Fraktur am Knochen verwiesen. Bei komplexen Frakturen wird das

Frakturzentrum zur Festlegung der Zugehörigkeit benutzt. Die weitere Untergliederung folgt durch einen Buchstaben und zwei Ziffern in Typ, Unterteilung und Untergruppe. Damit werden sowohl einfache und mehrfragmentäre, als auch intra- und extraartikuläre Frakturen erfasst [7].

1.4 Tibiafrakturen

1.4.1 Unfallhergang

Bei der Ursache von Tibiaschaftfrakturen zeigte sich in den letzten 20 Jahren teilweise eine Konkordanz der Ursachen und ihrer Gewichtung:

Rüedi [28] teilte die Ursache der Frakturen, welche er von 1966- 72 untersuchte, auf in 42,8 % Sport- , 36,5 % Verkehrs- und 7,1 % Arbeitsunfälle auf. 58 der 425 untersuchten Frakturen entstanden aus anderen Gründen.

In einer Arbeit von Strecker [29] werden die Unfallursachen von 1990- 95 aufgeschlüsselt in 35 % Motorrad- , 15 % Sport- , 13 % Arbeits- 10 % PKW und 27 % sonstige Unfälle. Auffallend ist die Verteilung zwischen den Geschlechtern: Die Männer bilden mit 72,5 % das deutlich größere Kollektiv.

Müller [30] verzeichnete bei seinen Untersuchungen 34 % Motorradunfälle, 21 % Autounfälle, 18 % verletzte Fußgänger, 6 % Fahrradunfälle und 4 % LKW- Unfälle. Des weiteren gab es 9 % Sturz aus geringer Höhe, 6 % Sportunfälle und 4,5 % Sonstige. Auch hier zeigt sich mit 72 % ein Überwiegen des männlichen Anteils an den Patienten.

Autor	Jahr	Verkehrsunfal	Arbeitsunfal	Sport-	Anteil
-------	------	---------------	--------------	--------	--------

		I	II	unfall	Männer
Rüedi	1966-72	36,5 %	7,1 %	42,8 %	k.A.
Strecke r	1990-95	45 %	13 %	15 %	72,5 %
Müller	1998	83 %	k.A.	6 %	72 %

Tabelle 1: Aufschlüsselung der Unfallursachen bei Tibiaschaftfrakturen

Man kann aus diesen Publikationen eine relative Abnahme der Sportverletzungen, mit gleichzeitiger Zunahme der Verkehrsunfälle erkennen. Ein Schwerpunkt dieser Frakturen beim männlichen Geschlecht ist deutlich zu sehen.

1.4.2 Biomechanik der proximalen Tibiaschaftfraktur

Bevor man die proximale Tibiaschaftfraktur im besonderen untersucht, muss erst die generelle Veränderung eines Knochens bei einer Fraktur betrachtet werden:

Eine Fraktur ist als vollständige oder partielle Kontinuitätsunterbrechung eines Knochens definiert. Sie entsteht dadurch, dass die einwirkende Belastung größer ist als die Festigkeit des Knochens.

Am häufigsten kommt die traumatische Fraktur vor, die durch eine mechanische Überbeanspruchung des Knochengewebes entsteht. Durch die Fraktur verliert der Knochen in erster Linie seine Steifigkeit. Damit kann er seine Funktion als Stützgewebe nicht mehr ausreichend erfüllen.

Frakturen der proximalen Tibia weisen anatomisch bedingt einige biomechanische Besonderheiten auf:

- Zum einen ist dies die Kürze des Fragmentes, welches nur geringen Halt im umgebenden Weichteilmantel findet. Diese

bietet angreifenden Kräften eine bessere Möglichkeit zur Dislokation.

- Zum anderen ist das proximale Fragment erheblichen sekundär dislozierenden Kräften ausgesetzt.

Das proximale Tibiaplateau ist um etwa 5° retrovertiert und im Vergleich zur Tibiaschaftachse auch retropositioniert. Bei physiologischer Belastung entsteht daher eine Dorsalabkippungstendenz. Zusätzlich verstärkt die Zugwirkung des Musculus quadriceps an der Tuberositas tibiae und des Musculus soleus dorsalseitig diese Tendenz. Bei Belastung übernimmt die mediale Gelenkfläche ungefähr 60 % der von der Femur übertragenen Kraft [24, 31].

Bei der Versorgung von proximalen Tibiafrakturen mittels Marknägeln besteht weiterhin das Problem, dass diese in der proximalen Metaphyse wegen der trompetenartigen Erweiterung der Markhöhle eine schlechte Verklebung erfahren [3-6].

1.5 Behandlung der Tibiaschaftfraktur

1.5.1 Historische Entwicklung der Therapie von Tibiafrakturen

Schon 1477 experimentierte Hans von Gerssdorf mit Extensionsvorrichtungen bei Unterschenkelfrakturen. Er legte großen Wert auf die offene Behandlung offener Frakturen. 100 Jahre später betonte Purmann, Feldschär des Kurfürsten von Brandenburg, die Wichtigkeit der Behandlung und Ruhigstellung, wofür er jedoch nur eine Schiene benutzte.

Erst mit der Industrialisierung begann die systematische Entwicklung der Frakturbehandlung. Malgaigne entwickelte 1842 die “Malgaigne Klammer”, einen Vorläufer des Zangenfixateurs [32, 33].

Sauter (1812) und Mojsisovics (1842) empfahlen bei Unterschenkelfrakturen zu Beginn die Extensionsbehandlung. Aber schon Bardenheuer war sich über die negativen Auswirkungen einer Ruhigstellung im klaren.

Billroth wies 1869 darauf hin, dass eine gute Fixierung der Fragmente für eine problemlose Heilung ohne Entzündung unabdingbar sei.

1897 beschrieb Parkhill die erste externe Montage zur Fixation von Röhrenknochen [33].

Lambotte benutzte erstmalig neben der Knochenbolzung, der Knochenschraube und der Cerclage eine externe Fixierung.

1931 schreibt Fritz König, dass er das “Lambottsche Instrument” vielfach mit Erfolg angewendet habe.

Robert Danis, ein Schüler Lambottes, erkannte, dass zwei Elemente die Frakturheilung begünstigen: Zum einen die Kompression des Frakturspaltes, zum anderen die globale Kompression der Frakturzone in der Längsrichtung des Knochens durch eine Kompressionsplatte. Er beobachtete hierbei eine Knochenheilung fast ohne sichtbare Kallusbildung.

Eine ganz neue Richtung schlug dann Küntscher 1940 mit der intramedullären Marknagelung ein. Damit verwirklichte er im Gegensatz zu bisherigen Methoden die Stabilisierung des Knochens von der Markhöhle her. Bei dieser inneren Schienung bildete sich aufgrund geringfügiger Beweglichkeit der Fragmente ein klassischer Reizkallus. 1946 begann Küntscher dann mit der Aufbohrung des Markkanals. Entgegen der Warnungen anderer Wissenschaftler

ergaben sich bei der Blutversorgung des Knochens nach der Marknagelung keine Probleme, da der Knochen das zerstörte medulläre Zirkulationssystem über Anastomosen der kortikalen Schicht kompensiert. Durch die Aufbohrung des Markraumes wurde es möglich Nägel mit größerem Querschnitt zu implantieren [34].

In den Jahren 1940 bis 1960 gab es aufgrund schlechter Spätergebnisse Kontroversen über die operative oder konservative Frakturbehandlung. In der Schweiz beispielsweise wurden zu dieser Zeit etwa $\frac{1}{4}$ der Tibiafrakturen operiert. Beide Verfahren zeigten aber mit etwa 30 % Dauerschäden gleich schlechte Ergebnisse.

Im Jahr 1952 ließ Ilizarov seine Idee, die Fraktur mit an Ringen gespannten Kirschnerdrähten zu fixieren patentieren. Damit war es möglich, Frakturen und Pseudarthrosen zu stabilisieren, aber auch der Segmenttransport zur Osteogenese wurde damit ermöglicht [35]. In den westlichen Staaten wurde diese Methode erst sehr viel später aufgegriffen.

1958 gründeten allgemeine und orthopädische Chirurgen die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO), um in der operativen Chirurgie standardisierte, moderne Verfahren und Implantate verwenden zu können. Als Ausgangspunkt wurde die Hypothese der vier Prinzipien der Osteosynthese aufgestellt:

- anatomische Rekonstruktion
- stabile Fixation
- gewebeschonendes Operieren
- Vermeidung der Immobilisierungskrankheit durch sofortige, postoperative aktive Funktion unter Vermeidung einer sofortigen und ständigen äußeren Fixation

Vier Gefahren waren bei sowie nach der Operation von Frakturen zu berücksichtigen und zu verhindern: Hämatombildung durch die Drainage, Ödeme durch Hochlagerung, die Reduktion der Feuchtigkeit des Verbandes durch offene Wundbehandlung und die Frakturkrankheit durch die aktive, schmerzlose postoperative Mobilisation. Die Zahl der Dauerschäden ließ sich im Laufe der Jahre um mehr als die Hälfte senken [36].

Um 1960 wurden gute klinische Ergebnisse mit dem Hoffmann- und dem modifizierten Vidal- Adrey- Rahmen, einer externen Fixierung, berichtet [33]. In den Sechziger und Siebziger Jahren des 20. Jahrhunderts wurde der Marknagel durch das Aufkommen der Plattenosteosynthese vorübergehend verdrängt [37, 38].

1968 stellte Küntscher auf dem Chirurgenkongress in München einen veränderten Nagel vor. Dieser hatte proximal und distal je eine Querbohrung, die es erlaubten, in jedes Fragment eine Querverriegelung zu platzieren und damit Längen- und Rotationsstabilität zu ermöglichen. Klemm und Schellmann entwickelten darauf aufbauend einen Verriegelungsnagel, der dann 1972 der Öffentlichkeit vorgestellt wurde. Dadurch konnte die Indikationsbreite des Marknagels auf das 2.- 4. Tibiafünftel erweitert werden [39-41]. Daraufhin verdrängte die Marknagelung wieder vermehrt die Plattenosteosynthese [37, 38].

In der zweiten Hälfte der 80er Jahre des 20. Jahrhunderts wurde aufgrund der Häufung von Wundheilungsstörungen und Infektionen die Technik der Plattenosteosynthese grundlegend geändert. Die akribisch genaue Rekonstruktion stand nicht mehr im Mittelpunkt, sondern die möglichst geringe Auflagefläche der Platte und eine möglichst weichteilschonende Operationsmethode.

Bei der offenen Reposition wurde auf Länge, Achse und Rotationsrichtung des Knochens geachtet und dieser Stellung

osteosynthetisch fixiert. Dieses Prinzip nannte man biologische Plattenosteosynthese. Nach wie vor stand bei Gelenkfrakturen die anatomische Reposition im Vordergrund.

Resultat dieser Bemühungen war u.a. auch die Neuentwicklung der Limited Contact- Dynamic Compression Plate (LC- DCP) und des PC- Fix, zweier Platten mit geringerem Knochenkontakt. Bei der LC- DCP wurde auch das bioverträglichere Reintitan verwendet [42].

Mit der Einführung der neuen Generation der unaufgebohrten Tibiamarknägeln, wie dem AO- Tibiaverriegelungsmarknagels von 1991, wurde der bei schweren Weichteilverletzungen oft benutzte Fixateur externe immer weiter verdrängt [34, 43].

Nach wie vor hat er aber seinen Stellenwert, vor allem in der Primärversorgung Mehrfachverletzter mit schweren Weichteilschaden.

Ab 1988 begann die AO einen Pinless- Zangenfixateur, einen temporären, bedingt steifen Fixateur zu entwickeln, der, wie der Name schon andeutet, den Markraum nicht eröffnet [43].

1.5.2 Aktuelle Möglichkeiten der Behandlung proximaler Tibiaschaftfrakturen

Derzeit gibt es eine Vielzahl an Implantaten, mit denen proximale Tibiaschaftfrakturen stabilisiert werden können. Diese haben je nach Schwere und Art der Verletzung teilweise unterschiedliche Einsatzgebiete. Hier werden nur exemplarisch einige grundlegend mögliche Osteosynthesen erörtert.

Man kann die Implantate in drei grobe Gruppen einteilen: Die Fixateure, die Platten und die Marknägeln. Diese Gruppen wiederum lassen sich in noch weitere unterteilen.

In der Fraktion der Fixateure unterscheidet man grundsätzlich den Fixateur interne und den Fixateur externe, welcher u.a. den Pinless-Zangenfixateur und den Illizarovfixateur als Untergruppen besitzt.

1.5.2.1 Der Fixateur externe



Abbildung 5: Schanzschraube, Backe und Rohr

Beim klassischen Fixateur externe werden Schanzsche Schrauben, Steinmann-Nägel oder Kirschnerdrähte in die Fragmente des Knochens implantiert und

über Verbindungsbacken, sowie Stangen miteinander verbunden. Durch ein Baukastensystem (Abbildung 5) mit verschiedenen Elementen ist so eine Vielzahl an verschiedenen Konstruktionen möglich.

Als Abwandlung des gewöhnlichen Fixateurs gibt es die in einer Art “Radspeichenstruktur” gebauten Ilizarov Ringfixateure und als Kombination dieser beiden Systeme die Hybridfixateure.

Um mit dem Fixateur externe eine möglichst große Stabilität (Abbildung 6) zu erreichen, sind bei der Implantation und der Konstruktion einige Punkte zu beachten [44]:

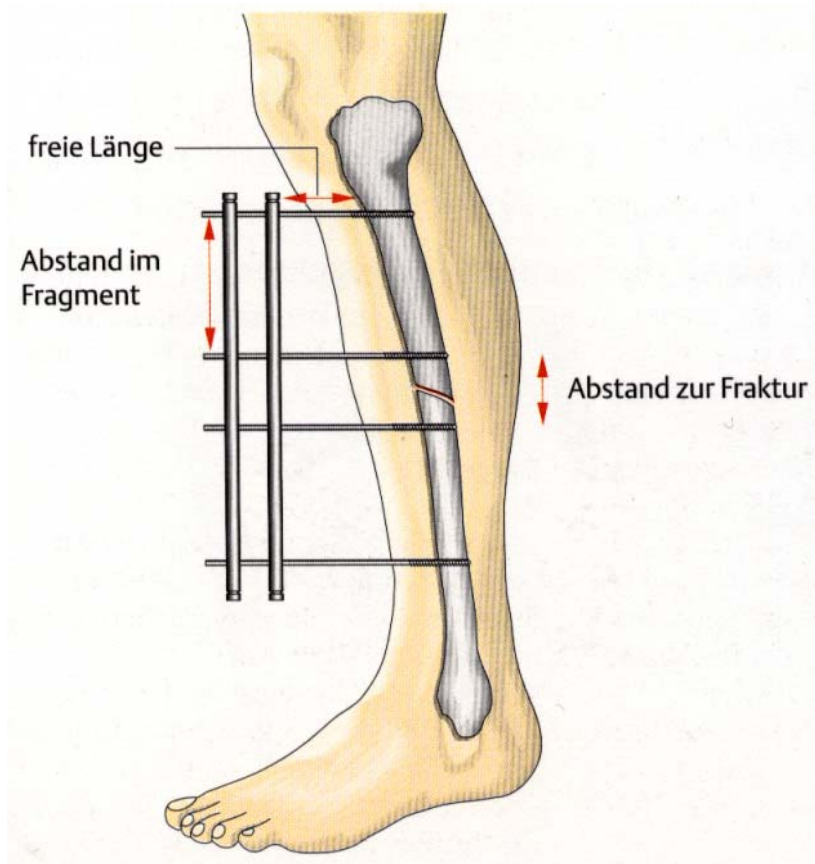


Abbildung 6: Die wesentlichen biomechanischen Faktoren für die Steifigkeit der Fixateur externe Implantation [44].

- Den höchsten Einfluss auf die axiale Steifigkeit hat die freie Länge der Schanzschen Schrauben. Sie geht mit der 3. Potenz in die Rechnung ein.
- Ein großer Abstand der Pins im Fragment bietet durch die größeren Hebelkräfte einen besseren Halt.
- Die Dicke der Schanzschen Schrauben verändert die Steifigkeit in der 3. Potenz.
- Beim Setzen der Pins ist darauf zu achten, dass der Knochen möglichst an einer Stelle mit großem Durchmesser mittig, unter Beachtung einer ausreichenden Kühlung, gebohrt wird.

Wichtig ist hierbei die gute Verankerung in beiden Kortikalices.

Die freie Länge spielt für die Steifigkeit der Fixateur eine große Rolle. Begrenzt ist sie durch den Weichteilmantel, bzw. auch dem Bewegungsausmaß [44-46].

Als Hauptindikationen für die Verwendung eines gewöhnlichen Fixateurs gelten Frakturen mit Weichteilschäden, polytraumatisierte Patienten und septische oder korrektive Operationen. Häufig wird der Fixateur externe aber auch als temporäres Implantat bis zur endgültigen operativen Stabilisierung verwendet. Der Fixateur externe stellt eine gering invasive operative Knochenstabilisierung dar und ist daher eine gewebeschonende Maßnahme.

Die Vorteile des Fixateurs liegen in der einfachen, schnellen Technik, der guten Weichteildeckung und der weitgehend schonenden Behandlung des Knochens. Seine Nachteile liegen vor allem in der je nach Konstruktion nicht vollen Belastungsmöglichkeit, den Pininfekten und den häufigen Fehlstellungen [43, 47].

Stene hat [33] Veröffentlichungen aus den Jahren 1975- 89 über Tibiafrakturen mit Pinproblemen, Fehlstellungen und Heilungszeiten gesammelt und ausgewertet. Hierbei wurden verschiedene Fixateure benutzt. Bei rund 1800 Patienten aller Studien kamen zwischen 4 % und 100 % leichte Infekte, zwischen 1 % und 26 % schwere Infekte, bis zu 78 % Heilungsstörungen und bis zu 86 % Fehlstellungen vor. Die durchschnittliche Heildauer betrug laut dieser Studien zwischen 5 und 11 Monaten.

In einer Vergleichsstudie [48] bei Tibiaschaftfrakturen mit einem ungebohrten Tibiamarknagel stellte Schandelmaier fest, dass der

Fixateur externe 26 % Pininfekte und eine größere Anzahl an Reoperationen im Vergleich zum Marknagel hat.

1.5.2.2 Der Hybridfixateur



Abbildung 7: Rohr, Backen und K- Drähte des AO- Ringfixateurs.

Der Hybridfixateur stellt eine Mischform zwischen dem klassischen Fixateur externe und dem Ilizarov-Ringfixateur dar. Bei der proximalen

Tibiaschaftfraktur werden in den distalen Schaft 2 Schanzsche Schrauben gesetzt und über ein Rohrsystem, das dem des Fixateur externe gleicht, mit einem Ring (Abbildung 7) verbunden. Dieser wird über zwei oder mehr Kirschnerdrähte, die ähnlich den Radspeichen angeordnet sind, zusammengefügt. Die Kirschnerdrähte werden unter Spannung am Ring fixiert und so das proximale Fragment des Knochens stabilisiert.

Mechanisch gesehen ist der Hybridfixateur eine komplexe Konstruktion. In einer biomechanischen Studie wies Orbay [49] darauf hin, dass sowohl bei axialer, als auch bei Torsionsbelastung die Anzahl der verwendeten Kirschnerdrähte proportional zur Steifigkeit ist.

Bei schräger Belastung ist ein maximaler Winkel der Kirschnerdrähte, möglichst mehr als 60° , zueinander wichtig. Die

Verwendung von Kirschnerdrähten mit Oliven verringert die auftretenden Scherkräfte.

Schneider [21] schlüsselte die biomechanische Bedeutung der einzelnen Elemente des Ringfixateurs auf. Diese Gesetzmäßigkeiten sind teilweise auch auf den Hybridfixateur übertragbar:

- Die Drahtspannung beeinflusst die Axial- und die Torsionssteifigkeit, da die Kirschnerdrähte dann quer zu ihrer Spannrichtung ausgelenkt werden.
- Eine Änderung des Drahtdurchmessers beeinflusst nur die Axial- und Torsionssteifigkeit, hingegen kaum die Biegesteifigkeit.
- Es ergab sich kein Zusammenhang zwischen dem Drahtwinkel und der Biegesteifigkeit.
- Die Anzahl der Drähte am Ring wirkt sich auf die Axial- und die Torsionssteifigkeit, nicht aber auf die Biegesteifigkeit aus. Die Axialsteifigkeit ist in etwa proportional zur Menge der Drähte.
- Ein größerer Ringdurchmesser verringert vor allem die Axialsteifigkeit, in geringerem Maße auch die Biegesteifigkeit und die Torsionssteifigkeit.
- Bei der Verwendung von Oliven steigt die Torsionssteifigkeit und die Biegesteifigkeit an.

Da der Ringfixateur keinem linearen System folgt, ist es wichtig, die klinisch auftretende Belastung zu kennen. In der Regel beträgt

die Axialbelastung bis etwa 300 N. Ab einer Axialkraft von etwa 1000 N rutschen die Drähte in den Klemmbacken.

Kinzl [50] zeigte auf, dass der Hybridfixateur gegenüber dem Ringfixateur größere Kipp- und Scherbewegungen zulässt. Da diese Bewegungen der Osteogenese hinderlich sind, empfiehlt er einen zusätzlichen, frakturnahen Draht, welcher mit einer der Kipprichtung entgegengesetzt gerichteter Olive besetzt ist.

Die Indikationen für die Verwendung eines Hybridfixateurs sind vergleichbar mit denen des klassischen Fixateur externe. Der besondere Vorteil liegt darin, dass mit dem Ring und den Kirschnerdrähten besonders kleine Knochenfragmente gut gefasst werden können, wie es beispielsweise bei metaphysären Frakturen mit schweren Weichteilschäden nötig ist.

Weitere Vorteile des Hybridfixateurs sind die minimale Weichteilschädigung, der zentrale Kraftfluss, die Möglichkeit der sekundären Stellungskorrektur, die Steifigkeitsveränderung und die volle Belastungsfähigkeit.

Nachteile liegen in der längeren OP- Zeit, der schlechten radiologischen Einsehbarkeit und dem geringen Tragekomfort [21, 50-53].

Es gibt in der Literatur nur wenig Daten über den klinischen Gebrauch von Ring- oder Hybridfixateuren:

Stamer [54] verzeichnete bei der Behandlung von bikondylären bei 23 Patienten mit Tibiaplateaufrakturen, welche mit Ringfixateuren versorgt wurden, drei Wundinfekte, eine tiefe Venenthrombose, eine Fehlstellung und einen Pininfekt. Er hatte 13 sehr gute, drei gute, ein mäßiges und sechs schlechte Ergebnisse.

23 Tibiafrakturen wurden bis 1992 von Schultz [53] mit Ringfixateuren versorgt, wovon eine Fraktur nicht heilte, zwei Stellungskorrekturen notwendig waren, zwei Drahtbrüche vorkamen, eine Refraktur und zwei Osteiden verzeichnet werden mussten. Die durchschnittliche Fixationszeit betrug an der Diaphyse 127 Tage, an der Metaphyse 107 Tage.

Bei Reith [55] heilten bei 14 von 16 Patienten die Unterschenkelfrakturen bei zwei Pininfekten innerhalb von 18 Wochen aus.

Einen AO- Hybridfixateur verwendete Raschke [56] bei 17 Patienten mit Tibiafrakturen. An Komplikationen hatte er zwei Valgusfehlstellungen und zwei Verkürzungen. 12 Frakturen verheilten in achsengerechter Stellung.

1.5.2.3 Der Pinless- Zangenfixateur



Abbildung 8: Einfügen einer Zange in den Knochen.

Der Pinless- Zangenfixateur ist eine neuere Entwicklung, die aus der Idee eines die Kortikalis nicht perforierenden, temporären Fixateurs entstanden ist. Bei ihm sollen die Nachteile des Fixateur externe durch Markraumpenetration, vor allem im Hinblick auf eine mögliche spätere intramedulläre Osteosynthese verhindert

werden.

Der Zangenfixateur besteht aus vier Zangen (Abbildung 10), die vorne mit einer kleinen Spitze (Abbildung 9) versehen sind. Diese werden in den Knochen eingedrückt und durch Kippbewegungen mit Hilfe eines Handgriffes (Abbildung 8) in der Kortikalis befestigt. Nach der Fixierung der Zangen werden diese durch ein Gestänge, das dem des gewöhnlichen Fixateur externe gleicht, miteinander verbunden.

Zu den Pinless- Zangenfixateuren wurden einige biomechanische Testungen vorgenommen:

Stene [33] führte dynamische und statische Tests in Vitro durch. Er untersuchte mittels Zangenfixateur stabilisierte Tibiafrakturen beim Schaf über die Dauer von fünf Wochen. Diese Untersuchungen ergaben keine signifikante Veränderung der Stabilität bei statischer, hingegen aber ein leichtes Nachgeben der Zangen bei längerer dynamischer Belastung. Elektronenmikroskopische Untersuchungen zeigten eine irreversible Osteonendeformierung.

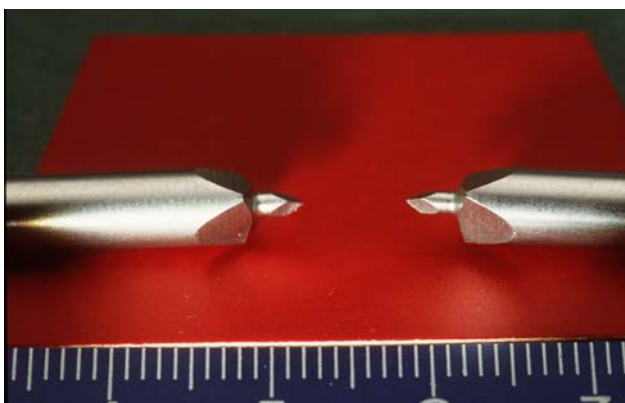


Abbildung 9: Spitzen einer Zange.

Bei der in Vivo Studie zeigte sich nach 20 Tagen eine Lockerung der Zangen um durchschnittlich 28 %. Eine durch Eigenbewegung verursachte Perforation konnte jedoch nicht nachgewiesen werden.

In einer biomechanischen Studie verglich Remiger [43] die Torsion und die Steifigkeit des Pinless- Zangenfixateurs gegen den AO-Fixateur externe und den Ultra- X- Fixateur. Er stellte eine geringere Axial- und Biegesteifigkeit des Zangenfixateurs gegenüber den zwei anderen Implantaten fest. In der Torsion war er allerdings dem Fixateur externe ebenbürtig. Remiger zeigte auf, dass durch die Verwendung zweier Fixateurrohre, möglichst kleiner Zangen und der Beachtung der Kippbewegungen beim Einbringen die Steifigkeitswerte optimiert werden können. In seinen Versuchen perforierte er gelegentlich in der Metaphyse die Kortikalis.

Die Indikationen des Pinless- Zangenfixateurs sind ein hochgradiger Weichteilschaden, eine zweit- bis drittgradig offene Fraktur, die Primärstabilisation zur Weichteilberuhigung mit der offenen Möglichkeit der Weiterbehandlung und der mögliche Einsatz in Katastrophen- und Kriegssituationen.

Der Vorteil liegt im Wegfall des Bohrens, der Markraumschonung und der einfachen primären Versorgungsmöglichkeit.

Die Nachteile sind die geringe axiale Steifigkeit, die nur temporäre Einsatzmöglichkeit, nach Möglichkeit nicht länger als sechs Wochen, die nötige Compliance des Patienten und die Notwendigkeit zweier Inzisionen je Zange [43, 57-60].

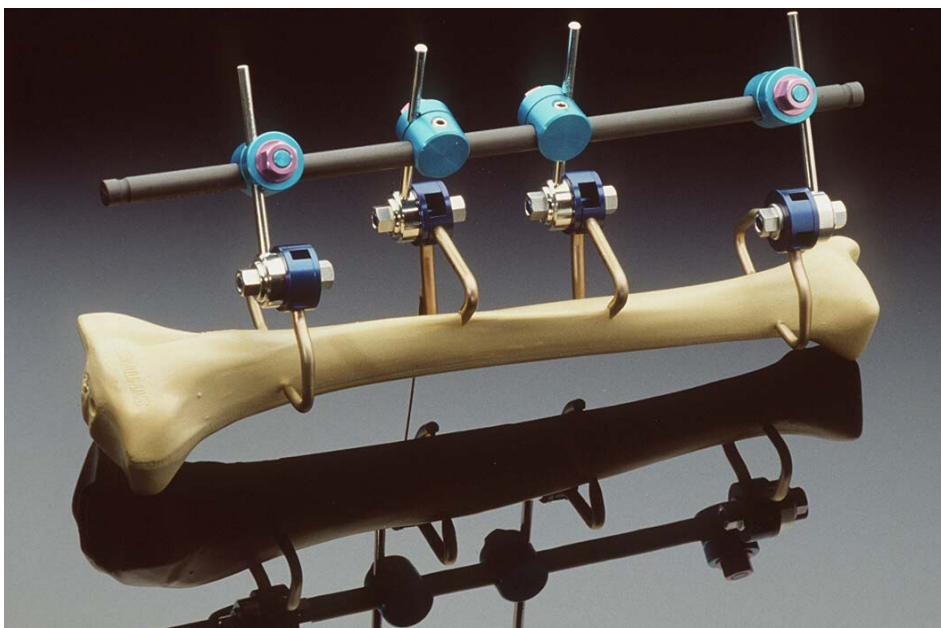


Abbildung 10: Zangenfixateur am Kunststoffmodell.

Zur klinischen Anwendung des Zangenfixateurs sind nur wenige Ergebnisse publiziert worden:

Remiger [57] versorgte 10 Patienten mit Tibiafrakturen im mittleren Drittel primär mit einem Pinless- Zangenfixateur. Bis zur definierten operativen Versorgung war nur eine Teilbelastung mit Bodenkontakt gestattet. Zur Sekundärversorgung erfolgte bei sechs Patienten die Stabilisation mittels unaufgebohrtem Marknagel, bei drei Patienten wurde ein konventioneller Fixateur externe zur Ausbehandlung angelegt, ein Patient verstarb vor der definitiven Versorgung. An Komplikationen traten drei ungewollte Penetrationen des Knochens in den Markraum und ein tiefer Infekt auf.

12 Tibiaschaftfrakturen stabilisierte Winkler [60] primär mit dem Pinless- Zangenfixateur. 11 davon wechselten später auf eine Marknagelung über. An Komplikationen traten vier positive Bakterienkulturen, eine Osteitis, eine Infektion und eine Thrombose auf.

Schütz [59] implantierte vier Patienten einen Zangenfixateur, die er sekundär mit einer Marknagelung weiterversorgte. Er hatte gute Ergebnisse zu verzeichnen.

Ebenfalls als temporäres Implantat setzte Eingartner [61] den Zangenfixateur bei 13 Tibiafrakturen mit geschlossenem und offenem Weichteilschaden ein. Später fand ein geplanter Verfahrenswechsel zur internen Stabilisierung mittels unaufgebohrten Tibiamarknägeln statt. Es trat in dieser Studie weder eine Markraumkontaminationen noch ein Infekt auf.

1.5.2.4 Der Fixateur interne

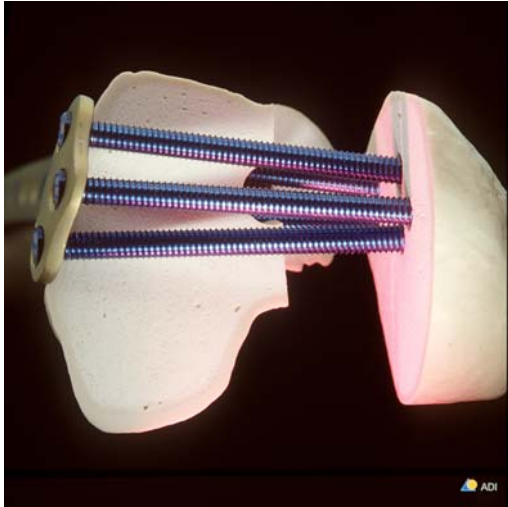


Abbildung 11: LISS an der Femurkondyle.

Bei diesem relativ neuen Verfahren verwendet man als extramedullären Fixateur interne einen plattenartigen Fixateurkörper mit selbstbohrenden, winkelstabilen, monokortikalen Schrauben. Die Winkelstabilität dieser sogenannten LISS (Less Invasive Stabilization System) beruht auf einem

Außengewinde des Schraubenkopfes und einem Innengewinde des Plattenloches (Abbildung 12). Um dieses Gewinde nicht zu beschädigen, wird ein Drehmomentschraubenzieher mit einer Beschränkung auf 4 Nm Drehmoment verwendet.

Mit Hilfe eines Insertionshandgriffes wird die LISS frakturfern eingeschoben und zwischen Muskeln und Periost zur definierten Position vorgeschoben. Über den Handgriff als Zielhilfe werden die Schrauben nach Setzen von kleinen Hautinzisionen ohne Bohrung und Gewindeschneidung eingeschraubt. Die Richtung der winkelstabilen Schrauben ist aufgrund des Handgriffes und der anatomisch angepassten Form der LISS vorgegeben.

Die Platte hat keine komprimierende Wirkung auf das Periost und liegt nicht direkt auf [62].

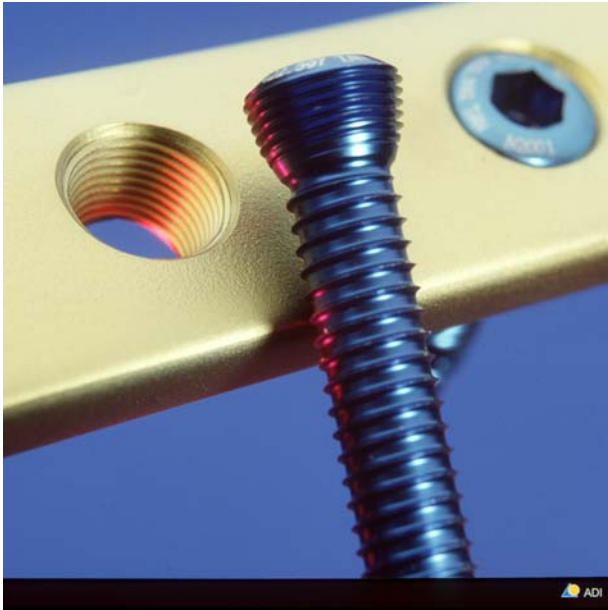


Abbildung 12: Winkelstabile Schraube der LISS.

Die Indikationen des LISS sind metaphysäre und intraartikuläre Frakturen des distalen Femurs und der proximalen Tibia, auch für Patienten mit Polytrauma oder Schädel- Hirn- Trauma. Die Vorteile dieser Osteosynthese liegen vor allem in der guten biologischen Verträglichkeit. Bei der

Operation werden die Weichteile geschont und durch die fehlende Kompression der Platte auf dem Periost bleibt die kortikale Durchblutung unter dem Kraftträger ungestört.

Zum LISS für das distale Femur (Abbildung 11) wurden bisher noch keinerlei retrospektiven Studien veröffentlicht. Die bisherigen Rückmeldungen waren aber überwiegend positiv [62-64]. Für das LISS der proximalen Tibia liegen noch keine publizierten klinischen Ergebnisse vor.

1.5.2.5 Die Abstützplattenosteosynthese

Bei der proximalen Tibiaschaftfraktur benutzt man derzeit häufig eine mediale oder laterale Tibiakopfabstützplatte als Implantat. Diese ist anatomisch vorgeformt, kann aber vom Operateur noch weiter angepasst werden. Mit gewöhnlichen Spongiosa- oder Kortikalisschrauben wird die Platte bikortikal fixiert. Die Stabilität der Osteosynthese wird über die Kompression an den Knochen mit ihrer dazugehörigen Reibung erzeugt.

Indikationen der Plattenosteosynthese liegen vor allem bei gelenknahen Frakturen und Trümmerfrakturen [42, 65].

Die Vorteile der Platte bei dieser Fraktur liegen in der guten anatomischen Reposition, der Schonung der intramedullären Gefäße, der bewegungsfreien Verbindung und der abstützenden Fixation des Gelenkblockes.

Die Nachteile liegen in der schwierigen Technik, der großen Gewebetraumatisierung, der Gefahr der Knochennekrose und der nicht vollen Belastbarkeit [42, 47, 65-67]. Die Gewebeschädigung lässt sich durch die eingeschobene Plattenosteosynthese reduzieren. An Komplikationen treten überwiegend Wundheilungsstörungen auf [68].

Klinische Studien zu Plattenosteosynthese finden sich vor allem in älteren Arbeiten:

Rüedi [28] zeigte in einer großen Nachuntersuchung, jeweils offene und geschlossene Frakturen getrennt auswertend, an 412 Tibiaschaftfrakturen die Komplikationen bei der Benutzung einer DCP- Platte. Bei den 317 geschlossenen Frakturen hatte er zehn verzögerte Heilungen, drei Fälle von Osteitis, drei Pseudarthrosen, zwei Plattenbrüche, einen Plattenausriss und eine Refraktur. In der Nachuntersuchung ergaben sich 77 % sehr gute, 21 % gute und 2 % mäßige Ergebnisse. Unter den 95 offenen Frakturen fanden sich 45 % sehr gute, 44 % gute, 8 % mäßige und 3 % schlechte Ergebnisse. In dieser Gruppe waren elf Osteiden, zehn verzögerte Heilungen, fünf Pseudarthrosen, fünf Plattenbrüche, ein Ausriss und eine Refraktur gefunden worden.

Durch das Hinzufügen eines additiven Fixateur externe lässt sich bei zu geringer Stabilität der Osteosynthese eine Verbesserung ohne weitere Weichteiltraumatisierung erreichen.

1.5.2.6 Die additiv eingefügte Platte

Die Verstärkung der Osteosynthese sollte durch eine möglichst biologische und den Knochen schonende Platte erfolgen. Hier bietet sich der Gebrauch einer Low- Contact- Dynamic- Compression- Plate (LC- DCP) an. Die LC- DCP stellt eine Weiterentwicklung der Dynamic- Compression- Plate (DCP) dar. Entwickelt wurde diese Platte aufgrund der Einsicht, dass eine möglichst biologische Osteosynthese für eine gute Frakturheilung notwendig ist [26]. Durch die Verringerung der Kontaktfläche zwischen Platte und Knochen wird eine geringere Schädigung der Gefäßnetze des Periostes und damit eine bessere Erhaltung der intrakortikalen Perfusion erzielt.

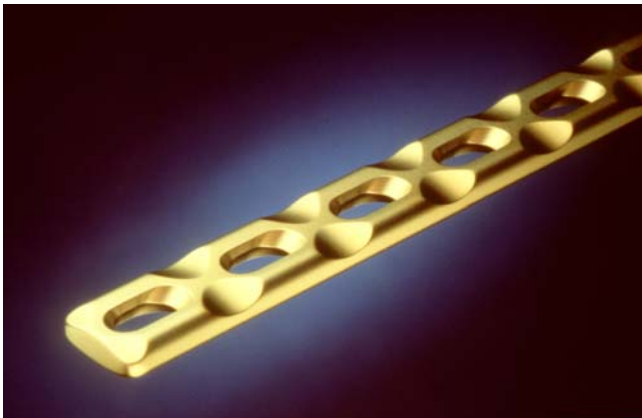


Abbildung 13: LC- DCP aus Titan.

Durch eine gleichmäßige Verteilung der Steifigkeit über die gesamte Platte werden eine bessere Modellierbarkeit erreicht und Sollbruchstellen vermieden. Durch die Unterschneidung der

Schraubenlöcher können Schrauben in fast doppelt so großen Winkeln wie bei der DCP eingebracht werden. Die sphärische assymetrische Form der Plattenlöcher erlaubt außerdem interfragmentäre Kompression in verschiedenen Ebenen (Abbildung 13).

Der trapezförmige Plattenquerschnitt ermöglicht die Bildung einer stabileren Knochenlamelle und die Verminderung der Wahrscheinlichkeit einer Sekundärfraktur bei der Explantation der Platte.

Die Verwendung von Reintitan als Plattenmaterial zeigt außerdem eine bessere Bioverträglichkeit als Stahlgemische, welche Nickel und Chrom verwenden, worauf etwa 10 % der untersuchten Bevölkerung in Europa allergisch reagiert [69].

1.5.2.7 Die Marknagelung

Die Marknagelung lässt sich vom Verfahren und der Biomechanik her in zwei Prinzipien unterscheiden:

Zum einen gibt es das Prinzip der aufgebohrten Tibiamarknägel (RTN, Reamed Tibia Nails) zum anderen das der unaufgebohrten Tibiamarknägel (UTN, Unreamed Tibia Nails).

Bei den Marknägeln gibt es eine Vielzahl verschiedener Modelle. So wird z.B. unterschieden zwischen flexiblen und steifen, geschlitzten und ungeschlitzten, massiven und hohlen Nägeln, verschiedenen Profilen, Verriegelungsmöglichkeiten, Materialien, Abknickungswinkeln und Krümmungen.

Aber auch bezüglich des Zeitpunktes der Implantation gibt es verschiedene Möglichkeiten. Man unterscheidet die primäre von der sekundären Nagelung. Bei der primären Nagelung wird die Fraktur möglichst frühzeitig mit dem Marknagel versorgt. Vorteile sind die sofortige Reposition, die stabile Retention, die geringere Hospitalkeimexposition und die Lagerungs- und Übungsstabilität. Von Nachteil ist die begrenzte Indikationsbreite, vor allem der Ausschluss von metaphysären Frakturen.

Bei der sekundären Nagelung wird die Fraktur vorübergehend von einem Fixateur oder einer Gipsschiene versorgt, ehe nach einigen Tagen als endgültiges Implantat der Nagel eingesetzt wird. Die Vorteile liegen in der besseren Beurteilung der Weichteile, den besseren Heilungsbedingungen der Weichteile und der Planungsmöglichkeit der Operation [37].

1.5.2.8 Der gebohrte Marknagel

Die Indikationsbreite des gebohrten Tibiamarknagels ist in den vergangenen Jahrzehnten immer weiter an die metaphysären Enden verschoben worden.

Vor allem die Möglichkeit Nägel zu verriegeln erweiterte die Anwendungsbereiche. Der verriegelte, gebohrte Marknagel wird vor allem im mittleren Drittel, aber auch als Grenzindikation bis an den dia- metaphysären Übergang, bei guten Bedingungen auch etwas weiter eingesetzt. Er wird überwiegend bei Mehrfachfrakturen, Trümmerfrakturen, Pseudarthrosen und kurzen Querfrakturen verwendet [37, 70-75].

Die Vorteile des RTNs (Reamed Tibia Nails) liegen in der einfachen, schnellen und weichteilschonenden OP- Technik, der guten anatomischen Wiederherstellung mit früher Belastungsstabilität und der geringen Anzahl an Komplikationen durch Pseudarthrosen und Achsfehlern.

Die Nachteile entstehen in erster Linie aus den Problemen des Aufbohrens, wie etwa Fettembolien, erhöhte Kompartimentdrücke und einer zentralen Knochennekrose. Weitere Nachteile jeglicher intramedullärer Osteosynthesen sind die häufigen Rotationsfehler, eventuellen Beinlängenverkürzungen und die langen Durchleuchtungszeiten [5, 6, 39, 47, 73, 75, 76].

Unter biomechanischen Gesichtspunkten muss man beachten, dass bedingt durch die Vielzahl verfügbarer Marknägel eine individuelle Betrachtung notwendig ist. Allgemeine Aussagen lassen sich dennoch für das grundsätzliche Osteosyntheseprinzip treffen:

Anhand analytischer Berechnungen bewies Fux [77], dass bei Achsfehlstellungen der Nagel vor allem zu Beginn der Frakturheilung großen Spannungen ausgesetzt ist, die bei hoher Lastspielzahl schließlich zu einem Ermüdungsbruch führen können.

Schandelmaier [78] zeigte in einer zwischen verschiedenen aufgebohrten sowie unaufgebohrten Nägeln vergleichenden biomechanischen Untersuchung, dass ein gesunder Knochen eine deutlich höhere Axialsteifigkeit als der Verbund eines osteosynthetisch mit einem Nagel versorgter frakturierter Knochen hat. Er konnte nachweisen, dass aufgrund verschiedener Nagelgeometrien und Materialien große Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantaten entstehen. Beim nicht implantierten AO-Universalnagel war gegenüber dem gesunden Knochen sogar eine um zwanzig mal höhere Steifigkeit messbar.

Bezüglich der Axialsteifigkeit spielt in erster Linie der Durchmesser des Nagels eine Rolle. Mechanisch geht er in der 4. Potenz in die Berechnung ein. Bei der Torsionssteifigkeit kommt es auf das Profil des Nagels an. Geschlitzte Nägel haben eine signifikant niedrigere Torsionssteifigkeit als ungeschlitzte [78, 79].

Da der Marknagel ein bei der Tibiaschaftfraktur häufig eingesetztes Implantat ist, sind eine Vielzahl von klinischen Veröffentlichungen dazu zu finden:

Lottes [5] erwähnte 1952 die geringe Zahl von drei Infektionen bei 101 Patienten mit Unterschenkelnagelung.

Bei 17 Tibiaschaftfrakturen, welche Rüedi [76] mit gebohrten Marknägeln stabilisiert hatte, beschrieb er an Komplikationen eine Längsspaltung des distalen Fragmentes und eine Aussprengung der proximalen Vorderkante.

Alho [80] versorgte 94 Tibiafrakturen mit dem verriegelten Grosse-Kempf Nagel. Seine Komplikationen waren 5,3 % Infektionen, 5,3 % Nagelbrüche, 9,6 % Verkürzungen, welche größer als 1 cm waren,

2,1 % Verkürzungen, die größer als 2 cm waren, 10,5 % Varus-/Valgusrotationen größer als 5°, je 3,2 % Ante- und Rekurvationen größer 5°, 1,1 % Außenrotationen von 20° und 1,1 % Innenrotationen von 15°.

Er erzielte 62 % sehr gute, 24 % gute, 12 % mäßige und 2 % schlechte Ergebnisse.

Ekeland [70] verzeichnete bei 45 genagelten Tibiaschaftfrakturen zwei Infektionen und eine Heilungsstörung. Seine Ergebnisse waren zu 64 % sehr gut, 29 % gut, 4 % mäßig und 2 % schlecht.

Ebenfalls bei 45 Tibiafrakturen hatte Koval [81] 17,7 % Varus- oder Valgusfehlstellungen > 5°, 4,4 % Heilungsstörungen und 4,4 % Infekte.

Aus der Literatur und eigenem Patientengut sammelte Vécsei [82] 158 Tibiafrakturen. Bei 5 % der Frakturen betrug die Rotation mehr als 5° und die Infektionsrate 3,8 %. Außerdem gab es eine Pseudarthrose und einen Nagelbruch, was jeweils 0,6 % der untersuchten Frakturen entspricht.

Pfister [37] betrachtete 980 aus der Literatur gesammelte Tibiafrakturen. Dort fand er 7,5 % Infektionen, 2 % Pseudarthrosen und 2,6 % Rotationsfehler. Allerdings handelte es sich um nicht verriegelte Nägel.

Strecker [29] stabilisierte 162 Tibiafrakturen, 92 davon aufgebohrt mit dem AO- Universalnagel. Die Komplikationsrate aller Eingriffe betrug 11,1 % Torsionen >15°, 8,6 % Varusfehlstellungen, 8 % Bohrerbrüche, 7,4 % verzögerte Frakturheilungen, 6,2 % Antekurvation, 6,2 % Außenrotationen, 4,9 % Innenrotationen, 3,4 % Pseudarthrosen, 2,1 % Infektionen und 1,2 % Verkürzungen > 1,5 cm.

Autor	Jahr	Anzahl Pat.	Infekte [%]	Rotationsfehler [%]	Achsenfehler [%]
Lottes	1952	101	3	k.A.	k.A.
Rüedi	1989	17	k.A.	k.A.	k.A.
Alho	1990	94	5	16	12
Ekeland	1988	45	4	k.A.	k.A.
Koval	1991	45	4	18	k.A.
Vecsei	1990	158	4	5	k.A.
Pfister	1988	980	8	3	k.A.
Strecker	1996	92	2	30	7

Tabelle 2: klinische Veröffentlichungen zu Ergebnissen (gerundet) von gebohrten Tibiamarknägeln bei Tibiaschaftfrakturen.

1.5.2.8.1 Der gebohrte Nagel bei Frakturen des proximalen Tibiaschaftes:

Klinische Ergebnisse von mit aufgebohrten Marknägeln versorgten proximalen Tibiaschaftfrakturen sind wesentlich seltener zu finden, was sich schon allein aus der geringeren Häufigkeit dieser Fraktur verglichen mit der mittleren Tibiaschaftfraktur herleitet:

Von 32 Frakturen des oberen Tibiadrittels stabilisierte Lang [83] 15,6 % mit aufgebohrten Tibianägeln. Er belegte 9,4 % Valgusfehlstellungen $> 5^\circ$ und 3,1 % Antekurvatur $> 5^\circ$.

Vécsei [74] schlüsselte in seiner Studie die versorgten Frakturen und Implantate in Tabellen auf. Von 548 Unterschenkelfrakturen gab es 34 im zweiten Sechstel, die mit einem aufgebohrten Verriegelungsnagel versorgt wurden. In dieser Gruppe gab es 14,7 % Achsenfehler, 2,9 % verzögerter Heilungen, und 2,9 % Infektionen. Vor allem die Achsenfehler sind im Vergleich zu den anderen Frakturlokalisationen deutlich höher.

Auch Ahlers [84] unterschied seine Frakturen nach deren Lokalisation. Er fand bei 386 Tibiafrakturen 8,3 % im proximalen Drittel. Das Resultat waren 25 % Rekurvation, 25 % Antekurvation, 37,5 % Valgus- und 21,8 % Varusfehlstellungen. Vor allem die Antekurvation und die Varusfehlstellung sind hier mehr als doppelt so häufige Fehlstellungen als in den anderen zwei Dritteln.

Freedman [85] zeigte in einer radiologischen Analyse mit je 6 gebohrten und ungebohrten Marknägeln bei Frakturen im proximalen Drittel, dass 58 % der proximalen Frakturen im Gegensatz zu 7 % bzw. 8 % in den anderen beiden Dritteln eine Fehlstellung von mindestens 5° hatten. Ein zu medial gewählter Eintrittspunkt von durchschnittlich 9.5° trug in vier dieser zwölf Fälle zu dieser großen Anzahl an Fehlstellungen bei.

Um Komplikationen zu verhindern werden in der Literatur im wesentlichen drei Ratschläge zur Implantation gegeben:

- Durch ein sanftes Eintreiben des Nagels kann man einen zu engen Bohrkanal erkennen und so einer Knochensprengung vorbeugen [86].
- Carr [87] untersuchte mit drei verschiedenen Nägeln einen alternativen Insertionspunkt in der Mitte auf Höhe des Tibiaplateau. Er stellte fest, dass die Zerreißspannung, die auf die Tibia wirkt, bei dem von ihm gewählten proximalen Punkt geringer ist.
- Die meisten Aussagen betreffen jedoch die horizontale Lage des Insertionspunktes. Ein zu mediales Eindringen verursacht Valgusstellung, ein zu laterales Eindringen eine Varusstellung [31, 37]. Der optimale Punkt ist in der Verlängerung der Achse des Tibiamarkraumes zu finden.

Anatomische Hinweise, wie z.B. etwa 1- 2 cm proximal und medial der Tuberositas Tibiae zu bohren sind nur Richtwerte, da dies individuell variieren kann [86].

Ahlers [84] stellte in einer statistischen Untersuchung keinen signifikanten Zusammenhang zwischen der horizontalen Lage des Insertionspunktes und einer Fehlstellung fest. Er konnte den Zusammenhang lediglich in einer experimentellen Studie nachweisen.

1.5.2.9 Der unaufgebohrte Marknagel



Abbildung 14: Proximales Ende des UTN mit zwei Verriegelungsbolzen.

Die Indikation des unaufgebohrten verriegelten Marknagels an der Tibia ist breit gefächert. Von geschlossenen, Quer-, Segment- und Mehrfachfrakturen über

Pseudarthrosen und sekundären Implantierungen bis zu offenen Frakturen reicht die Bandbreite der Möglichkeiten. Bezüglich der Indikation zum Einsatz des unaufgebohrten Marknagels bei offenen Frakturen befinden sich die Empfehlungen der Autoren für Frakturen des Schweregrades I- II, bzw. I- IIIb nach Gustilo und Anderson.



Abbildung 15: Distales Ende des UTN

Als Kontraindikationen gelten intraartikuläre Frakturen, offene Wachstumsfugen und Osteiiden [26, 75, 88]. Die Vorteile des Verfahrens liegen in der Vermeidung der Aufbohrung mit den bekannten Nachteilen, der

einfachen und schnellen OP, der geringen Menge an Instrumenten, einer guten Stabilität, der hohen Patientenakzeptanz, der Weichteilschonung, dem geringen Blutverlust, der geringeren Infektionsgefahr durch die Nutzung eines massiven Nagels ohne Hohlräume (Abbildung 14, Abbildung 15) und der Möglichkeit der Nutzung eines biologisch verträglicheren Titannagels. Die Nachteile liegen in der im Vergleich zum RTN geringeren Stabilität und der schwierigen distalen Verriegelung [6, 26, 75, 88].

Um das Problem mit der distalen Verriegelung zu lösen, setzte Krettek [89-91] ein distales Zielgerät, das "distal aiming device" ein (Abbildung 16). Er konnte zeigen, dass damit bei vergleichbarer Zuverlässigkeit und Arbeitsaufwand wie mit der Freihandtechnik eine deutlich geringere Durchleuchtungszeit notwendig ist. Er wies klinisch in nur 15 % Nagelkontakt während des Bohrens nach. Durch Nagel- Bolzen- Kontakt wird in der Freihandtechnik beim Eindrehen oft, durch den schlechten Bohrkanal bedingt, der Bolzen beeinträchtigt. Bei diesem Verfahren kann durch diesen selteneren Implantatkontakt die Anzahl und Schwere der Bolzendestruktionen gesenkt werden und die Wahrscheinlichkeit eines Verriegelungsbolzenbruches verringert werden.

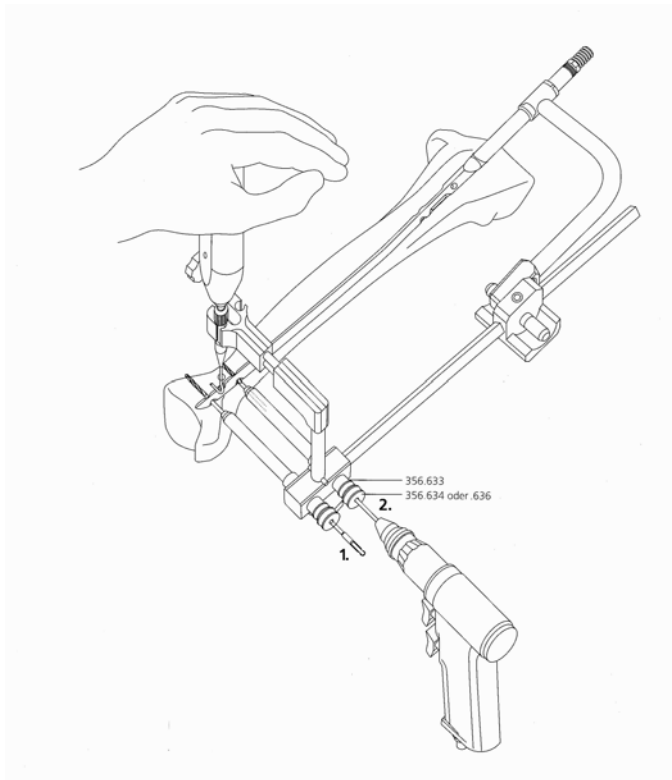


Abbildung 16: DAD nach Krettek [89, 90]

Die Ergebnisse, und damit auch die Komplikationen sind zu einem großen Teil von der Operationstechnik, und nicht vom Implantat abhängig. An Materialkomplikationen kommen oft Verriegelungsbolzenbrüche, regelmäßig Bohrerbrüche und sehr selten Nagelbrüche vor.

Probleme machen vielmehr die Auswahl der falschen Nagelgröße, die bei zu großer Länge Reizungen, bei zu geringem Durchmesser ungenügende Stabilität und bei zu großem Durchmesser Fissuren bis Fragmentsprengungen verursachen kann. Weitere Probleme sind die falsche Wahl des Eintrittspunktes mit der Folge einer Abkipfung des proximalen Fragmentes, einer Fehlplatzierung der Verriegelungsbolzens, das Durchdringen der dorsalen Kortikalis durch falsches Einschlagen und einem Kompartmentsyndrom durch zu hartes Einschlagen und zu lange währenden Repositionszug. Eine später festgestellte Nagelfehlstellung kann durch Pollerschrauben, Implantatrotation oder eine Fixateur externe Konstruktion eventuell korrigiert werden [26, 29, 30, 86, 88, 92, 93].

Zur Verwendung unaufgebohrter Tibiamarknägel existieren einige biomechanische Studien:

Henley [94] maß bei 14 Humantibiae die Relativbewegungen während und nach der Nageleinführung. Er benutzte für seinen Versuch eine Querosteotomie, die 2 cm unter dem letzten proximalen Verriegelungsbolzen begann. Er konnte eine signifikante Korrelation zwischen dem Nageldurchmesser und der proximalen Rekurvation aufzeigen. Außerdem wies er noch auf die Tendenz hin, dass ein guter Kortikalis- Knochenkontakt Torsions-, Valgus- und Varusfehlstellungen vermindert.

24 Humantibiae testete Clasbrummel [95] mit je 12 proximalen und distalen Frakturen, die jeweils noch einmal zu gleichen Teilen auf ungebohrte ACE und AO Tibiamarknägel aufgeteilt wurden. Die proximale 1 cm breite Querosteotomie setzte er 9 cm distal des Tibiaplateaus. Nach einem nichtzerstörenden kraftgesteuertem Hystereseversuch in axialer Richtung mit bis zu 1000 N und 10 Zyklen wurde ein Zerstörungsversuch mit 80 N/s durchgeführt. Ausgewertet wurde der 10. Hystereseversuch. Er zeigte, dass proximale Fragmente nach ungebohrter Nagelung stärker dislokationsgefährdet, sind als distale Fragmente.

In der Literatur sind viele klinische Nachuntersuchungen von mit unaufgebohrten Marknägeln versorgten Tibiaschaftfrakturen zu finden:

Krettek [92] untersuchte 1991 55 Tibiaschaftfrakturen. An Komplikationen verzeichnete er 39 % Verkürzungen 0,5- 1,5 cm, 18 % Rotationen $> 10^\circ$, 15 % Achsenfehlstellungen $> 5^\circ$, 12 % Verriegelungsbolzenbrüche, 9 % Bohrerbrüche, 6 % intraoperative Bolzenfehlplatzierungen. Tiefe Infektionen konnten nicht nachgewiesen werden.

Claudi [26] hatte bei der Untersuchung seiner operierten 71 Unterschenkelfrakturen 4,5 % Heilungsstörungen, 3 % Pseudarthrosen und ebenfalls keine Infektion festgestellt.

Bei seinen 33 nachuntersuchten Patienten erfasste Kuner [88] 15,1 % Verriegelungsbolzenbrüche, 15,1 % Außenrotationen $> 5^\circ$, 9,1 % Achsenfehlstellungen $> 5^\circ$ und eine durchschnittliche Heilungszeit von 11,5 Wochen. Beim Implantieren brach in 9,1 % der Fälle der Bohrer ab.

20 Tibiaschaftfrakturen, welche mit dem AO UTN versorgt wurden, hatte Melcher [96] in seinem Patientengut. Als Komplikationen traten hier 25 % Verkürzungen von 0,5- 1,5 cm, 20 % Verriegelungsbolzenbrüche, 10 % Achsenfehlstellungen $> 5^\circ$, 9,1 % Rotationen $> 15^\circ$ und auf.

Zu einem späteren Zeitpunkt untersuchte Krettek [97] 75 Patienten nach. Die Nachuntersuchung ergab 6,7 % Achsfehlstellungen, 5,3 % Innenrotationen und 4 % Außenrotationen.

Schandelmaier [48] fand in einer vergleichenden Nachuntersuchung zwischen 48 UTN und 66 externen Fixateuren 19 % Verriegelungsbolzenbrüche und eine geringere Anzahl von Achsfehlstellungen und Reoperationen in der Gruppe des UTN.

In einer neueren Untersuchung hatte Müller [30] mit 65 Tibiaschaftfrakturen 12 % Verriegelungsbolzenbrüche, 12 % Pseudarthrosen, 8 % Antekurvatur $> 10^\circ$, 6 % Infektionen, 3 % Bohrerbrüche, 1,5 % Rekurvatur $> 5^\circ$ und 1,5 % Varus $> 10^\circ$ an Komplikationen.

Strecker [29] hatte bei 70 Frakturen intraoperativ eine proximale Fragmentsprengung, 12,9 % Bohrerbrüche und 4,3 % Fissuren. Die

Nachuntersuchung, allerdings nur mit den Ergebnissen des gebohrten Marknagels gemeinsam veröffentlicht, ergab in 16 % eine Außenrotation, in 9,8 % eine Innenrotation größer 10°, in 14,6 % einen Verriegelungsbolzenbruch, in 8,6 % einen Varus, in 6,1 % eine Antekurvatur, in 3,3 % einen Valgus und in 1,2 % eine Rekurvation, alle Achsabweichungen größer 5°. Außerdem fand sich in 7,4 % ein Heilungsproblem und in 3,4 % eine Pseudarthrose.

In einer Untersuchung mit 488 Tibiaschaftfrakturen zeigte sich bei Markmiller [98] in der Auswertung eine Komplikationsrate von 31 % Varus- und 21 % Valgusfehlstellungen 14,5 % Re- und Antekurvationsfehlstellungen, 13,6 % Verriegelungsbolzenbrüche, 6 % an Pseudarthrosen und 2,5 % an Infektionen. Die Achsfehlstellungen sind ohne Winkelangaben angegeben. Bei offenen Frakturen waren die Zahl der Komplikationen mehr als doppelt so hoch als bei geschlossenen.

Autor	Jahr	Anzahl Pat.	Infekte [%]	Rotationsfehler [%]	Achsenfehler [%]
Krettek	1991	55	0	18	54
Claudi	1991	71	0	k.A.	k.A.
Kuner	1993	33	k.A.	15	9
Melcher	1993	20	k.A.	19	25
Krettek	1994	95	k.A.	9	7
Müller	1998	65	6	2	10
Strecker	1996	70	k.A.	26	19

Tabelle 3: Veröffentlichungen von Ergebnissen (gerundet) unfaufgebohrter Tibiamarknägel bei Tibiaschaftfrakturen.

Eine weitere Möglichkeit der Frakturbehandlung mit dem UTN besteht im zweizeitigen Vorgehen. Hierbei wird bei Frakturen mit höhergradigem Weichteilschaden die Fraktur vorzugsweise zuerst in einem Fixateur externe behandelt, bis der Weichteilmantel so weit wiederhergestellt ist, dass in einer späteren Operation ein Verfahrenswechsel auf den ungebohrten Marknagel sinnvoll möglich

ist. Die Ergebnisse zeigen gute bis sehr gute Ergebnisse bei einer geringeren Infektrate [37, 71, 72].

1.5.2.9.1 Der unaufgebohrte Marknagel bei Frakturen des proximalen Tibiaschaftes:

Zu proximalen Tibiaschaftfrakturen gibt es wenig spezielle Literatur:

Markmiller [98] zeigte in seiner Untersuchung, dass von 488 Tibiafrakturen die 5 im proximalen Fünftel 20 % Fehlstellungen aufwiesen. Die 3 mittleren Fünftel hatten eine geringere Anzahl an Abweichungen (Tabelle 4). Dies zeigt die besonderen Ansprüche an eine Osteosynthese im proximalen Bereich.

Fraktur-lokalisierung	Anzahl Patienten	Achsenfehler in % je Tibiafünftel
1. Tibiafünftel	5	20
2. Tibiafünftel	30	13
3. Tibiafünftel	150	10
4. Tibiafünftel	167	7
5. Tibiafünftel	28	50

Tabelle 4: Vergleich der Achsenfehler in Abhängigkeit der Frakturlokalisation bei Tibiafrakturen nach Markmiller [98].

14 Frakturen [99] des ersten Tibiadrittels versorgte Buehler mit dem AO UTN und erreichte im Durchschnitt 2° Valgus und 3 cm Seitverschiebung.

Lang [83] hat bei 32 Tibiaschaftfrakturen des proximalen Drittels, wovon 27 mit ungebohrten Marknägeln stabilisiert wurden, 52 % Antekurvations- und 33 % Valgusfehlstellungen > 5° nachgewiesen.

In einer Untersuchung mit 36 proximalen Frakturen fand Hutson [100] über das mechanische Implantatversagen eine höhere

Marknagelbruchrate für proximale sowie distale gegenüber den mittleren Tibiaschaftfrakturen, hingegen aber eine geringere Anzahl an Bolzenverbiegungen oder -brüchen bei proximalen Tibiaschaftfrakturen im Vergleich zu den mittleren sowie distalen. Verwendet wurden etwa zu gleichen Anteilen Synthes- und Russel-Taylor- Implantate.

1.5.2.10 Kombination verschiedener Implantate

Um die häufigen Fehlstellungen besser in den Griff zu bekommen, wurde immer wieder versucht, verschiedene Implantate miteinander zu kombinieren. Hierbei besteht die Gefahr, dass man sich die erhöhte Stabilität auf Kosten einer zusätzlichen Gewebe- oder Weichteilschädigung erkaufte. Bei der Kombination von Implantaten gibt es eine Vielzahl an Möglichkeiten. Die vorliegenden, zitierten Arbeiten beschränken sich aber darauf, den Marknagel durch ein zusätzliches Implantat zu verstärken.

Matthews [101] implantierte im Zeitraum von 1990- 94 bei 11 Patienten mit proximalen Tibiaschaftfrakturen ungebohrte Tibiamarknägel. Die letzten fünf davon bekamen vor der Einführung des Nagels medial oder lateral, je nach Fraktur auf der anterioren Seite eine 4- 6 Loch DCP monocortical implantiert, da bei den vorhergehenden sechs Patienten die Tibia mit durchschnittlich 8.5° Fehlstellung heilte. Diese Platte wurde über die ganze Dauer der Frakturheilung belassen. Er konnte keine Unterschiede zwischen diesen beiden Gruppen finden.

Mit einem externen Fixateur stabilisierte Weiner [102] bei 50 schweren, proximalen Tibiaschaftfrakturen den Marknagel. Er erreichte damit 34 % sehr gute, 48 % gute, 12 % mäßige und 6 % schlechte Ergebnisse.

Durch die Verwendung von Pollerschrauben stabilisierte Stephan [103] bei 20 Humantibiae einen gekürzten ungebohrten Stahlnagel. Er zeigte bei proximalen Frakturen durch Verwendung von distal gelegenen Pollerschrauben einen um 25 % verringerten Traversenweg.

Schütz [59] untersuchte in einer biomechanischen Studie die zusätzliche Applikation eines AO- Zangenfixateurs zum ungebohrten Marknagel. Zehn Humantibiae wurden mit einem ungebohrten Marknagel und fünf Verriegelungsbolzen versehen. Im 2. Fünftel der Tibia wurde eine 20 mm lange, quere Defektstrecke gesetzt. Die Messung der Relativbewegung der Fragmente bei 496 N axialer Belastung zeigte in der UTN- Gruppe eine durchschnittliche Varus/-Valgus Deformation von 1.2° gegenüber 0.4° bei den zusätzlich mit Fixateur versorgten Tibiae. Ebenso bezüglich der Antekurvationsfehlstellung konnte die Fehlstellung mit 1.3° gegenüber 0.3° signifikant reduziert werden.

1.6 Fragestellung

Wie man aus der geringen Anzahl der Publikationen über die proximale Tibiaschaftfraktur erkennen kann, ist diese eine bis heute problematische Frakturlokalisation.

Markmiller [98] zeigte, dass bei einem Gesamtanteil von 5 % aller Tibiafrakturen die proximale Tibiaschaftfraktur 20 % aller Fehlstellungen ausmachte.

In einer Nachuntersuchung wies Lang [83] bei proximalen Tibiaschaftfrakturen die beachtliche Zahl von 52 % Antekurvations- und 33 % Valgusfehlstellungen $> 5^\circ$ nach.

Nach einer Studie von Ahlers [84] waren die Varus- und Antekurvationsfehlstellungen bei den Frakturen des proximalen Drittels der Tibia doppelt so hoch wie in den beiden anderen Dritteln.

Vecsei [74] fand bei 34 nachuntersuchten, proximalen Tibiaschaftfrakturen eine deutlich höhere Anzahl an Achsenfehlern im Vergleich zu den distal gelegeneren Tibiaschaftfrakturen.

Bei einer radiologischen Untersuchung fand Freedman [85] bei Frakturen im proximalen Drittel 58 % Fehlstellungen $> 5^\circ$, wohingegen bei Frakturen der beiden distalen Drittel 7 %, bzw. 8 % Fehlstellungen auftraten.

In einer anderen Studie wies Hutson [100] darauf hin, dass bei Tibiaschaftfrakturen im proximalen und distalen Drittel sich eine besondere Häufung von Nägelbrüchen findet.

Wie anhand dieser Arbeiten gezeigt werden konnte, ist die proximale Tibiaschaftfraktur eine Fraktur, die ein oft nur unzureichendes Ergebnis bezüglich der korrekten postoperativen Stellung erreicht.

Aus all den klinischen Problemen resultiert für diese Arbeit folgende Frage:

Welches Verfahren ist zur Stabilisierung proximaler Tibiaschaftfrakturen aus biomechanischer Sicht am besten geeignet?

Diese Frage soll in dieser Studie unter diversen mechanischen Gesichtspunkten betrachtet werden. Durch möglichst realitätsnahe Versuche sollen die Ergebnisse eine möglichst hohe klinische

Relevanz erhalten. Besonderes Augenmerk verdient hierbei die Frage, inwieweit additiv eingefügte Implantate das biomechanische Verhalten beeinflussen.

Da eine vollständige Betrachtung dieses Thema aus Gründen der Implantatevielfalt nicht möglich ist, wurden nur Vertreter diverser Osteosynthesemöglichkeiten in den Versuch aufgenommen. Weitere Implantate wurden zeitgleich von einer im Versuchsaufbau identischen Studie untersucht [104].

In dieser Arbeit sollen der Fixateur externe und der Hybridfixateur als Vertreter zweier möglicher Fixateurkonstruktionen getestet werden. Hier ist der direkte Vergleich zwischen den beiden Osteosynthesen von besonderem Interesse, da sie klinisch eine vergleichbare Indikation bei der proximalen Tibiaschaftfraktur besitzen und somit in direkter Konkurrenz zueinander stehen.

Weiterhin wird die Kombinationen von unaufgebohrtem Tibiamarknagel mit jeweils einer zusätzlichen lateralen Platte bzw. eines Pinless- Zangenfixateurs miteinander verglichen werden. Auch hier ist der direkte Vergleich der beiden Methoden von besonderem Interesse. Es soll sich zeigen, welche Form der augmentierten Marknagelung unter biomechanischen Gesichtspunkten die höhere Stabilität bringt.

Ziel dieser Arbeit ist der biomechanische Vergleich dieser verschiedenen Osteosyntheseformen. Diese sollen einen 10 mm langen, proximalen Osteotomiespalt, der einer proximalen 42 C3.3 Tibiaschaftfraktur entspricht, überbrücken. Klinisch simuliert der Versuch die postoperative Primärstabilität einer proximalen Tibiatrümmerfraktur ohne die Möglichkeit der Fragmentabstützung. Es soll aufgezeigt werden, wie sich die Fragmente zueinander in Abhängigkeit von der Belastung verhalten. Dabei wird die

Bewegung in allen sechs möglichen Freiheitsgraden für die Fragmente und die Implantate gemessen werden.

Weiterhin wird die Steifigkeit des Knochen- Implantat- Verbundes sowie dessen maximale Belastung erfasst werden.

2 Material und Methoden

2.1 Vorbereitung und Statistik des Versuches

2.1.1 Untersuchungsgut

Für den Versuch wurden zehn kältekonservierte humane Tibiapaare ohne Fibula, je zur Hälfte männlicher und weiblicher Körper benutzt. Die Tibiae wurden von Weichteilen unter Beibehaltung des Periost befreit und hatten eine Länge von 32,2- 40,0 cm (Durchschnitt 35,1 cm). Die Knochenspender waren im Alter von 59- 85 Jahren (Mittelwert 76,1 a) verstorben und hatten zum Zeitpunkt ihres Todes eine Größe von 142- 177 cm (Durchschnitt 162,9 cm) und ein Gewicht von 48- 77 kg (Mittelwert 66,7 kg). Die Knochen stammten ausschließlich von Spendern mit dem Todesjahr 1996.

2.1.2 Einteilung und statistische Planung

Von allen Tibiae wurde ein a.- p.- Röntgenbild gemacht, um bereits frakturierte Knochen aus dem Pool auszusortieren.

Bei den übrigen Paaren untersuchte man jeweils einen Knochen jedes Knochenpaares im Computertomogramm auf seine Knochenmineraldichte hin. Das Ergebnis wurde in der Annahme, dass Knochenpaare eine vergleichbare Knochenmineraldichte besitzen, auf die jeweils anderen Knochen des Paares übertragen. Anhand dieses Parameters ordneten sich die Knochenpaare in Reihe. Aus dieser Reihenfolge wurde dann eine Einteilung in 5 verschiedene gleich große Gruppen Alpha bis Eta vorgenommen, wobei die Knochen der Gruppe Alpha der höchsten Knochenmineraldichte entsprachen.

Die Knochen samt der Einteilung sind aus einem gemeinsamen Pool mit einer Parallelstudie benutzt worden, um die Ergebnisse später auch direkt mit dieser vergleichen zu können [104].

Von jeder dieser Qualitätsgruppen wurden für diese Arbeit je 2 Knochenpaare entnommen. Die Zuordnung der Implantate zu den Knochen erfolgte über eine balanciertes, inkomplettes Blockdesign. Um mögliche systematische Fehler zu erkennen und zu eliminieren, und um die Validität der Versuchsreihe und der Statistik zu gewährleisten, sind mit 2 zusätzlichen Tibiapaaren für jedes Implantat je ein Vortest gefahren und ausgewertet worden. Diese kamen jedoch nicht in die Gesamtauswertung.

Die randomisierten Knochenqualitätsgruppen wurden zufällig auf die 4 Implantatgruppen G- J aufgeteilt.

Gruppeneinteilung		
g		
Qualitätsgruppe		
Alpha	525 li G	525 re H
	563 li I	563 re J
Beta	562 li J	562 re G
	630 li H	630 re I
Gamma	667 li I	667 re G
	628 li H	628 re J
Delta	560 li J	560 re I
	627 li G	627 re H
Eta	442 li G	442 re J
	452 li I	452 re H

Tabelle 5: Zuteilung der Testknochen zu den Implantgruppen (G- J).

2.1.2.1 Zielgrößen

Die Winkel der Auslenkungen in alle 6 Freiheitsgrade, sowie die Translationen bei 300 N wurden gemessen. Dies war zum einen der höchste Wert, bei dem alle gemessenen Versuche noch keine Abbruchkriterien aufwiesen bzw. noch innerhalb der maximalen

Krafteinleitung waren, zum anderen nach Schneider [21] die höchste klinisch zu erwartende axiale Belastung. Die am wenigsten steifen Versuchsknochen erreichten nur geringfügig höhere Werte.

Die Auswertung der Ergebnisse bei 300 N setzte sich aus folgenden Einzelkomponenten (mit Abkürzungen) zusammen:

- Alpha in Varus/Valgusrichtung (A_300)
- Beta in Ante- /Rekursionsrichtung (B_300)
- Gamma in Aussen- / Innenrotationsrichtung (G_300)
- Translation in mediolateraler Richtung (X_300)
- Translation in dorsoventraler Richtung (Y_300)
- Translation in axialer Richtung (Z_300)
- Betrag des Längenvektors, welcher sich aus den zuvor genannten 3 Translationsrichtungen bei 300 N errechnet (BL_300)

Weiterhin wurde die für die zurückzulegende Strecke von 9 mm maximal entgegengesetzte Kraft (maxload) ausgewertet.

Die Steifigkeit bei 50 N (Stiff_50) stellte die letzte Zielgröße dar. Diese Zielgröße wurde bei geringerer Kraft als die anderen Größen statistisch ausgewertet, da hier Näherungsgeraden benötigt wurden, welche in einem linearen Bereich verglichen werden mussten.

2.1.2.2 Varianzanalyse

Berechnung der Varianzanalysen basierend auf Regressionsmodellen:

Modell 1: $Y = \text{IMPLANT}$

Modell 2: $Y = \text{IMPLANT BLOCK}$

Modell 3: $Y = \text{IMPLANT QUAL}$

Modell 4: $Y = \text{IMPLANT, BLOCK as random effect}$

Alle Gruppenvergleiche sind nach dem Tukey- Test adjustiert getestet worden. Dieses Blockmodell setzt Normalverteilung voraus. Überprüfung folgte mittels Box- Plots, Tukey- Anscombe- Plots und qq- Plots.

2.1.2.3 Transformationen

Nach einer ersten Datenauswertung zeigte sich, dass die Werte bei zunehmender Größe weiter streuten. Daraufhin wurde eine logarithmische Transformierung berechnet. Nach dieser Transformation bewahrheitete sich die Annahme der Normalverteilung.

Die Effekte BLOCK und KNOCHENQUALITÄT auf die Zielgrößen waren nur marginal. Modelle mit/ohne diese Faktoren hatten zwar einen Effekt auf den Standardfehler der Schätzwerte (=Least Squares Mittelwerte der Implantattypen), aber kaum auf die eigentlichen Schätzwerte selber. Wie erwartet, führt das Blockmodell zu geringeren Standardfehlern in der Größenordnung von etwa 4 %.

Zwei Beobachtungen wurden aus messtechnischen Gründen ausgeschlossen.

2.1.2.4 Korrelationen / Plots

Die berechneten Korrelationen zwischen den Zielgrößen stellen die lineare Abhängigkeiten dar.

2.1.3 Die Implantatgruppen und ihre Instrumentierung

Zu Beginn sind die Implantatgrößen soweit dies notwendig war im Röntgenbild bestimmt worden.

Da in den Vorversuchen festgestellt wurde, dass die Instrumentierung nach der Osteotomie zu größeren Fehlstellungen, vor allem beim Einführen der ungebohrten Tibianägel führte, osteotomierte man im Haupttest alle Knochen erst nach Implantation ihres jeweiligen Implantates. Dies garantierte die für die Versuchsgleichheit notwendige anatomische Stellung der Knochenfragmente zueinander. Im nachfolgenden sind die Vorgehensweisen bei der Implantation im Einzelnen besprochen.

2.1.3.1 Gruppe G: Der AO- Fixateur externe

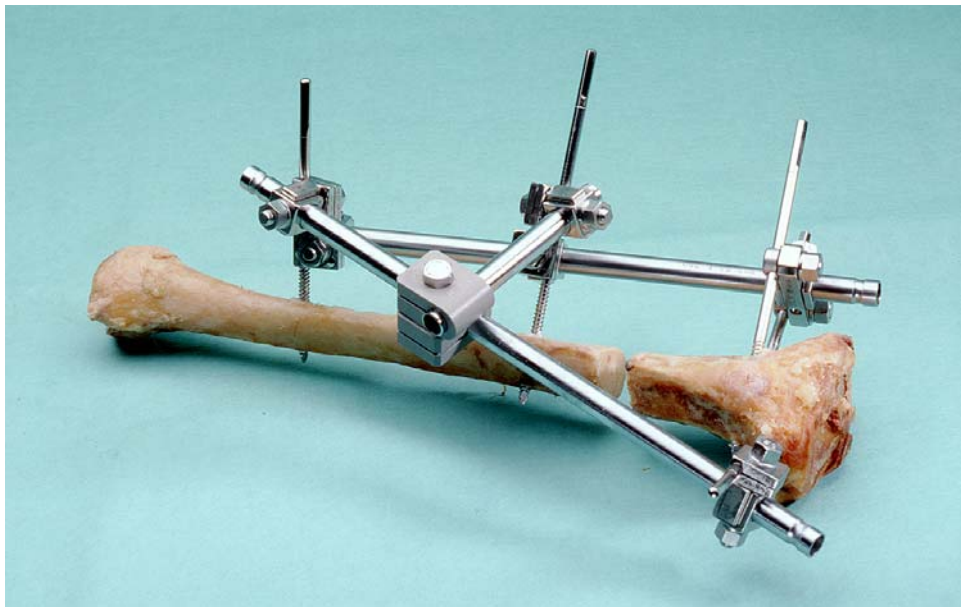


Abbildung 17: Mit einem Fixateur externe implantierter Knochen.

Nach 4,2 mm Bohrung wurde der Knochen mit zwei Schanzschen Schrauben im distalen und drei im proximalen Fragment fixiert. Im distalen Fragment setzte man die Schanzschrauben 2 und 15 cm vom unteren Frakturspaltende entfernt auf die Tibiavorderkante. Im

proximalen Fragment wurde die erste Schanzschraube ebenfalls auf der Tibiavorderkante 2 cm über dem Frakturspalt, die anderen beiden jeweils medial und lateral im etwa rechten Winkel zueinander einen cm unterhalb des Tibiaplateaus implantiert. Über Stangen in umgekehrter A- Konstruktion verband man diese durch Backen miteinander. Die mediale Stange ist an den beiden distalen und der proximal medialen Schanzschraube befestigt worden. Die laterale Stange war an der distalen und den proximal lateralen Schanzschrauben fixiert. Über eine Querstange sind diese Längsträger dann miteinander verbunden worden. An dieser Querstange montierte man auch die mittig gelegene Schanzschraube des proximalen Fragmentes (Abbildung 17).

Benutzt wurden Schanzsche Schrauben aus Stahl mit einer Gewindelänge von 50 mm und einem 5 mm- Durchmesser. Das Stahlgestänge hatte eine Stärke von 11 mm. Die Backen und Stangen sind klinisch schon in Gebrauch gewesen (Hersteller: STRATEC Medical, Oberdorf, Schweiz). Für die Testung wurde jedes Mal derselbe Fixateur verwendet, womit der klinischen Realität entsprochen wird.

Um eine große Stabilität zu gewährleisten, sind die mechanischen Einflussgrößen, die in der Einleitung beschrieben sind, möglichst optimal in dieser Konstruktion umgesetzt worden [44].

2.1.3.2 Gruppe H: Der AO- Hybridfixateur

Das proximale Fragment wurde mit zwei im rechten Winkel zueinander stehenden Kirschnerdrähten, welche etwa dem gegenüber dem Tibiaplateau 1 cm distal parallel verschoben waren, versehen. Diese sind an einem Dreiviertelring mit Hilfe eines Drahtspanners auf 1 kN Zug gebracht und befestigt worden. Die Drahtenden bog man anschließend um die Backen, um ein Gleiten der Drähte in den Backen zu erschweren. Das distale Fragment fixierte man wie in

Gruppe G mit zwei Schanzschen Schrauben. Wiederum durch eine verkehrte A- Konstruktion wurden die beiden Stangen mit dem Ring verbunden. Die laterale Stange war distal an der untersten Schanzschraube fixiert, proximal seitlich am Ring, die mediale Stange sowohl am Ring, als auch an beiden Schanzschrauben montiert. Zwischen der lateralen Stange und der proximalen Schanzschraube war auch hier zur Stabilisation eine Querstange eingesetzt (Abbildung 18).

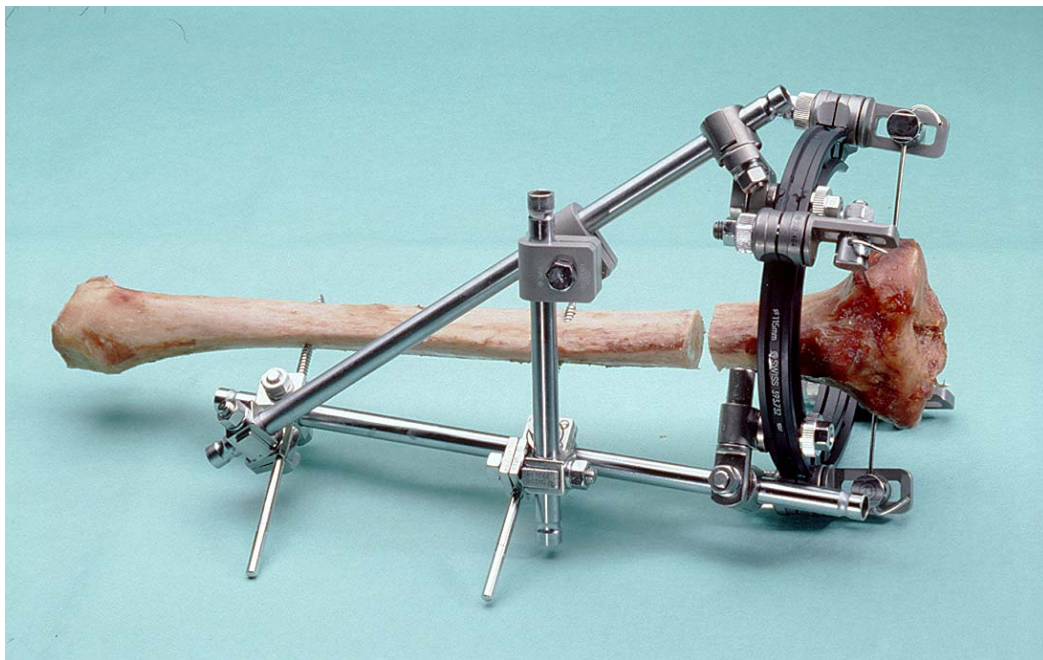


Abbildung 18: Mit einem Hybridfixateur implantierter Versuchsknochen.

Auch hier wurden 11 mm Stahlgestänge und 5 mm Schanzsche Schrauben verwendet. Die Kirschnerdrähte waren 2 mm dick und ohne Olive, der Dreiviertelring war aus Kohlefaser bestehend mit einem Innendurchmesser von 115 mm. Auch hier sind die Backen und Stangen bereits im klinischen Alltag eingesetzt worden und wurden für die Testungen wiederverwendet. Die Ring zu K- Draht Backe ist ab der 4. Testung mit einem Drehmomentschraubenschlüssel auf 15 Nm begrenzt angezogen worden (Hersteller: STRATEC Medical, Oberdorf, Schweiz).

2.1.3.3 Gruppe I: Der unaufgebohrte AO- Tibiamarknagel kombiniert mit dem AO- Pinless- Zangenfixateur

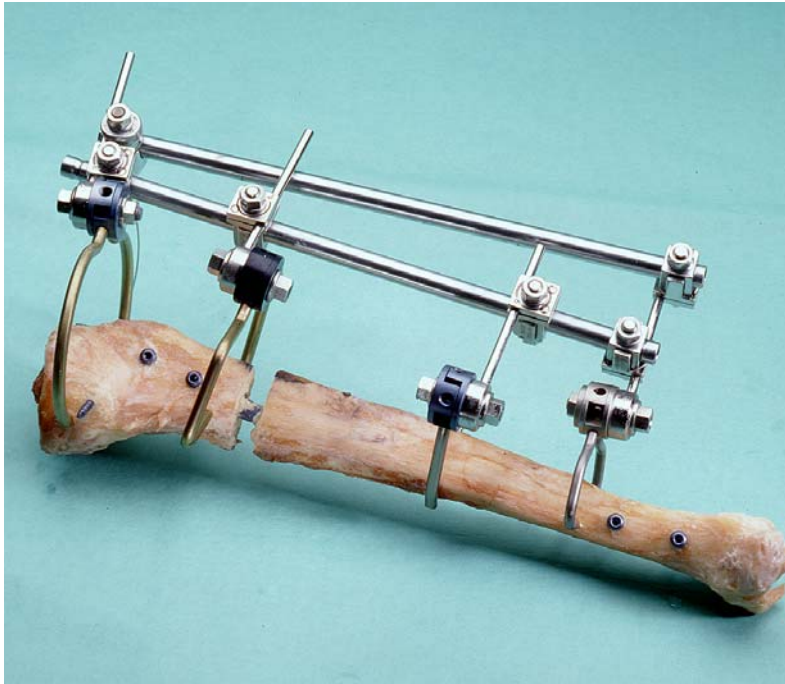


Abbildung 19: Versuchsknochen mit UTN und Zangenfixateur.

Zu Beginn wurde das “Distal aiming device” (DAD), eine distale mechanische Zielhilfe nach Krettek [89-91], auf die Länge des Marknagels eingestellt (Abbildung 16). Mit dem Pfriem

eröffnete man den Markraum nach Herstellerangaben. Unter Verwendung des proximalen Zielbügels wurde der Nagel eingeführt. Bei Bedarf trieb man den UTN mit sanften Hammerschlägen ein. Daraufhin wurde das distale Zielgerät aufgesetzt. Um das DAD am Knochen zu justieren, musste distal auf der anterioren Tibiaseite ein Loch mit 6 mm Durchmesser gebohrt werden, durch das ein Abstandhalter eingeführt wurde. Die distale Verriegelung wurde mit Hilfe des DAD nach einer 3,2 mm Bohrung mit zwei von medial eingeführten Titan- 3,9 mm- Verriegelungsbolzen vorgenommen. Auf eine Durchleuchtung konnte so verzichtet werden. Proximal sind die vorhandenen Löcher im Nagel ebenfalls nach 3,2 mm Bohrung mit drei gleichartigen Verriegelungsbolzen über den Zielbügel verriegelt worden. Dadurch befanden sich 4 Bolzen in einer Ebene

und ein fünfter am proximalen Ende um 135° gedreht eingesetzt (Abbildung 19).

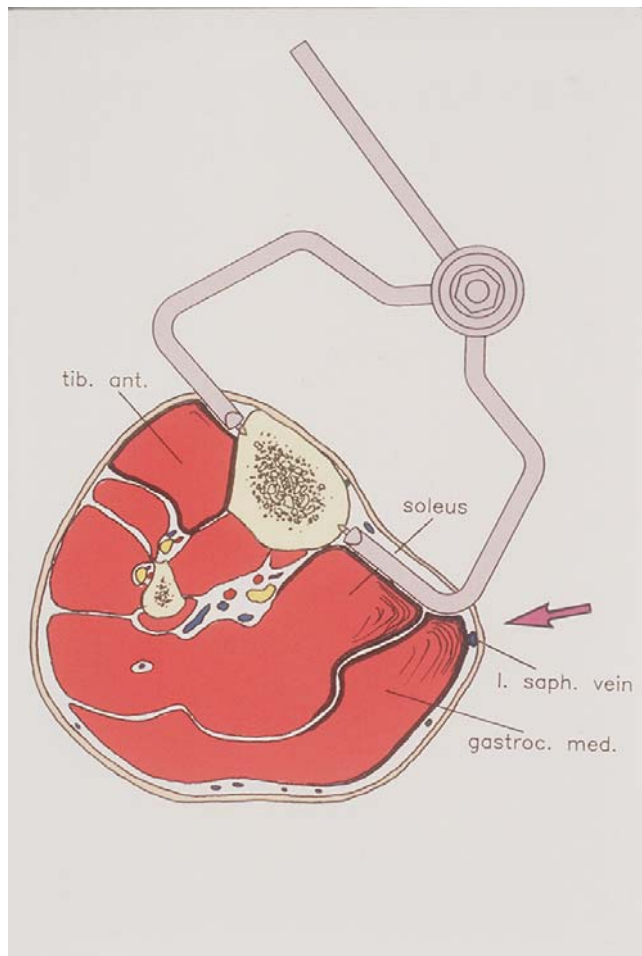


Abbildung 20: Lage der symmetrischen Zange des Zangenfixateurs in Vivo.

Für den Zangenfixateur wurden distal eine kleine, darüber eine asymmetrische und proximal zwei große Zangen benutzt. Diese Anordnung war aufgrund der Muskelverläufe (Abbildung 20) und der speziellen Höhe der Fraktur sinnvoll. Die symmetrischen Zangen wurden durch mehrfache Kippbewegungen unter Druck fixiert, um den Ausreißwiderstand zu erhöhen, die asymmetrische Zange

hingegen nur unter Druck befestigt. Auch hier betrug der Abstand der distalen Zangen 2 bzw. 15 cm zum Frakturspalt. Die proximalen Zangen waren 2 cm über dem Frakturspalt und 1 cm unter dem Tibiaplateau fixiert worden.

Über Backen und zwei parallele 11 mm- Stahlgestänge verband man die Zangen zum Fixateur. Die zweite Stange war nur am proximalsten und distalsten Fixationsstab befestigt und für eine höhere Stabilität notwendig. Auch hier sind die Bestandteile des Zangenfixateurs schon in klinischen Gebrauch gewesen und wurden

wiederverwendet (Hersteller: STRATEC Medical, Oberndorf, Schweiz).

2.1.3.4 Gruppe J: Der unaufgebohrte AO- Tibiamarknagel kombiniert mit einer 5- Loch LC- DCP



Abbildung 21: Versuchsknochen mit UTN und 5-Loch LC- DCP.

Analog zur Gruppe I wurde zuerst der UTN implantiert worden. Anschließend befestigte man eine 4,5 mm 5- Loch LC- DCP aus Titan auf Höhe des Frakturspaltes mit je zwei distalen und proximalen, selbstschneidenden 4,5 mm- Titan- Kortikalisschrauben bicortical und

lateralseitig (Abbildung 21). Gebohrt wurde mit der 4,5 mm LC-DCP Bohrbuchse in Neutralstellung und einem 3,2 mm Bohrer (Hersteller: STRATEC Medical, Oberndorf, Schweiz).

2.1.4 Druckpunkt der Krafteinleitung

Um eine möglichst physiologische Krafteinleitung zu erhalten, wurden an einer Modelltibia die Schnittlasten im Mittelpunkt der Schnittebene an der oberen Grenze des Osteotomiespaltes mit Hilfe einer 3D Finite Elemente Analyse berechnet. Daraus ist am Tibiaplateau der Punkt, welcher genau diese Kräfte im Osteotomiespalt erzeugt, abgeleitet worden.

Die Kräfte wurden an einer Modelltibia berechnet. In diese Berechnung sind auch Wirkungskräfte, wie Muskelansätze und physiologische Druck- und Zugbelastungen, eingeflossen [105].

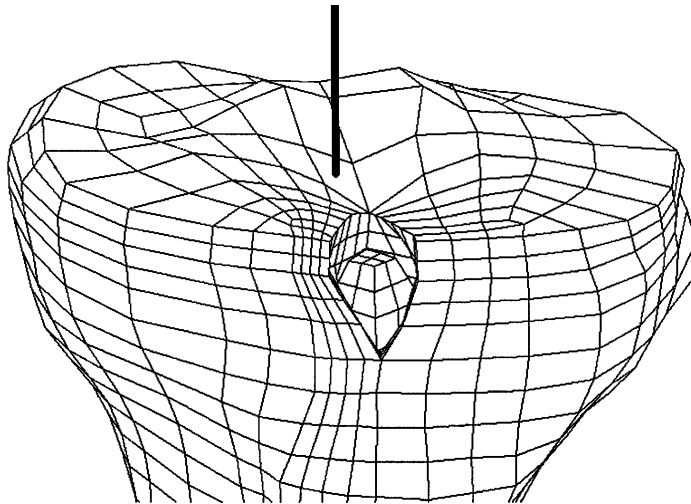


Abbildung 22: Krafteinleitung für die im Versuch benutzte Fraktur nach Duda [105].

Von diesem Modell ausgehend, wurde der Krafteinleitungspunkt auf Tibiaplateauhöhe in relativem Bezug zu seiner Breite und Länge errechnet. Dieser relative Bezug wurde auf die jeweiligen

Testtibiae übertragen, und der Krafteinleitungspunkt jeweils auf dem Tibiaplateau markiert und mit einem Kirschnerdraht versehen.

2.1.5 Die Testvorbereitung

An sämtlichen implantierten Präparaten wurde ein quer verlaufender Osteotomiespalt von 10 mm gesägt. Mit dem Osteotomiespalt sollte eine 1 cm grosse Knochentrümmerzone simuliert werden, die ein Abstützen der Knochenfragmente nicht ermöglichen sollte.

Der Abstand der oberen Kante des Osteotomiespaltes zum Tibiaplateau entsprach der Breite der Metaphyse zuzüglich 5 mm. Die Verlängerung um 5 mm wurde nötig, um beim UTN jedes Mal proximal alle drei Verriegelungsbolzen setzen zu können. Der Spalt wurde nach Vorzeichnen in gefrorenem Zustand frei Hand mit Hilfe

einer oszillierenden Säge gesetzt. Ein gegenseitiges Abstützen der Fragmente mit den dazugehörigen Reibungskräften während der Testung schloss man durch den Frakturspalt aus. Die Fraktur sollte eine komplexe, diaphysäre Tibiaquerfraktur 42 C 3.3 nach der AO-Klassifikation [7] nachahmen.

Ebenfalls in gefrorenem Zustand fand die Einbettung der Präparate statt. Distal wurde der Knochen für die becherförmige Halterung am Rand zurechtgesägt, um dann mit selbsthärtendem Acrylat-Kunststoff (Beracryl®) in die zylindrische Form eingegossen zu werden. Die Verriegelungsbolzen wurden vorher mit Knetmasse ummantelt, um ein Abstützen des Implantates an der Einbettung zu verhindern.

Proximal wurde zuerst am berechneten und ausgemessenen Krafteinleitungspunkt ein 2 mm Kirschnerdraht eingebohrt. Bei den UTNs ummantelte man das proximale Ende des Nagels mit Knetmasse, um ein Abstützen des Implantates an der proximalen Platte zu verhindern. Die proximale Stahlplatte, über die bei der Testung die Kraft eingeleitet wurde, war auf ihrer unteren Seite mit Superhartgips der Klasse IV (True Rock®) versehen worden. Durch den eingebrachten K- Draht wurde die Platte zentriert und mit dem Gips auf das Tibiaplateau gedrückt.

Nach Aushärtung konnte die Stahlplatte bis zur Messung und der Draht endgültig entfernt werden. Die Funktion des Kirschnerdrahtes beschränkte sich darauf, die Stahlplatte an der richtigen Stelle bezüglich der Krafteinleitung zu zentrieren, bis der Gips ausgehärtet war.

Diese Form der Einbettung hatte sich schon bei der biomechanischen Betrachtung von supracondylären Femurfrakturen von K. Ito bewährt [106].

Die präparierte Tibia wurde distal mit seiner Einbettung in einen Fixationszylinder aus INOX- Stahl mit einem Innendurchmesser von

48 mm, einer Höhe von 60 mm gesetzt und danach mit drei



Abbildung 23: Instron Testmaschine mit distalem Fixationszylinder.

Schrauben an seiner Einbettung fixiert. Der Fixationszylinder erlaubte Kippbewegungen in alle Richtungen bis zu einem Winkel von 30° , da er über ein halbes kardianisches Gelenk mit dem Boden der Testmaschine verbunden war.

Proximal wurde die Kraft über eine Stahlkugel in eine exzentrisch gelegene, kegelförmige Vertiefung in der proximalen Druckplatte eingeleitet, die dem berechneten Kraftereinleitungspunkt entsprach. Diese Verbindung ließ sämtliche Kipp- und Rotationsbewegungen zu. Die Druckplatte hatte zur besseren Fassung der Gipseinbettung der Tibia einen Anschlag. Die Tibia wurde so eingebettet, dass ihre Hinterkante senkrecht zum Boden des Druckprüfstandes ausgerichtet war [107].

2.1.6 Einbettung und Versuchsaufbau

Als Testmaschine wurde ein elektrospindelgesteuerter Zug- und Druckprüfstand verwendet (Instron, Typ 4302, Abbildung 23). Die Kapazität der Maschine betrug 0- 100 cm und 0- 10 kN, die Auflösung +/- 1 %, die Genauigkeit 0,1 mm.

Diese Maschine übte axialen Druck auf die Tibia aus. Die eingeleitete Kraft und der zurückgelegte Weg wurden von einer an die Testmaschine angeschlossenen Messeinrichtung mit einer Frequenz von 10 Hz aufgezeichnet.

Als Eingabe definiert war ein Weg von 9 mm mit einer Geschwindigkeit von 10 mm/min. Als vorzeitige Abbruchkriterien galten Implantatversagen oder eine Kraftüberlastung der Maschine bei 10 kN.

Für die räumliche Erfassung der Knochenfragment- und Implantatbewegungen bekamen diese jeweils über 2 mm Kirschnerdrähte verbunden, ein Gestell mit drei rechtwinklig in der Frontalebene liegenden, reflektierenden Metallkugeln, den Markern, eingebohrt (Abbildung 24, Abbildung 26).

Über ein videoptisches System sollte damit die Relativbewegung zwischen proximalem und distalem Knochenfragment festgestellt werden. Bei den Fixateuren waren jeweils am proximalen und

distalen Ende des Gestänges, bei der LC- DCP auch an den Implantatenden und beim UTN im Fragmentspalt über eine Klammer die Marker (System dreier reflektierender Kugeln) gesetzt.

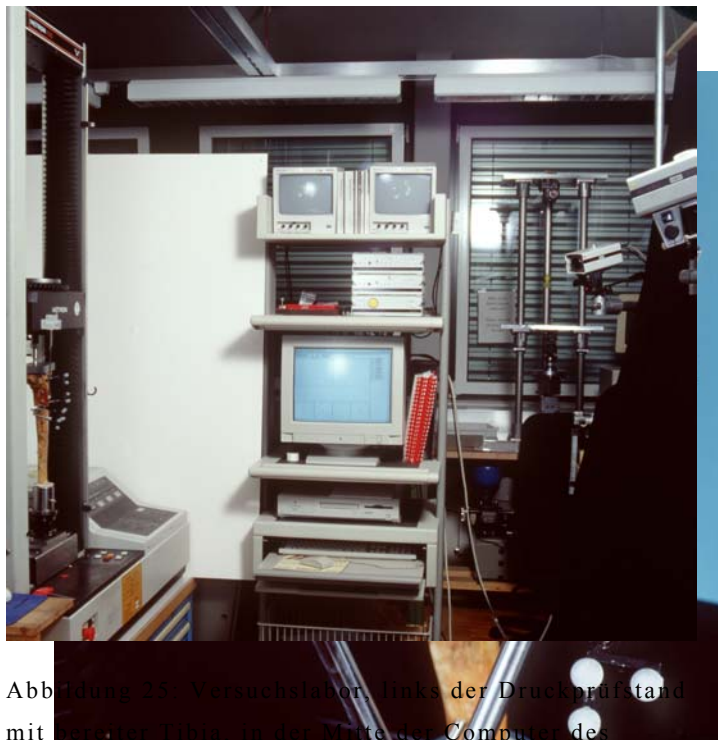


Abbildung 25: Versuchslabor, links der Druckprüfstand mit der Tibia, in der Mitte der Computer, des optischen Systems, rechts oben die beiden Kameras.

Abbildung 24: Hybridfixateur in der Versuchsanordnung, mit proximaler Druckplatte und Markern.



Abbildung 26: Versuchsaufbau, hier mit UTN und 5-Loch LC-DCP.

Um die Relativbewegungen der Fragmente während der Testung zu erfassen, wurden die Bewegungen der gesetzten optischen Marker über zwei Videokameras aufgezeichnet, welche die Informationen an den Computer des (Abbildung 25) 3-dimensionalen Video-optischen Meßsystems (3-D Mac Reflex, Fa. Qualisys, Schweden) leitete. Dieser errechnete für jede Kugel die räumlichen Koordinaten mit einer Frequenz von 30 Hz und einer Genauigkeit von 0,1 mm für die Dauer der Messung. Durch die

Anordnung dreier Kugeln im rechten Winkel und in einer Ebene konnte man über die Einzelkoordinaten der Kugeln, sowie deren Abstand und Richtung zu definierten Punkten auf der Tibia Bewegungen und Drehungen der dazugehörigen Fragmente und Implantate im Raum rekonstruieren. Um Fremdreife für das Videooptische System zu vermeiden, wurde das Labor zu den Versuchen abgedunkelt, und Implantatreflexe bei Bedarf durch Besprühen mit schwarzer Farbe verhindert.

2.1.7 Abbruchkriterien

Bei problemlosem Verlauf wurde der Versuch nach Zurücklegen der Strecke von 9 mm des Druckprüfstandes abgebrochen. Im Falle eines Knochen- oder Implantatversagens, bzw. der Überlastung des Druckprüfstandes wurde der Versuch zum Zeitpunkt des Versagens abgebrochen.

2.2 Datenverarbeitung

2.2.1 Ableitung der Größen

Die Daten der optischen Erfassung gaben für die Marker die jeweilige Position in der Abhängigkeit der Zeit. Über eine Vektorenrechnung und der Definition eines nach dem unteren Fragment ausgerichteten, beweglichen Koordinatensystems konnte die Relativbewegung des proximalen Fragmentes und des Implantates zum distalen Fragment errechnet werden.

Für die Auswertung wurden die um die drei Raumachsen rotierenden Winkel α , β und γ in Abhängigkeit von der Zeit benötigt. Um die linken und rechten Knochen miteinander vergleichen zu können, wurde die jeweilige rechte Tibia als Datengrundlage definiert und bei den linken Tibiae die Winkel α und γ negativiert.

Damit die Verschiebung des proximalen zum distalen Fragmentes bestimmt werden konnte, musste ein Punkt im proximalen und distalem Knochenfragment definiert werden. Der gewählte Punkt lag 16 mm hinter dem gedachten Schnittpunkt von Tibiavorderkante und oberer, bzw. unterer Grenze des Osteotomiespaltes. Um die Vergleichbarkeit von linkem und rechtem Knochen auch hier zu erhalten, mussten hier bei der linken Tibia die x- Werte negativiert werden. Dadurch war es möglich, Translationen dieses einen gewählten Punktes zu berechnen. Aus den 3 einzelnen Translationen wurde mit Hilfe der Trigonometrie, insbesondere des Satzes von Pythagoras, der resultierende Raumvektor berechnet:

$$(1) \quad E^2 = x^2 + z^2;$$

In gleicher Weise kann aus der Translation y und dem Ebenenvektor E der resultierende Raumvektor errechnet werden:

$$(2) \quad A^2 = y^2 + E^2;$$

Durch Einsetzen und Umformung erhält man:

$$(3) \quad A = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2},$$

wobei x , y und z den einzelnen Translationen, E dem Ebenenvektor und A dem Raumvektor entsprechen.

2.2.2 Messgrößen

Der Druckprüfstand gab an Daten die eingeleitete Kraft, den zurückgelegten Weg und über die Geschwindigkeit auch die benötigte Zeit an. In einem getrennten Programm mussten die Zeitskalen beider Messinstrumente bezüglich dem Versuchsstart und der unterschiedlichen Frequenz aneinander angepasst werden, da sie sich nicht direkt koppeln ließen. Damit war es möglich, die vom Druckprüfstand eingeleitete Kraft direkt den zugehörigen, optisch gemessenen Winkel- und Wegänderungen zuzuordnen. Bei einer Frequenz von 30 Hz beim videooptischen System bei 54 Sekunden Messzeit wurden bei jedem Test 1620 optische Messwerte pro Marker aufgezeichnet.

Bei der gesamten Messreihe fielen etwa 3 Millionen Messwerte an, die alle zur Bearbeitung in Excel Tabellen (Microsoft) konvertiert und dort bearbeitet wurden.

Aus den Ergebnissen des Druckprüfstandes ließ sich im linearen Bereich aus Kraft und Weg die Gesamtsteifigkeit des Knochen-Implantat- Verbundes errechnen. Diese konnte man dann in Abhängigkeit von der Knochenqualität und Implantatwahl vergleichen. Da es für die Biomechanik keine definierte Formel für die Berechnung der Steifigkeit gibt, wurde eine Standardisierung gewählt, um für die Studie die Vergleichbarkeit der Gruppen zu gewährleisten. Diese entsprach der Steigung der Kraft- Weg- Kurve bei 0,05 kN. Zur Berechnung wurde dazu der erste Wert, der 0,05 kN entsprach zusammen mit je zwei höheren und zwei niedrigeren Werten genommen, und eine Näherungsgerade hineingelegt. Die Steigung dieser Gerade war der ermittelte Steifigkeitswert. Der Wert von 0,05 kN wurde gewählt, da er dem höchsten Wert entsprach, bei dem sich alle Tibiae im linearen Bereich befanden.

Es wäre auch möglich gewesen, für jede Tibia den maximal möglichen linearen Bereich für eine Näherungsgerade zu nutzen. Aber die höhere Genauigkeit wäre auf Kosten der Vergleichbarkeit erkauft worden.

Die maximale Krafteinleitung entsprach dem in den Datensätzen jeweils höchsten Kraftwert.

Die Winkel- und Wegänderungen wurden im Abstand von 20 N berechnet und graphisch dargestellt.

Die Berechnung des resultierenden Vektors wurde wie schon abgeleitet (s.o.) trigonometrisch berechnet.

Der Gruppenvergleich wurde aus Mittelwerten der Daten gebildet und auf Schaubildern aufgetragen.

2.2.3 Nachbereitung

Um eine plastische Verformung des Knochens, der Implantate oder des Verbundes zu lokalisieren, wurden vor und nach dem Versuch Röntgenbilder in zwei Ebenen gemacht. Abgesehen von diesem

Vergleich fand nach den Versuchen eine makroskopische optische und palpatorische Kontrolle statt. Die Implantate wurden nach der Explantation auf Verbiegungen oder Beschädigungen hin untersucht.

3 Ergebnisse

3.1 Statistisches Modell mit Voranalysen

Die Erklärung zu den verwendeten Abkürzungen in der statistischen Auswertung befinden sich im Anhang (Tabelle 24).

3.1.1 Korrelationen

	STEIF50	MAXLOA D	A_300	B_300	G_300
STEIF50	1	0.73352	- 0.44455	- 0.39978	- 0.2266
		<.0001	0.002	0.0059	0.1299
MAXLOA D		1	- 0.57514	- 0.48583	- 0.28472
			<.0001	0.0006	0.0551
A_300			1	0.40329	0.4578
				0.0055	0.0014
B_300				1	0.40339
					0.0054
G_300					1

Tabelle 6: Korrelationen zwischen den einzelnen Größen mit Steif50 = Steifigkeit bei 50 N, Maxload = maximal eingeleiteter Kraft, A,B und G 300 = Winkel Alpha, Beta und Gamma bei 300 N

Es liegen ausser für STEIF50 / G_300 lineare Abhängigkeiten vor.
Am stärksten zeigt sich die Zunahme von MAXLOAD bei Anstieg von STEIF50.

3.1.2 Varianzanalysen

Sämtliche Varianzanalysen wurden mit effektiven und log-transformierten Werten gerechnet.

	Modell 1	Modell 2	Modell 3	Modell 4
	IMPL	IMPL	IMPL	IMPL
		BLOCK		BLOCK (Random)
			QUAL	
STEIF50	0.683492	0.902584	0.735733	- 241.6
MAXLOAD	0.681287	0.903582	0.754776	- 14.9
A_300	0.623414	0.907981	0.697219	- 64.3
B_300	0.274777	0.824019	0.482213	- 61.3
G_300	0.350462	0.775575	0.407994	- 50.5
LSTEIF50	0.820538	0.958929	0.858236	- 22.3
LMAXLOA D	0.712726	0.922939	0.781009	- 14.9
LA_300	0.40682	0.840366	0.49882	- 68.5
LB_300	0.297586	0.778846	0.503876	- 61
LG_300	0.316177	0.873631	0.444824	- 61.4

Tabelle 7: Varianzanalyse mit verschiedenen Modellen

Im folgenden wird detaillierter Output nur für das Modell 4 gezeigt, welches sich als am besten erwiesen hat.

3.1.3 Übersicht

Für die p- Werte Type III der Effekte ergibt sich folgendes Bild:

		STEIF50	MAXLOA	A_300	B_300	G_300
			D			
Modell 1	impl	0.0001	0.0001	0.0001	0.1799	0.0494
Modell 2	impl	0.0004	0.0006	0.0055	0.4103	0.2558
	BLOCK	0.3334	0.316	0.1487	0.1448	0.4638
Modell 3	impl	0.0001	0.0001	0.0001	0.0719	0.0659
	QUAL	0.2031	0.0707	0.1261	0.0254	0.5481
Modell 4	impl	0.0001	0.0001	0.0001	0.1799	0.0512
		LSTEIF50	LMAXLO	LA_300	LB_300	LG_300
			AD			
Modell 1	impl	0.0001	0.0001	0.015	0.1264	0.0926
Modell 2	impl	0.0001	0.0003	0.0718	0.2711	0.197
	BLOCK	0.1146	0.2107	0.2131	0.3573	0.0454
Modell 3	impl	0.0001	0.0001	0.013	0.0464	0.0696
	QUAL	0.1002	0.0625	0.2348	0.0219	0.1429
Modell 4	impl	0.0001	0.0001	0.0154	0.1292	0.0747

Tabelle 8: p- Werte der verschiedenen Modelle für die gemessenen Größen

Es zeigten sich obenstehende R- Square, respektive log- likelihood für das Random Effects Modell als Maß für die Anpasstheit des Modells:

Die log- transformierten Modell ergeben die besten Ergebnisse.

Der Einfluss der Knochenqualität ist nicht explizit dargestellt, doch zeigten sich bei den Standard Errors in den Modellen mit Knocheneffekt stets geringere Werte. Aus diesen Überlegungen wird im folgenden jeweils Modell 4 mit den dazugehörigen LSMEANS und deren paarweise Differenzen je Implantat rapportiert.

3.2 Kraft- Weg Relation

Die Kraft- Weg Relation ist eine Größe, die in dem beschriebenen Versuch durch die die Kraft einleitende INSTRON Testmaschine gemessen und aufgezeichnet wurde. Sie beschrieb die für einen zurückzulegenden Weg notwendige Kraft. Diese beiden Größen wurden in einem Schaubild abgebildet, dessen x- Abszisse den Weg in mm, und dessen y- Ordinate die Kraft in kN angab.

Auf diesen Kurven bildete sich ein idealerweise homogener Verlauf mit einem steilen Beginn und einer langsamen Abflachung. Die Linearität der Kurve wurde ab einem Grenzwert von zackenförmigen Kraftnächlässen abgelöst, die den Beginn eines partiellen Knochen- Implantatversagens kennzeichneten. Die Schaubilder zeigten die übereinandergelegten Kraft- Weg Kurven jeweils der verschiedenen Knochen einer Implantatgruppe. Die einzelnen Besonderheiten der Implantatgruppen bzw. bestimmter Knochentestungen werden im folgenden erörtert.

3.2.1 Gruppe G, Fixateur externe

Diese Gruppe zeigte überwiegend gleichmäßige Kurvenverläufe ohne größere Zeichen für ein Versagen des Knochen- Implantat Verbundes. Die vorhandenen kleineren Versackungen waren jedoch Zeichen eines partiell vorhandenen oder beginnenden Versagens. Der Knochen 532re wurde aus der Auswertung herausgenommen, da bei diesem Knochen eine andere Fixateurkonstruktion benutzt wurde, die einen Vergleich mit den anderen Knochen nicht ermöglichte.

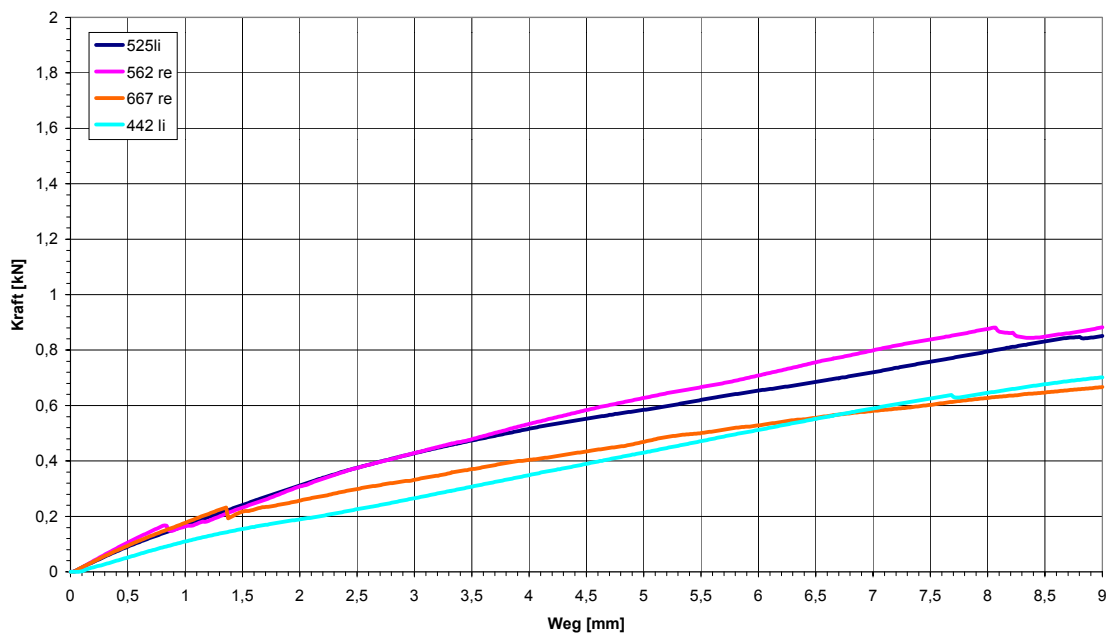


Abbildung 27: Kraft- Weg- Kurve der mittels Fixateur externe instrumentierten Tibiae (Ordinate: Kraft in kN; Abszisse: Weg in mm)

3.2.2 Gruppe H, Hybridfixateur

Diese Gruppe zeigte einen ähnlichen Verlauf, wie die Gruppe G, jedoch zeigten sich hier häufige kleine Versackungen. Eine große Ausnahme in dieser Gruppe bildete der Knochen 525re, der bei 6,5

mm einen deutlichen Versatz in der y- Ordinate zeigte. Während des Versuches war zu diesem Zeitpunkt (bei 6,5 mm) auch ein deutliches Knacken zu hören

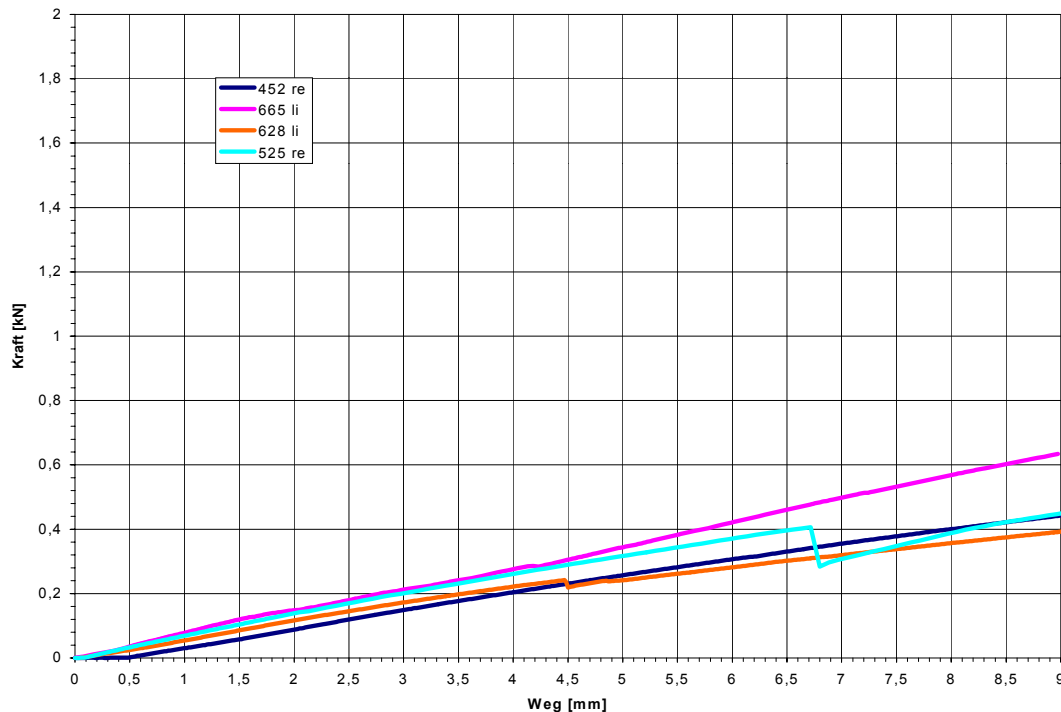


Abbildung 28: Kraft- Weg- Kurve der mittels Hybridfixateur instrumentierten Tibiae (Ordinate: Kraft in kN; Abszisse: Weg in mm).

3.2.3 Gruppe I, UTN + Pinlessfixateur

Auch hier zeigte sich ein insgesamt gleichmäßiger Verlauf, jedoch trat der Versatz der Kurven deutlicher als in Gruppe H auf. Während der Testung war ein Bewegen des Nagels in der Markhöhle zu sehen. Im Gegensatz zu den beiden ersten Gruppen, war ein steilerer Verlauf zu erkennen. Beim Knochen 667li begann die Kurve erst bei 2 mm, da der Knochen nicht korrekt in die Messvorrichtung eingespannt war, und so 2 mm Spielraum dazwischen waren. Der weitere Verlauf dieses Knochens war jedoch unauffällig.

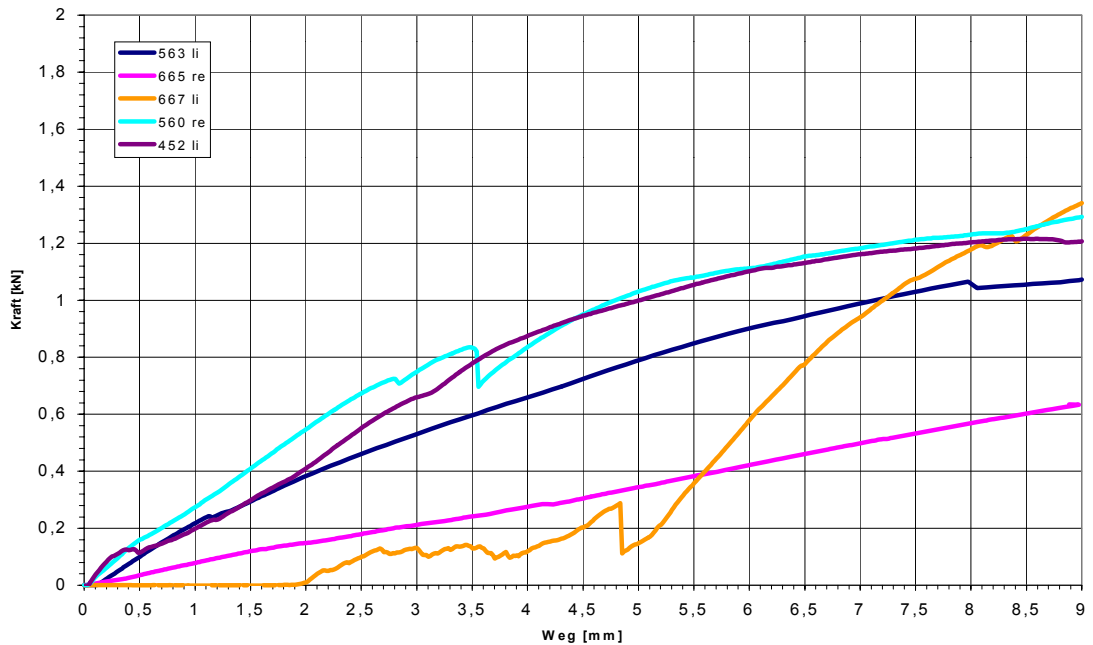


Abbildung 29: Kraft- Weg- Kurve der mittels UTN sowie Pinless- Fixateur instrumentierten Tibiae (Ordinate: Kraft in kN; Abszisse: Weg in mm).

3.2.4 Gruppe J, UTN + 5- Loch LC- DCP

Wie auch bei den anderen Gruppen zeigte diese Gruppe eine insgesamt homogene Kurvenerscheinung, jedoch mit deutlich steilerem Verlauf. Der Knochen 442re wurde ausgesondert, weil dieser während des Versuches in seiner distalen Halterung gerutscht war. Zwei Inhomogenitäten am Knochen 562li wiesen auf partielles Knochen- Implantat Versagen hin. Das Präparat mit der geringsten erreichten Maximalkraft 560li zeigte nach 8 mm einen leichten Kraftnachlass.

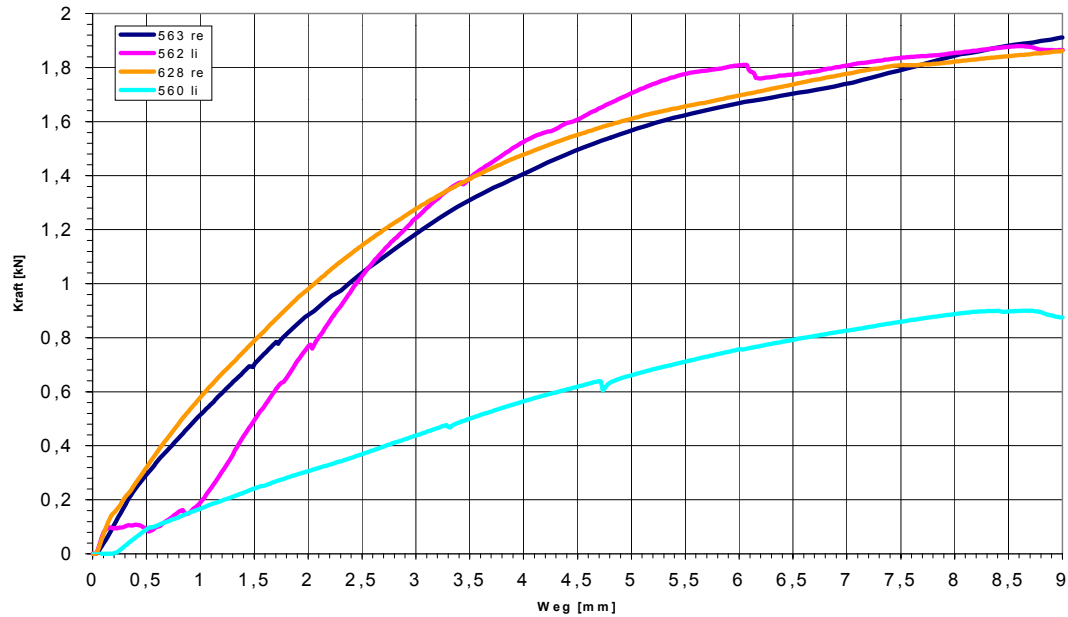


Abbildung 30: Kraft- Weg- Kurve der mittels UTN sowie LC- DCP instrumentierten Tibiae (Ordinate: Kraft in kN; Abszisse: Weg in mm).

3.3 Steifigkeit

Die Steifigkeit ist definiert als Steigung der Kraft- Weg Kurve im linearen Bereich. Dies entspricht der Kraft, die ein Körper einer einwirkenden Verformungskraft entgegensetzt. Um die Vergleichbarkeit der Steifigkeiten aller Knochen zu erhalten, wurde als Definition die Steifigkeit bei 50 N gewählt. Dies entsprach bei allen Kurven noch dem linearen Anteil.

Bei der Steifigkeit zeigten sich große Unterschiede, mit aber zum Teil erheblichen Streuungen. Die folgenden Angaben zeigen die Steifigkeiten mit den Standardabweichungen.

3.3.1 Deskriptive Analysen

IMPLANT	N	MEAN	STD	CV	STDER	LCLM	UCLM	MIN	Q1	MEDIA	Q3	MAX
T					R					N		
UTN+P	4	831.9	426.1	51.2	213.1	153.7	1510.0	309	484.5	910.5	1179.2	1197.4
UTN+ZF	5	330.4	96.6	29.2	43.2	210.6	450.3	225.1	253.2	320.9	397.5	455.5
FE	4	176.0	46.4	26.3	23.2	102.1	249.8	120.7	141.0	176.5	211.0	230.2
HF	5	66.3	12.6	19.1	5.7	50.6	82.0	56.2	56.3	59.6	75.7	83

Tabelle 9: statistische Werte der Implantate in Bezug auf die Steifigkeit bei 50 N.

3.3.2 Regression Modell 4 für LOG(STEIF50)= LSTEIF50

	Least Squares Means	Estimate	Standard Error
	FE	5.1258	0.1701
	HF	4.1062	0.1528
	UTN+P	6.5964	0.1691
	UTN+ZF	5.821	0.1524

Tabelle 10: Standardfehler in Bezug auf die Steifigkeit bei 50 N

Differences of Least Squares Means				
impl	_impl	Estimate	Error	Adj P
FE	HF	1.0196	0.2158	0.0022
FE	UTN+P	- 1.4707	0.2252	0.0001
FE	UTN+ZF	- 0.6952	0.2148	0.0785
HF	UTN+P	- 2.4902	0.2139	0.0001
HF	UTN+ZF	- 1.7148	0.1962	0.0001
UTN+P	UTN+ZF	0.7754	0.2054	0.023

Tabelle 11: Signifikanznachweis der Gruppen gegeneinander in Bezug auf die Steifigkeit bei 50 N.

Die deutlich geringste Steifigkeit zeigte die Gruppe H (Hybridfixateur) mit 64,0 ($\pm 13,3$) N/mm. Die Konstruktion der Gruppe G mit dem Fixateur externe konnte mit 176,0 ($\pm 46,4$) N/mm eine deutlich höhere Steifigkeit aufweisen. Erwartungsgemäß lagen die beiden additiv versorgten UTN- Gruppen in der Steifigkeit weitaus höher. Die Gruppe I erreichte durch die zusätzliche Stabilisierung mit dem Zangenfixateur 330,4 ($\pm 96,6$) N/mm. Die bei weitem höchste Steifigkeit zeigte die Gruppe J mit der Kombination aus UTN und einer 5- Loch LC- DCP mit 831,9 ($\pm 426,2$) N/mm.

3.4 Maximale Krafteinleitung

Die maximale Kraft, die während eines Versuches gefahren wurde befand sich meist am Ende der Kurve, nachdem die Maschine die gegebenen 9 mm ihres Weges bewältigt hatte. War dies nicht der Fall, so war die Ursache im Versagen des Knochen- Implantat-

Kontaktes zu sehen. Dann befand sich der Punkt der höchsten Kraft genau vor dem Versagenspunkt.

Zwischen den Implantatgruppen waren große Unterschiede feststellbar. Auch hier werden die Ergebnisse mit einer Standardabweichung angegeben.

Wie auch in der Steifigkeit lieferte hier die Gruppe H mit dem Hybridfixateur 0,5 ($\pm 0,2$) kN das schlechteste Ergebnis.

Geringfügig höher war die maximale Kraft bei der Gruppe G (Fixateur externe) mit 0,7 ($\pm 0,2$) kN.

Die beiden mit zusätzlichen Implantaten versorgten Gruppen I (UTN + Pinless) mit 1,1 ($\pm 0,3$) kN und J (UTN + LC DCP) mit 1,6 ($\pm 0,5$) kN unterschieden sich deutlich von den beiden Gruppen mit den Fixateuren.

3.4.1 Deskriptive Analysen

IMPLANTAT	N	MEAN	STD	CV	STDER	LCLM	UCLM	MIN	Q1	MEDIA	Q3	MAX
					R					N		
UTN+P	4	1.6	0.5	30.1	0.25	0.85	2.42	0.9	1.38	1.87	1.9	1.91
UTN+ZF	5	1.1	0.3	22.8	0.11	0.8	1.43	0.7	1.07	1.16	1.2	1.34
FE	4	0.7	0.2	26.1	0.09	0.39	0.96	0.45	0.56	0.69	0.7	0.88
HF	5	0.5	0.2	42.0	0.1	0.25	0.79	0.3	0.39	0.44	0.6	0.85

Tabelle 12: statistische Werte der Implantate in Bezug auf die maximale Krafteinleitung

3.4.2 Regression Modell 4 für LOG(MAXLOAD)= MAXLOAD

	Least Squares Means	Estimate	Standard Error
	FE	- 0.4209	0.1441
	HF	- 0.7182	0.1289
	UTN+P	0.4484	0.1441
	UTN+ZF	0.08134	0.1289

Tabelle 13: Standardfehler der Implantate in Bezug auf maximale Krafteinleitung.

Differences of Least Squares Means				
impl	_impl	Estimate	Error	Adj P
FE	HF	0.2973	0.1933	0.8675
FE	UTN+P	- 0.8693	0.2038	0.0047
FE	UTN+ZF	- 0.5022	0.1933	0.2552
HF	UTN+P	- 1.1666	0.1933	0.0001
HF	UTN+ZF	- 0.7996	0.1822	0.0034
UTN+P	UTN+ZF	0.3671	0.1933	0.669

Tabelle 14: Signifikanznachweis der Gruppen gegeneinander in Bezug auf die maximale Krafteinleitung.

3.5 Rotationen

Die klinischen Fehlstellungen Varus und Valgus, Ante- und Retrokurvation sowie Außen- und Innenrotation lassen sich mathematisch als Rotationen um die drei Raumachsen darstellen. Zunächst waren die Gruppen einzeln und qualitativ betrachtet worden, um dann später die jeweiligen Gruppenmittelwerte aus dem Betrag aller Kurven quantitativ im Betrag miteinander zu vergleichen. Im Anschluss daran folgt die statistische Auswertung der Rotationen bei 300 N.

3.5.1 Rotationen in Varus- /Valgusrichtung

Die Gruppe des Fixateur externe zeigte bei zwei Präparaten eine zunehmende Tendenz in den Varus, wohingegen ein Knochen eine weniger starke Varustendenz bis zum Zeitpunkt des Versuchsabbruches aufwies.

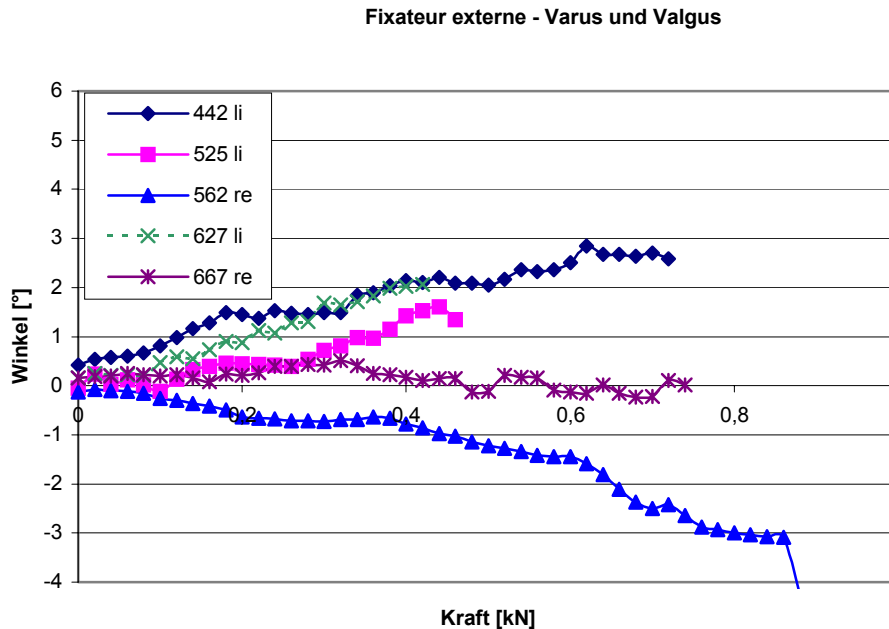


Abbildung 31: Rotation in Varus- und Valgusrichtung in Gruppe G (Darstellung der Einzelergebnisse).

Bei den Hybridfixateuren zeigte sich bei zwei der getesteten Knochen eine deutliche Varisierung. Insgesamt waren zum Zeitpunkt des Versuchsabbruches alle Knochen im Varus.

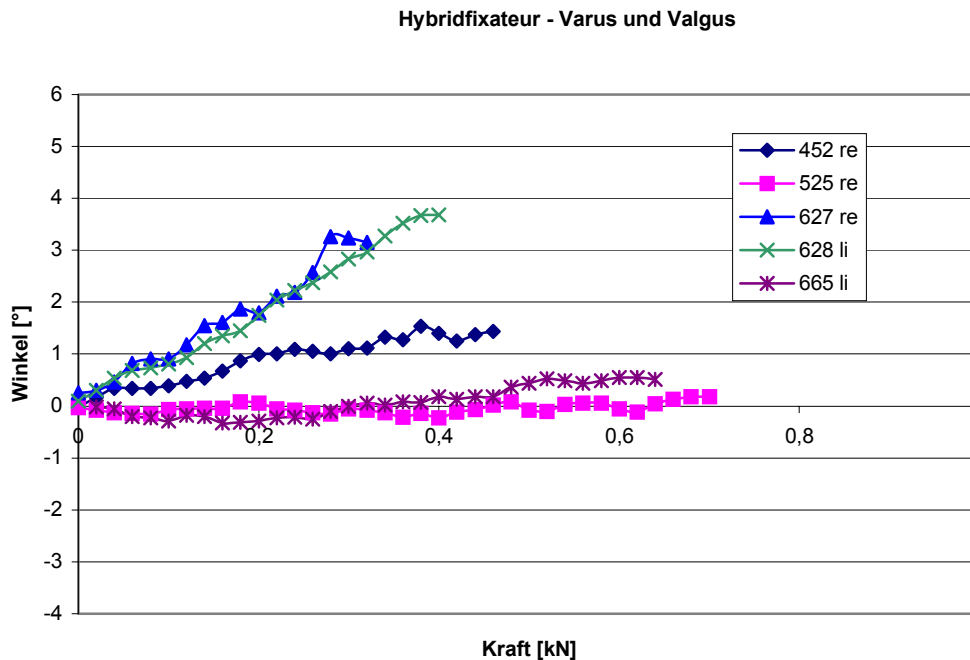


Abbildung 32: Rotation in Varus- und Valgusrichtung in Gruppe H (Darstellung der Einzelergebnisse).

Die mit dem Zangenfixateur zusätzlich fixierend versorgten Knochen zeigen eine große Variabilität der Ergebnisse. Während ein Knochen in einem fast zweigradigen Valgus bei 1000 N endete, zeigten die Kurvenverläufe der anderen Knochen eine deutliche Rotation in einen Varus. Zwei der Knochen lagen zum Zeitpunkt des Abbruches bei etwa 8° Varusfehlstellung.

UTN + Zangenfixateur - Varus und Valgus

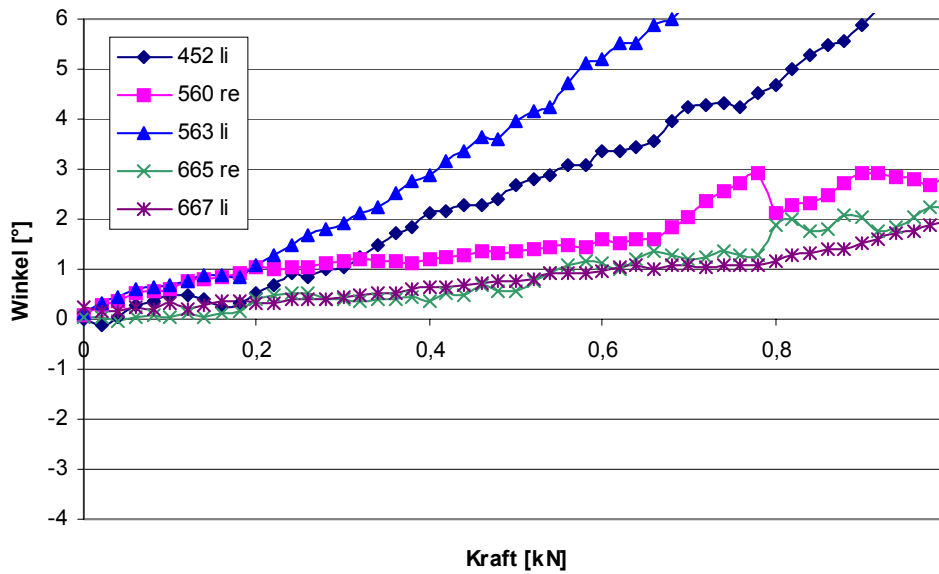


Abbildung 33: Rotation in Varus- und Valgusrichtung in Gruppe I (Darstellung der Einzelergebnisse).

Deutlich geringer fiel diese Streuung bei der letzten, mit einer zum UTN zusätzlich mit einer Platte fixierten Knochengruppe aus. Alle Knochen zeigen einen homogenen und langsamen Anstieg in einen leichten Varus.

UTN + LC-DCP - Varus und Valgus

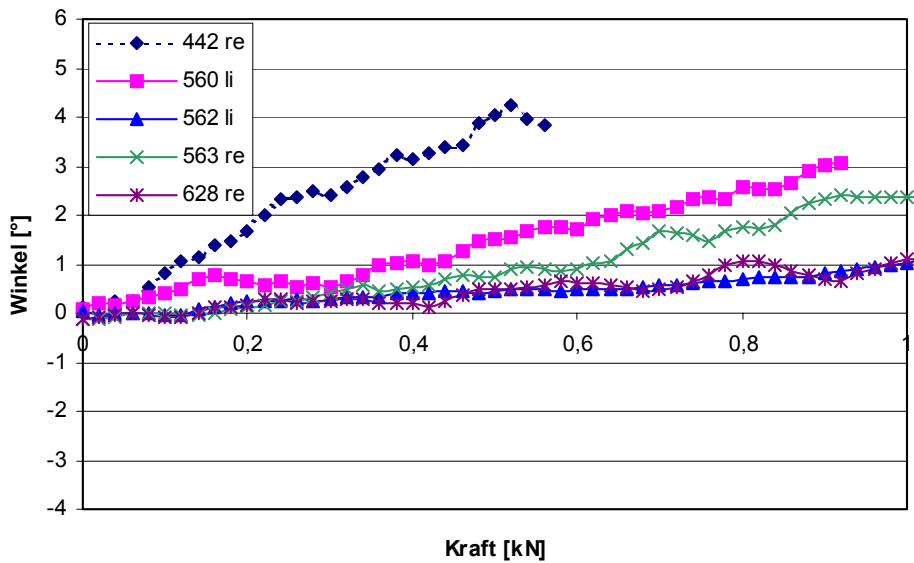


Abbildung 34: Rotationen in Varus- und Valgusrichtung in Gruppe J (Darstellung der Einzelergebnisse).

Im direkten Gruppenvergleich der Mittelwerte – aus Gründen der Anschaulichkeit wurde aus einer Parallelstudie das Ergebnis einer nur mit dem UTN versorgten Knochengruppe mit hineingenommen – zeigten sich direkt die quantitativen Unterschiede. In der Übersicht zeigte sich zunächst einmal ein homogener Verlauf aller Kurven. Der Hybridfixateur zeigte im Gegensatz zu den anderen getesteten Gruppen annähernd doppelt so große Fehlstellungen. Die Betrachtung der drei mit Nägeln versorgten Kurven zeigte eine deutliche Verringerung der Fehlstellung der beiden mit zusätzlichen Maßnahmen versorgten Knochen. Die deutlich geringste Fehlstellung zeigte hierbei die Gruppe mit der zusätzlichen Platte. Im Bereich höherer Kräfte verlief die Gruppe mit dem additiven Zangenfixateur in eine nichtlineare Zunahme der Fehlstellung.

Varus und Valgus

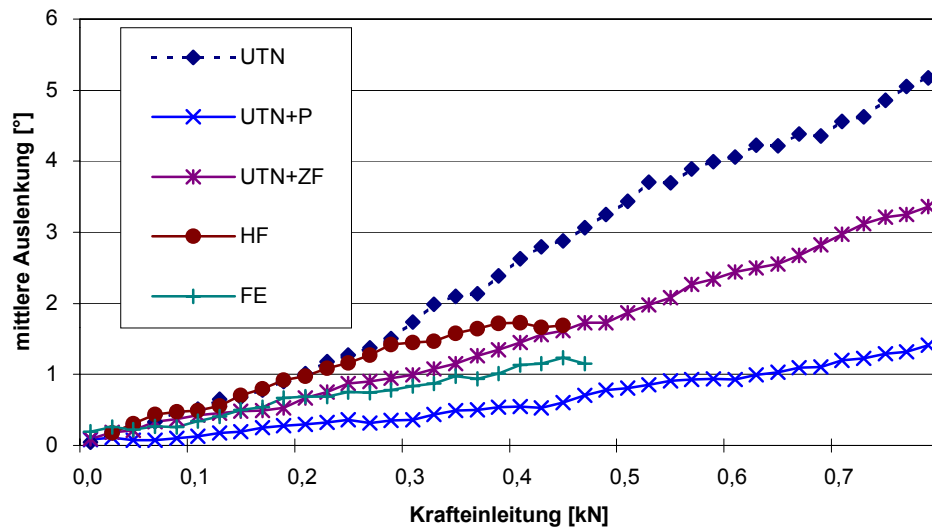


Abbildung 35: Varus und Valgus der Gruppenmittelwerte im direkten Vergleich.

Die statistische Auswertung ergab folgendes Ergebnis:

3.5.1.1 Deskriptive Analysen

A_300

IMPL	IMP L	N	MEAN	STD	CV	VAR	STDMEAN	MIN	Q1	MEDIA N	Q3	MAX	LCL	UCL
UTN+P	7	4	0.36	0.12	33.60	0.01	0.06	0.26	0.26	0.34	0.46	0.51	0.17	0.55
UTN+Z F	8	5	0.99	0.62	62.83	0.39	0.28	0.42	0.42	1.04	1.15	1.93	0.22	1.77
FE	9	4	0.48	0.92	192.06	0.84	0.46	- 0.72	- 0.15	0.57	1.10	1.49	- 0.98	1.94
HF	10	5	1.42	1.55	108.77	2.39	0.69	- 0.06	0.00	1.11	2.83	3.23	- 0.50	3.34

Tabelle 15: statistische Werte der Implantate in Bezug auf die Varus-/Valgusdeformierung.

3.5.1.2 Least Squares Means

A_300

IMPL	IMPL	MIXED2		UNIVARIAT	
		LSMEAN	STDERRO R	MEAN	STDERRO R
UTN+P	7	0.30	0.50	0.36	0.06
UTN+ZF	8	1.14	0.45	0.99	0.28
FE	9	0.74	0.50	0.48	0.46
HF	10	1.41	0.45	1.42	0.69

Tabelle 16: Mittelwerte und Standardfehler bei Varus- /Valgusrotationen.

3.5.1.3 Differences of Least Squares Means

(Adj P Tukey- Kramer)

A_300

impl	_impl	Estimate	StandardError	Adj P
7	8	- 0.8385	0.5877	0.9055
7	9	- 0.4351	0.6561	0.9995
7	10	- 1.1079	0.6169	0.7309
8	9	0.4034	0.6218	0.9996
8	10	- 0.2694	0.5616	1.0000
9	10	- 0.6728	0.6271	0.9826

Tabelle 17: Signifikanznachweis der Gruppen gegeneinander in Bezug auf die Varus- /Valgusfehlstellung.

3.5.2 Rotationen in Ante- und Retrokurvationsrichtung

Bei der Betrachtung der Einzelkurven fiel auf, dass fast durchgehend die Rotationen in Richtung einer Antekurvationsfehlstellung verliefen.

Bei der Gruppe des Fixateur externe zeigte sich eine vor allem in höheren Kraftbereichen stärkere Antekurvationsfehlstellung.

Besonders stach dabei der Knochen 525 li mit deutlich höheren Winkelveränderungen hervor.

Fixateur externe - Ante- und Rekurvation

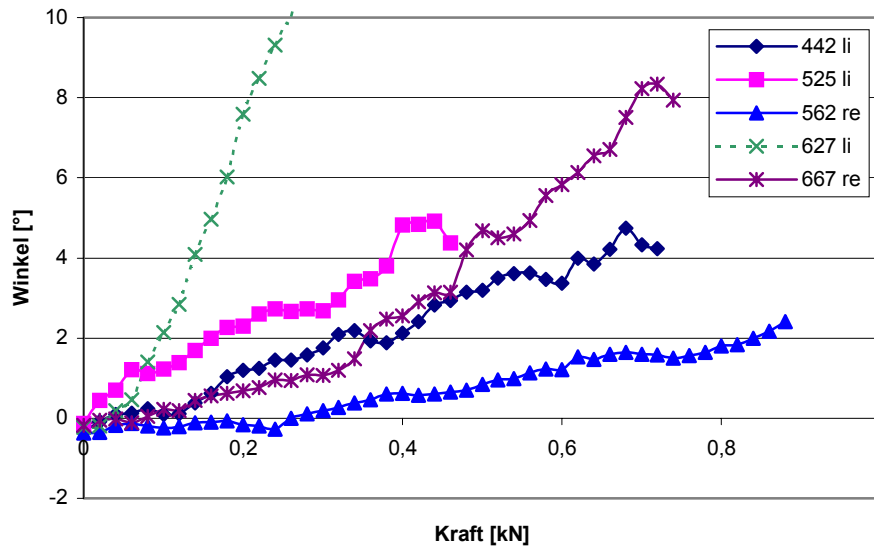


Abbildung 36: Rotation in Ante- und Rekurvationsrichtung in Gruppe G (Darstellung der Einzelergebnisse).

Auch in der Gruppe der Hybridfixateure störte ein Knochen die Homogenität der Verläufe. Der Knochen 627re zeigte eine deutliche Zunahme der Fehlstellung im Bereich zwischen 200 und 300 N. Aber auch hier konnte man den eindeutigen Trend der Kurven in Richtung einer Antekurvation erkennen.

Hybridfixateur - Ante- und Retroversion

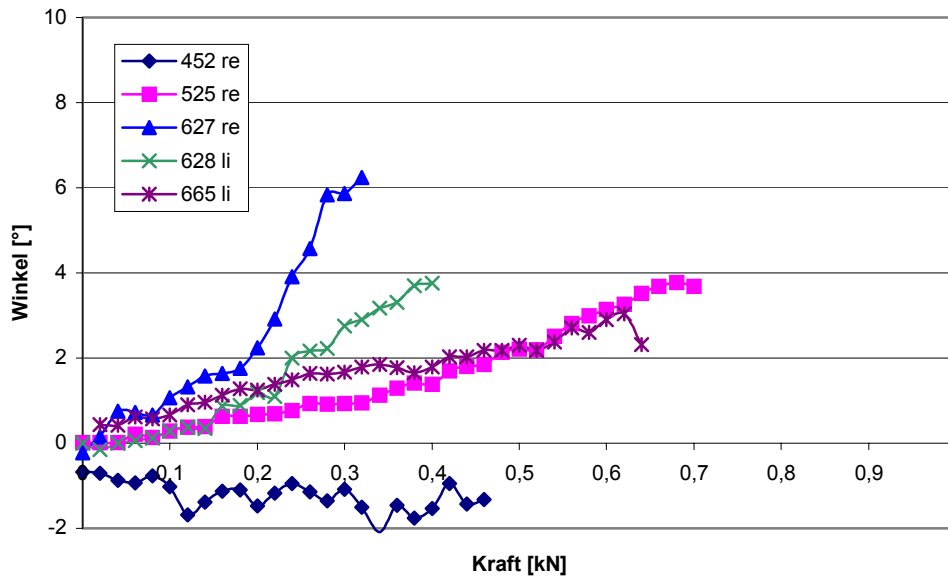


Abbildung 37: Rotation in Ante- und Rekurvationsrichtung in Gruppe H (Darstellung der Einzelergebnisse).

Die mit Zangenfixateuren fixierten Verriegelungsnägel wiesen in zwei Fällen bei unter 200 N Belastung eine leichte Retrokurvationstendenz, die sich aber weiter folgend in eine Antekurvatur wandelte. Diese beiden Tibiae wiesen dabei eine deutlich geringere Rotation als der Durchschnitt der anderen drei Präparate auf. Zwei von den Knochen zeigten auch einen steileren Verlauf ihrer Kurven.

UTN + Zangenfixateur - Ante- und Retroversion

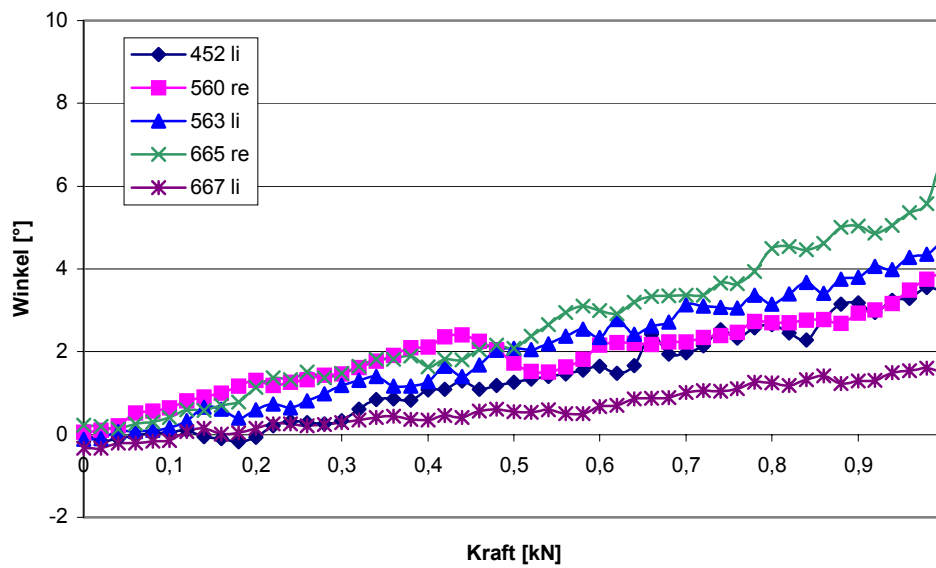


Abbildung 38: Rotation in Ante- und Rekurvationsrichtung in Gruppe I (Darstellung der Einzelergebnisse).

In der letzten Gruppe der mit einer Platte zusätzlich stabilisierten Knochen war mit Ausnahme des Knochens 560 li ein homogenes Bild mit geringen Winkeländerungen zu sehen. Diese Ausnahme jedoch unterschied sich jedoch bei 900 N um etwa 8° von den anderen Dreien, die sich im Bereich $1-2^\circ$ befanden.

UTN + LC-DCP - Ante- und Retroversion

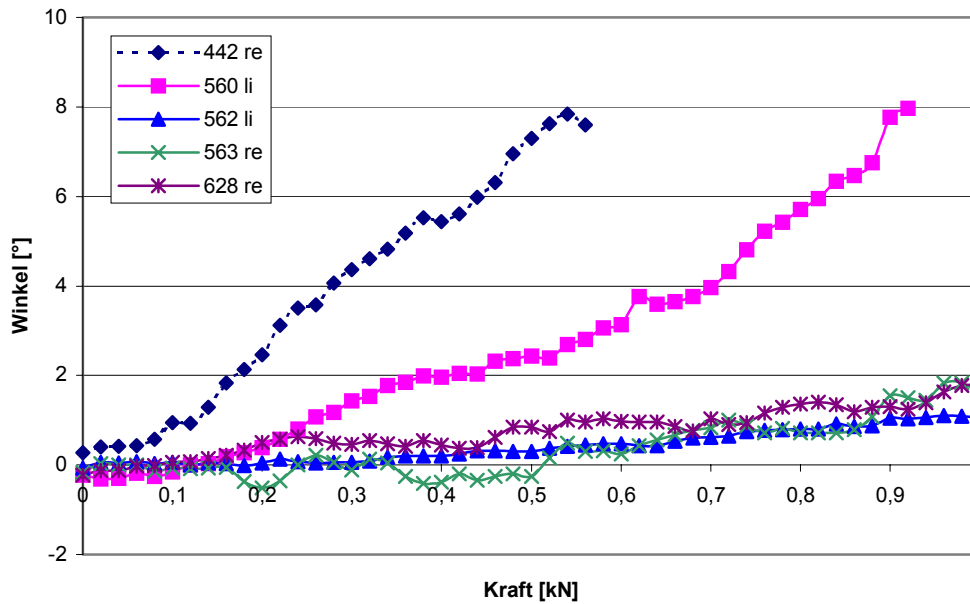


Abbildung 39: Rotation in Ante- und Rekurvationsrichtung in Gruppe J (Darstellung der Einzelergebnisse).

Im direkten Vergleich der Gruppen wies auch hier die Hybridfixateurgruppe vor der Gruppe der Fixateure die höchste Rotationsneigung auf. Die additive Versorgung des UTN senkte die Rotation deutlich. Die geringsten Abweichungen hatte dabei die Gruppe mit der zusätzlichen Platte.

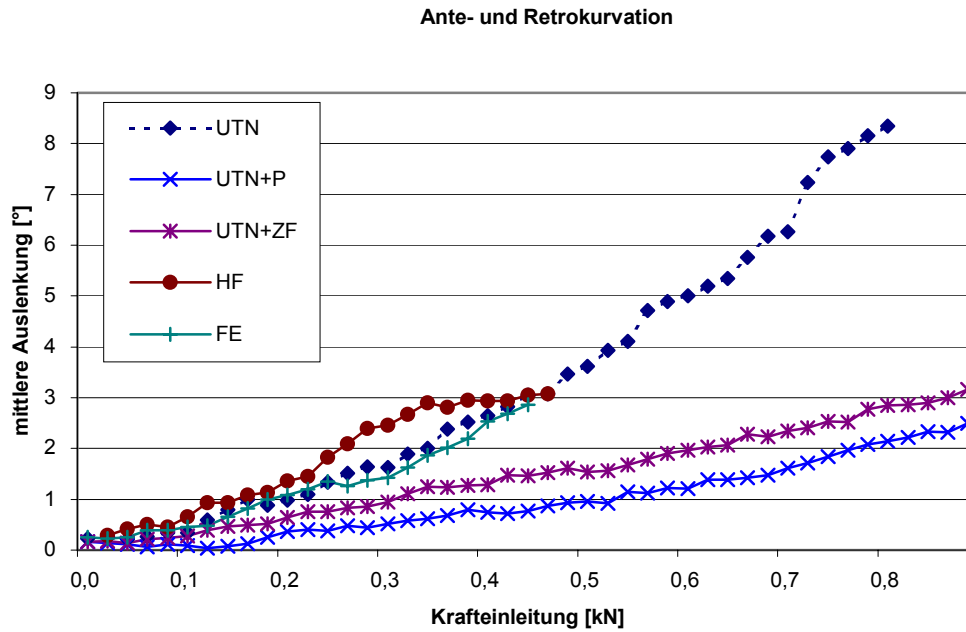


Abbildung 40: Ante- und Retroversion der Gruppenmittelwerte im direkten Vergleich.

Die statistische Berechnung lieferte folgendes Ergebnis:

3.5.2.1 Deskriptive Analysen

B_300

IMPL	IMP L	N	MEAN	STD	CV	VAR	STDMEAN	MIN	Q1	MEDIA N	Q3	MAX	LCL M	UCL M
UTN+P	7	4	0.46	0.69	150.97	0.48	0.35	-0.12	-0.03	0.26	0.94	1.43	-0.64	1.56
UTN+ZF	8	5	0.95	0.60	62.85	0.36	0.27	0.29	0.33	1.18	1.47	1.48	0.21	1.69
FE	9	4	1.42	1.06	74.34	1.12	0.53	0.19	0.63	1.41	2.22	2.68	-0.26	3.10
HF	10	5	2.03	2.56	126.33	6.55	1.14	-1.08	0.93	1.67	2.75	5.86	-1.15	5.20

Tabelle 18: statistische Werte der Implantate in Bezug auf die Ante- und Retrokurvation

3.5.2.2 Least Squares Means

B_300

IMPL	IMPL	MIXED2		UNIVARIAT	
		LSMEAN	STDERROR	MEAN	STDERROR
UTN+P	7	0.23	0.53	0.46	0.35
UTN+ZF	8	0.96	0.47	0.95	0.27
FE	9	1.66	0.53	1.42	0.53
HF	10	2.02	0.47	2.03	1.14

Tabelle 19: Mittelwerte und Standardfehler bei Ante- und Retrokuration

3.5.2.3 Differences of Least Squares Means

(Adj P Tukey- Kramer)

B_300

impl	_impl	Estimate	Standard Error	Adj P
7	8	- 0.7272	0.7091	0.9880
7	9	- 1.4268	0.7552	0.6757
7	10	- 1.7910	0.7099	0.2987
8	9	- 0.6996	0.7080	0.9907
8	10	- 1.0638	0.6626	0.8348
9	10	- 0.3642	0.7081	0.9999

Tabelle 20: Signifikanznachweis der Gruppen gegeneinander in Bezug auf die Ante-/Rekuration.

3.5.3 Innen- und Außenrotationen

Im Überblick der Einzelkurven fiel auf, dass bis auf beim UTN mit Zangenfixateur die Gruppen sich tendenziell im Bereich um die Nulllinie aufhielten.

Fixateur externe - Außen- und Innenrotation

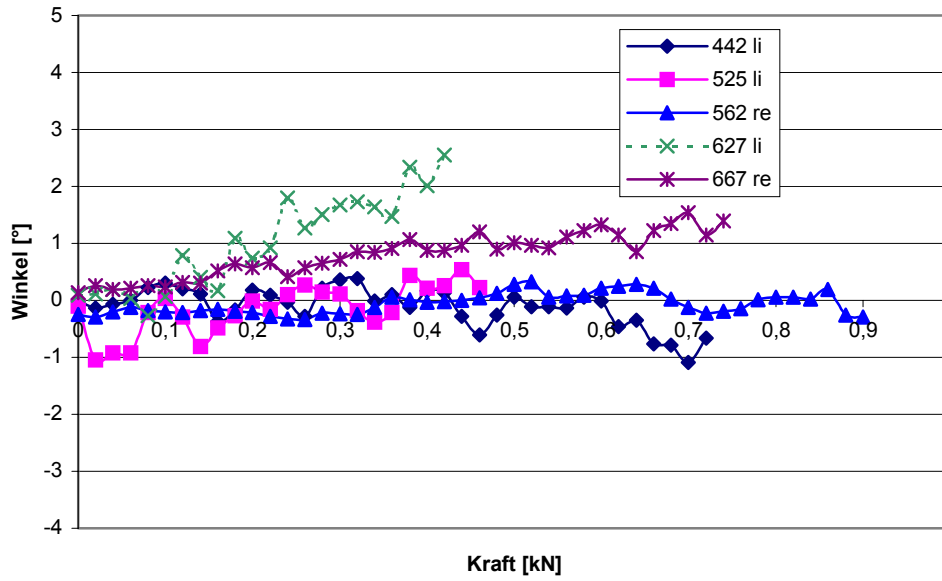


Abbildung 41: Außen- und Innenrotation in Gruppe G (Darstellung der Einzelergebnisse).

Hybridfixateur - Außen- und Innenrotation

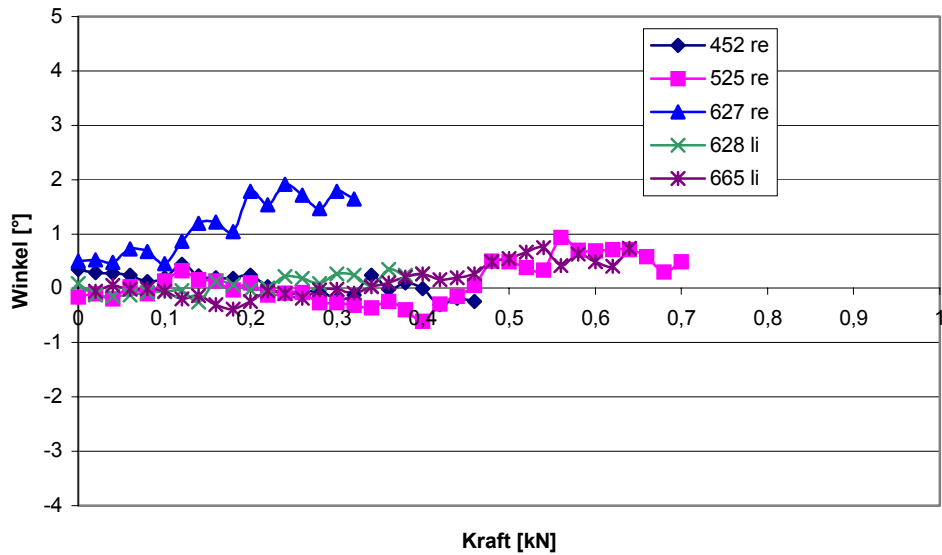


Abbildung 42: Außen- und Innenrotation in Gruppe H (Darstellung der Einzelergebnisse).

Beim UTN mit Zangenfixateur war ein zunehmender Trend in Richtung Innenrotation zu sehen.

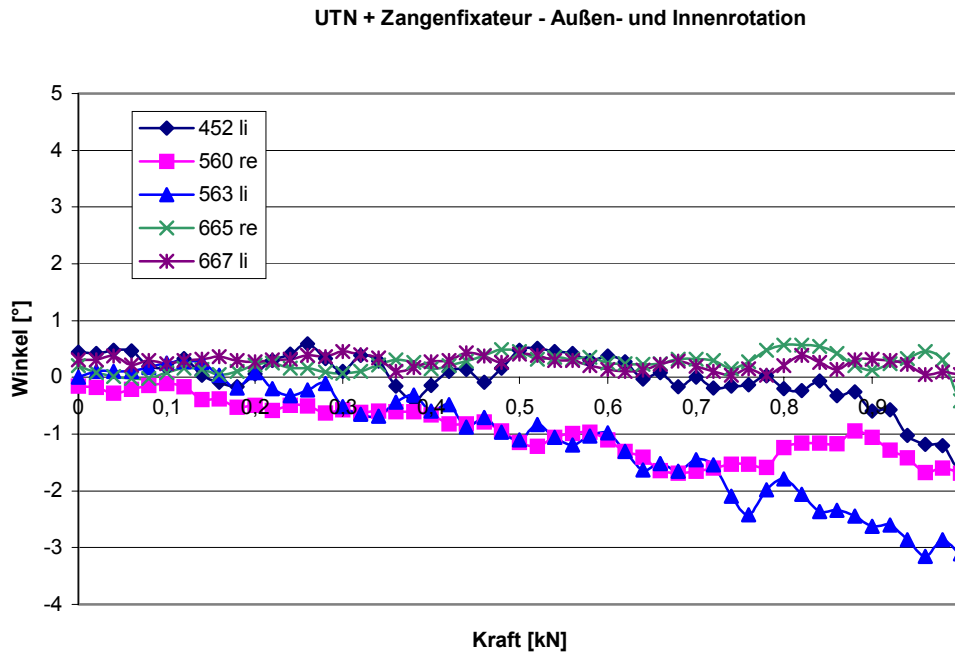


Abbildung 43: Außen- und Innenrotation in Gruppe I (Darstellung der Einzelergebnisse).

Die Verläufe waren insgesamt sehr homogen und mit geringer Streuung. Beim UTN mit zusätzlicher Platte zeigte sich eine leichte Außenrotation.

UTN + LC-DCP - Außen- und Innenrotation

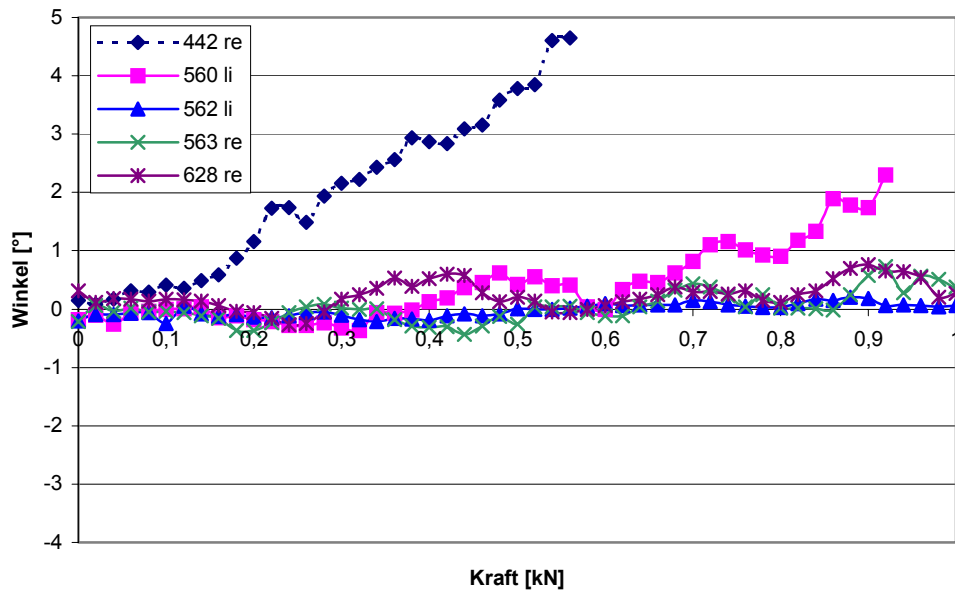


Abbildung 44: Außen- und Innenrotation in Gruppe G (Darstellung der Einzelergebnisse).

Im Gesamtgruppenvergleich waren die Verläufe der Gruppen nahezu gleich. Die geringsten Abweichungen zeigte auch wie in den vorhergehenden Rotationsrichtungen die Gruppe mit dem UTN und der additiven Platte. Es zeigte sich ein sehr deutlicher Unterschied im Verlauf der vier Implantatgruppen zum im Vergleich stehenden UTN. Die Abweichung betrug bei höherer Belastung ein Vielfaches.

Aussen- und Innenrotation der Gruppen

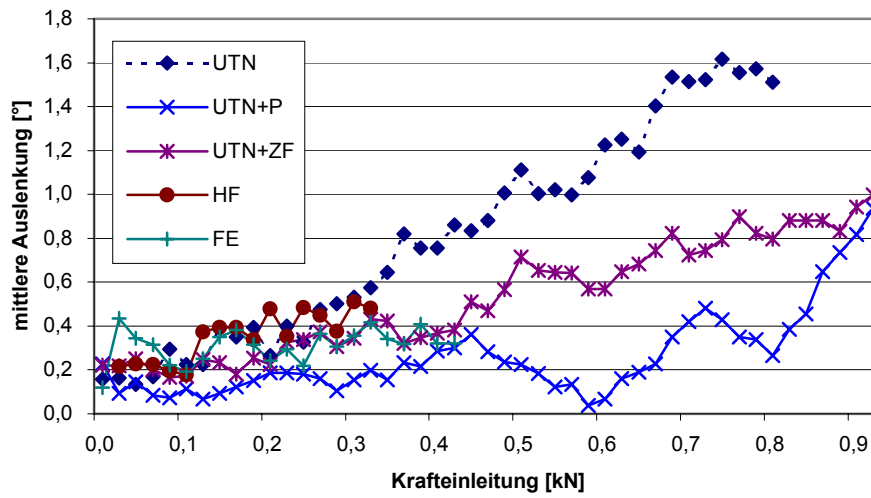


Abbildung 45: Außen- und Innenrotation der Gruppenmittelwerte im direkten Vergleich.

3.5.3.1 Deskriptive Analysen

G_300

IMPL	IMPL	N	MEAN	STD	CV	VAR	STDMEAN	MIN	Q1	MEDIA	Q3	MAX	LCL	UCL
UTN+P	7	4	- 0.06	0.21	-	0.04	0.10	-	-	- 0.04	0.10	0.17	-	0.27
UTN+Z	8	5	- 0.09	0.44	-	0.19	0.20	-	-	0.07	0.11	0.45	-	0.46
F					494.35			0.57	0.51				0.63	
FE	9	4	0.24	0.40	167.78	0.16	0.20	-	-	0.23	0.54	0.72	-	0.88
HF	10	5	0.31	0.85	273.89	0.73	0.38	-	-	- 0.02	0.26	1.79	-	1.37
								0.27	0.21				0.75	

Tabelle 21: statistische Werte der Implantate in Bezug auf die Außen- und Innenrotation.

3.5.3.2 Least Squares Means

G_300

IMPL	IMPL	MIXED2		UNIVARIAT	
		LSMEAN	STDERROR	MEAN	STDERROR
UTN+P	7	- 0.02	0.44	- 0.06	0.10
UTN+ZF	8	- 0.09	0.39	- 0.09	0.20
FE	9	0.27	0.44	0.24	0.20
HF	10	0.31	0.39	0.31	0.38

Tabelle 22: Mittelwerte und Standardfehler bei Außen- und Innenrotation

3.5.3.3 Differences of Least Squares Means

(Adj P Tukey- Kramer)

G_300

impl	_impl	Estimate	Standard Error	Adj P
7	8	0.0713	0.5910	1.0000
7	9	- 0.2870	0.6288	1.0000
7	10	- 0.3282	0.5910	0.9999
8	9	- 0.3583	0.5893	0.9998
8	10	- 0.3995	0.5521	0.9991
9	10	- 0.0412	0.5893	1.0000

Tabelle 23: Signifikanznachweis der Gruppen gegeneinander in Bezug auf die Aussen-/Innenrotation.

3.6 Translationen

Die Translationen in die 3 Raumachsen wurden aufgezeichnet, und zur Gesamtbetrachtung der resultierende Raumvektor berechnet. Es zeigte sich bei der Auswertung der Kurvenverläufe, dass bei vereinzelt Kurvenverläufen nicht plausible Werte auftraten. Bei einer axialen Gesamtstrecke von 9 mm, welche vom Druckprüfstand eingegeben wurden, traten Werte über 10 mm auf.

Es konnten zwei nichtsystematische Fehler auffindig gemacht werden, welche sich weiterhin gegenseitig nachteilig beeinflussten.

Es zeigte sich trotz allem eine deutliche Kongruenz zwischen Abweichungen bei Rotationen zu denjenigen der Translationen. Implantate, welche große Rotationsfehler hatten, zeigten häufig auch große Translationen auf. Als Implantat mit der größten Stabilität erwies sich wiederum die Kombination von UTN und einer LC- DCP.

Aufgrund der aufgetretenen Unstimmigkeiten wurden die Translationen von der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Die Problematik wird in der Diskussion im Kapitel 4.2.2 näher erläutert.

Um dennoch einen orientierenden Eindruck des Verhaltens der unterschiedlichen Gruppen zu erhalten, wurde das Schaubild des resultierenden Vektors trotz seiner strittigen Punkte dargestellt (Abbildung 46).

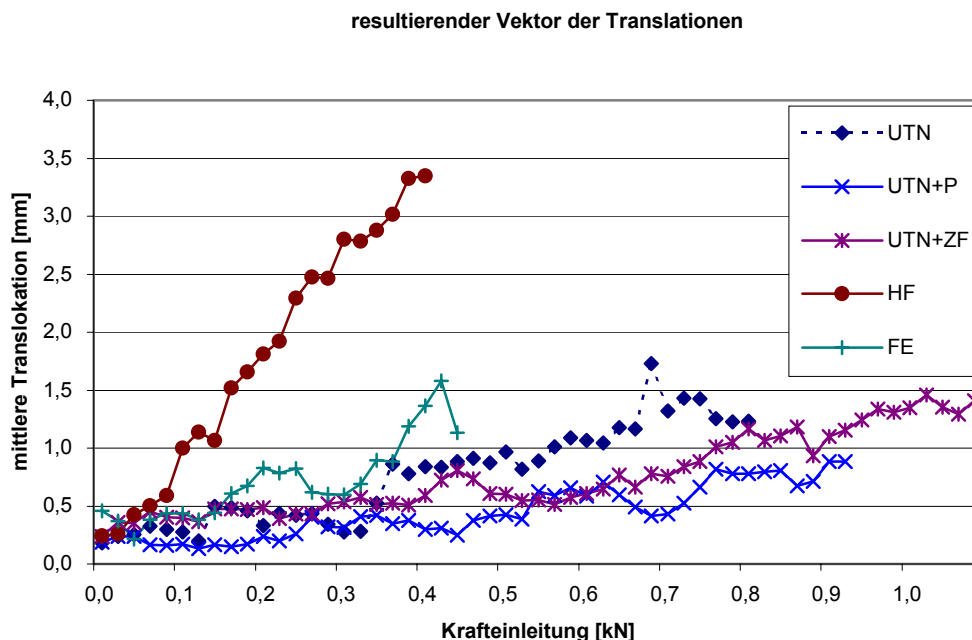


Abbildung 46: Vergleich der Mittelwerte des resultierenden Vektors der Translation zwischen den Gruppen.

3.7 Rotationen im gruppeninternen Vergleich

Beim Fixateur externe zeigt sich, dass die Ante- und Retrokurvation die größte Relativbewegung dieser Gruppe ausmacht. Die Außen- und Innenrotation hingegen ist selbst bei höherer Kraft vernachlässigbar gering.

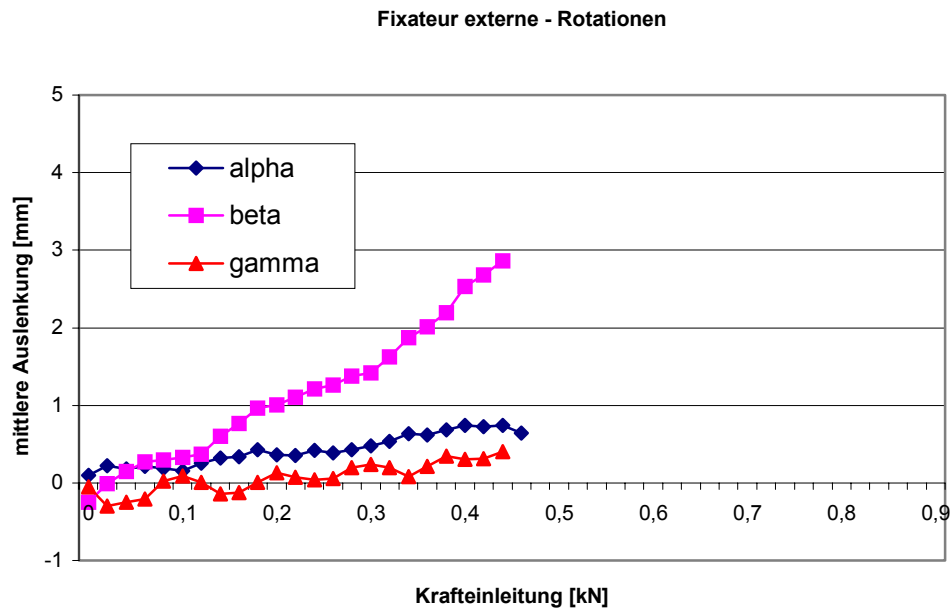


Abbildung 47: Die drei Rotationsrichtungen der Gruppe G.

Der Kurvenverlauf der Hybridfixateure ist im wesentlichen gleich dem des Fixateur externe, nur mit dem Unterschied, dass der Verlauf etwas nach oben zu höheren Werten verschoben ist.

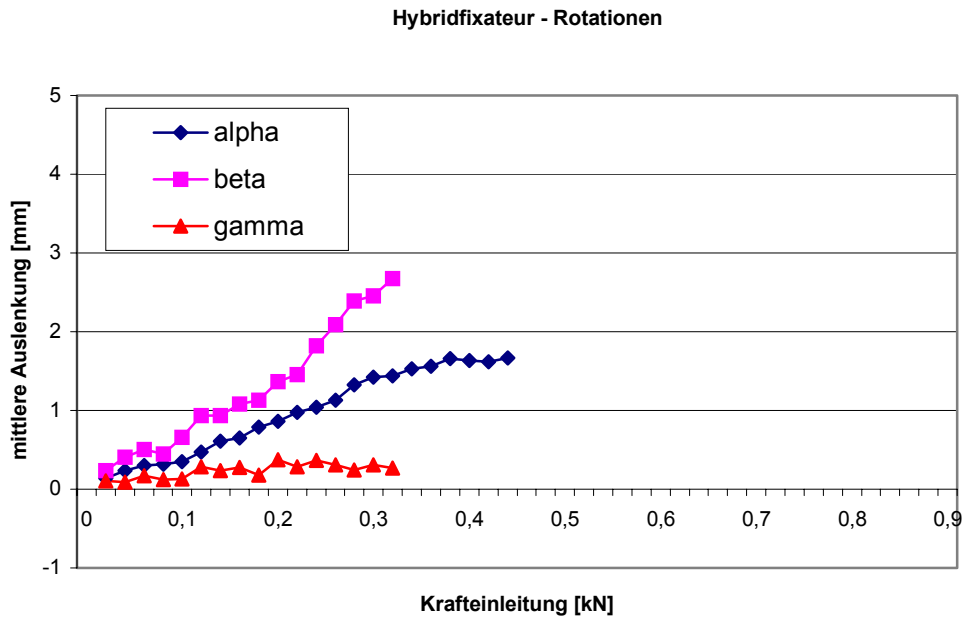


Abbildung 48: Die drei Rotationsrichtungen der Gruppe H.

Beim Zangenfixateur zeigt sich eine völlig andere Situation. Hier ist die Varus- und Valgusdeformation die größte Rotation des Fragmentes. Auch geht die Neigung zu Rotationen, durch die höhere Kraft bedingt, zu höheren Werten. Aber auch hier zeigte sich betreffs der Außen- und Innenrotation eine nur geringe Verschiebung.

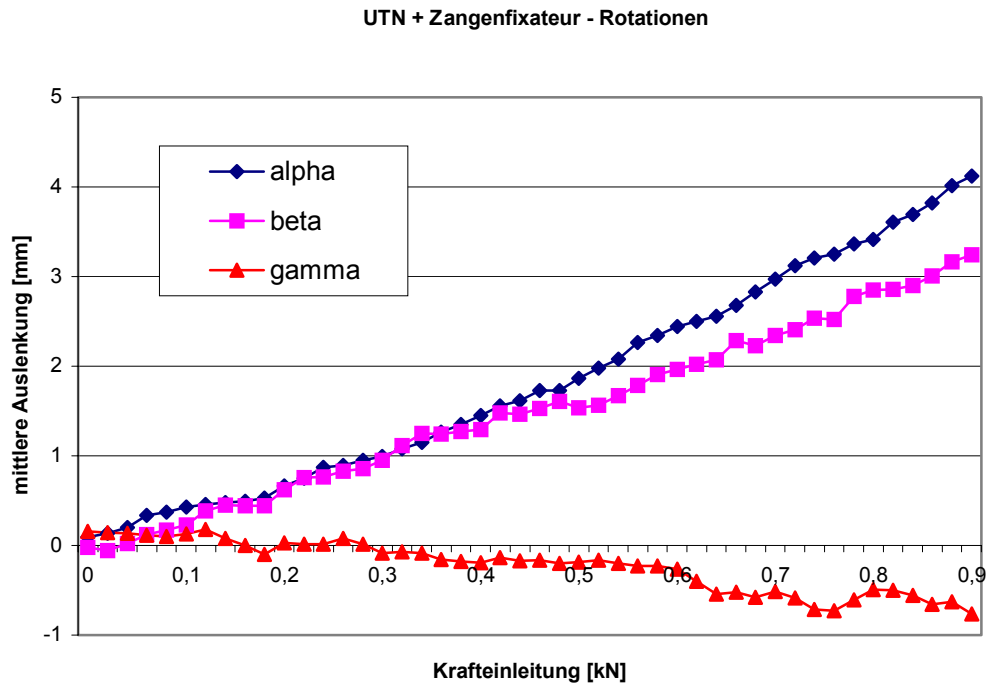


Abbildung 49: Die drei Rotationsrichtungen der Gruppe I.

Wie bei den ersten zwei Implantaten ist auch beim UTN mit additiver Platte wieder die Ante- und Retroversion die größte Fehlstellung. Aber trotz der hohen Kraftwerte bleiben die Rotationen geringer als beim UTN + Zangenfixateur.

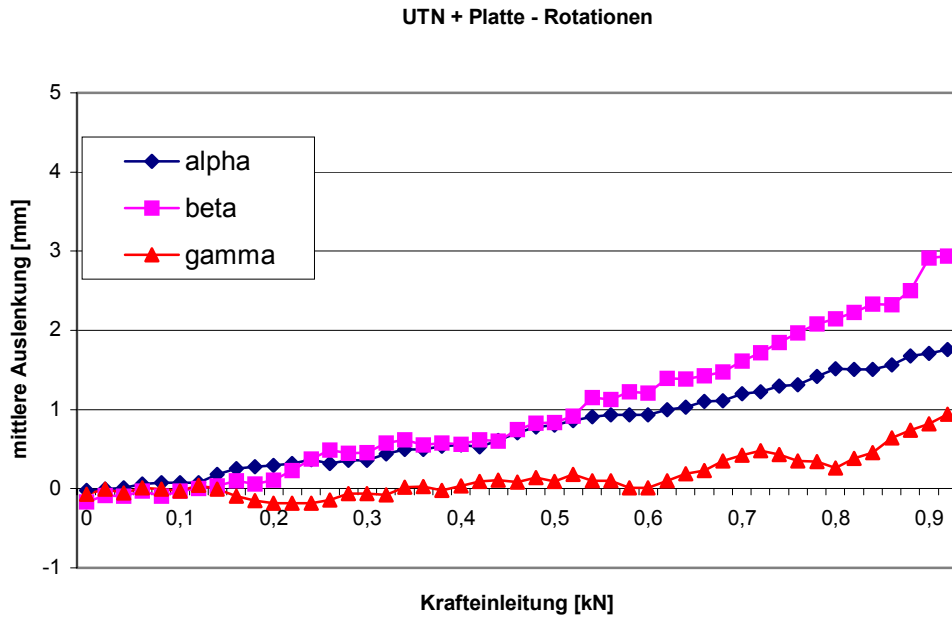


Abbildung 50: Die drei Rotationsrichtung der Gruppe J.

3.8 Betrachtung der Röntgenbilder

Die Betrachtung der Röntgenbilder vor dem Versuch gestattete es, frakturierte und fissurierte Knochen im Voraus auszusortieren. Die nach den Versuchen erstellten Röntgenbilder sollten uns neue Knochenläsionen, bzw. Bolzen- oder Schraubenverbiegungen zeigen. Es traten keinerlei Frakturen durch den Versuch auf. Vereinzelt waren leichte Bolzenverbiegungen zu sehen. Dies wurde dann in der nachträglichen Betrachtung weiterverfolgt (siehe 3.9).

3.9 Betrachtung der Implantate nach Explantation

Um einen Eindruck über die auftretenden plastischen Verformungen der Schanzschrauben an den Fixateuren zu erhalten, wurden diese nach der Explantation von Knochenresten gereinigt und über einen glatten Tisch gerollt. Es zeigte sich bei der Fixateur externe Konstruktion eine deutlich erhöhte Häufigkeit und Schwere der Verformung vor allem an der

proximal- lateralen, aber auch der proximal- medialen Schanzschraube gegenüber den im distalen Fragment benutzten Schanzschrauben.

Beim Hybridfixateur zeigte sich, dass im distalen Fragment die distale Schanzschraube etwas häufiger verbogen war.

3.10 Statistische Ergebnisse

3.10.1 Korrelationen

- Steifigkeit und Maxload sind wie erwartet hoch positiv korreliert.
- Steifigkeit und Maxload sind mit den Auslenkungswinkeln mässig negativ, d.h. invers korreliert. Je grösser die Steifigkeit, desto geringer die Auslenkung.
- Die Auslenkungswinkel sind unter sich mässig positiv korreliert.

3.10.2 Outcomes

Die Zielgrössen STEIF50, MAXLOAD und A_300 haben sich als sensitiv in Bezug auf die Belastungsversuche erwiesen. Die Winkel B_300 und G_300 waren indessen nicht informativ.

3.10.3 Implantateffekte

Die UTN Nägel, insbesondere UTN + P hatten die grösste Steifigkeit. Auch in der Alpha- Auslenkung zeigten die Marknägel

die geringsten Deviationen, wobei UTN + P zusammen mit dem HF wiederum am besten performierte, d.h. den kleinsten Wert zeigt.

Interessant ist der Fall von HF:

Trotz geringer Steifigkeit resultierte der geringste α - Winkel, allerdings nur nach Adjustierung für den Knocheneffekt. Ohne Adjustierung schneidet die Gruppe des HF nicht so gut ab. Es scheint, dass die Variabilität zwischen den Knochen mitunter einen drastischen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Aufgrund der kleinen Zahlen sollte die anscheinend kleine Auslenkung von der Gruppe des HF indessen nicht überinterpretiert werden, da sich der geringe Wert ohne Adjustierung nicht zeigt. Der sehr tiefe MIN- Wert drückt bei diesen geringen Zahlen ganz einfach stark durch.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methodik

4.1.1 Frakturklassifikation

In diesem Versuch wurde als Frakturmodell eine Osteotomie vorgenommen, welche die komplexe Fraktur, die in der Klinik vorkommt, auf die wesentlichen biomechanischen Gesichtspunkte vereinfachte. Nachgebildet werden sollte eine möglichst proximal gelegene Tibiaschafttrümmerfraktur, die schon am Übergang zur Metaphyse liegt. Durch das Heraussägen einer Knochenscheibe mit 10 mm Dicke sollte eine Trümmerzone nachgeahmt werden, welche kein Abstützen der Fragmente erlaubte, sondern ermöglichte, dass nur das Implantat bewertet werden konnte. Im klinischen Alltag entspricht diese Simulation den häufigen Problemfrakturen mit Sekundärdeviationen und verzögerter Knochenbruchheilung.

Die Bezeichnung der Fraktur nach der AO- Klassifikation gestaltete sich bei diesem Versuch nicht eindeutig. Genaugenommen kann man eine Osteotomie mit einer Defektstrecke nicht als Fraktur bezeichnen und deshalb auch nicht in die AO- Klassifikation einreihen. Um aber den Vergleich zur Klinik ziehen zu können, war eine solche Bezeichnung dennoch sinnvoll.

Bezüglich der Frakturmorphologie entsprach die Osteotomie durch ihre Nähe zur Metaphyse und der simulierten Trümmerzone einer Fraktur 41 A 3.3, wobei diese Bezeichnung nicht korrekt ist, da sich die Fraktur tatsächlich noch an der Diaphyse befand. Einer Lokalisation am Tibiaschaft kam diese Osteotomie am ehesten noch mit der Fraktur 42 C 3.3 nahe, welche als irreguläre Fraktur mit einer Trümmerzone kleiner als 4 cm definiert ist.

4.1.2 Statistik und Einteilung

Um in diesem Versuch mit wenigen Knochen eine möglichst umfassende Aussage treffen zu können, wurde ein inkomplettes randomisiertes Blockdesign gewählt [108], bei dem nach Knochenpaaren und nach Knochenmineraldichte unterschieden wurde. Auch andere Autoren nutzten dieses bewährte Design bei der Untersuchung von Tibiafrakturen, welche mit einem Nagel stabilisiert wurden [109].

Da die Qualität des Knochens berücksichtigt werden sollte, es aber keinen absoluten Parameter dafür gibt, wurde die Knochenmineraldichte als ein wichtiges die Qualität des Knochens beeinflussendes Merkmal in die Statistik integriert. Dadurch wirkte sich durch die anschließende gleichmäßige Aufteilung auf die Implantatgruppen der Effekt der Dichte nicht auf das Ergebnis aus. Nach der statistischen Bearbeitung der Ergebnisse wurde festgestellt, dass der Unterschied zwischen der linken und rechten Tibia vergleichbar dem Unterschied zweier beliebiger Tibiae ist. Trotzdem wurde die statistische Einteilung nach Paaren beibehalten. Aus Mangel an Knochen konnte keine absolute Einteilung der Knochen nach Dichte erfolgen, sondern es musste eine relative Einteilung nach Sortieren in eine Rangordnung genügen.

4.1.3 Konstruktion der Fixateure

Bei den Fixateuren ist die Konstruktionsweise oftmals entscheidend für die Stabilität der Osteosynthese [44]. Die in der Einleitung beschriebenen Faktoren gehen in das biomechanische Verhalten ein. Daher kann man die daraus gewonnenen Ergebnisse nicht allgemein auf Fixateure übertragen, sondern nur auf die für diesen Versuch gewählte Konstruktion. Um eine höhere Steifigkeit und einen

zentraleren Kraftfluss zu erhalten, wurde eine räumliche Konstruktion gewählt, die das proximale Fragment von 2 Seiten umfasste und durch die 3. Schanzschraube in Richtung einer Ante-/Retroversion von ventraler Seite stabilisiert wurde. Man achtete auch darauf, dass die lateral eingesetzte Schanzschraube so weit ventral eingebracht wurde, dass sie nicht mit dem Caput fibulae in Konfrontation käme. Trotz alledem hielt sich bei dieser Konstruktion der materielle Aufwand in Grenzen, so dass diese Konstruktion die Compliance eines Patienten nicht unnötig strapazieren würde.

4.1.4 Insertionspunkt des UTN

Wie aus früheren Untersuchungen bekannt war, spielt beim biomechanischen Verhalten eines mit einem Nagel versorgten Knochens der Insertionspunkt eine bedeutende Rolle. Wird dieser zu medial gewählt, bekommt die Tibia eine Valgusstellung, bei zu lateral gewähltem Punkt eine Varusabweichung [37].

Aber auch die vertikale Position spielt eine wichtige Rolle im biomechanischen Verhalten des Knochen- Implantat- Kontaktes. Carr [87] zeigte, dass proximal eingefügte Nägel geringere Spannungen zwischen den Fragmenten erzeugen.

In den vorliegenden Versuchen wurde der Insertionspunkt 1- 2 cm proximal der Tuberositas Tibiae in der Verlängerung der Schaftachse gewählt. Hierdurch wurde eine vorzeitige Varisierung oder Valgisierung im Vorfeld verhindert.

4.1.5 Einbettung und Einspannung in den Druckprüfstand

Die Funktion der Einbettung bestand darin den Knochen für die Zeit der Testung der Kraft des Druckprüfstandes genormt auszusetzen, ohne ihm die Möglichkeit zu geben proximal oder distal auszuweichen. Eine Abstützung der Implantate an den Einbettungen wurde durch temporäre Platzhalter, welche einen Hohlraum bewahrten, verhindert. Die gewählte Art der Einbettung wurde bereits in einer ähnlichen Studie erfolgreich verwendet [106]. Um die Knochen in vergleichbarer Weise einzubetten, wurde wie in der Arbeit von Schandelmaier [107] die Tibiahinterkante senkrecht zum Boden ausgerichtet. Da dies nicht der physiologischen Belastungsachse entsprechen muss, ist hier eine Ursache für mögliche Ungenauigkeiten gegeben. Die individuellen Belastungsachsen waren aber an Hand der Tibiae nicht mehr nachvollziehbar, so dass eine Standardisierung gewählt werden musste, die eine möglichst gute Vergleichbarkeit erlaubte. Jegliche Varisierung oder Valgisierung in der Einspannung oder Einbettung hätte das Kraftmoment auf den Knochen- Implantat Verbund drastisch verändert.

Die Kraftübertragung des Druckprüfstandes auf den Knochens wirkte distal über ein halbes kardianisches Gelenk und proximal über ein frei bewegliches Kugelgelenk. So konnten die physiologisch auftretenden Bewegungen in alle Richtungen erlaubt werden.

4.1.6 Krafteinleitung

Für diesen Versuch wurde von einer mit Finite- Elemente- Modell berechneten Modelltibia ausgehend die Schnittlast berechnet und über ein Koordinatensystem für jede Tibia spezifisch berechnet aufgetragen [105]. Über den im Tibiaplateau eingebrachten Kirschnerdraht fand die Ausrichtung der Krafteinleitung statt. Die Genauigkeit dieser Krafteinleitung schwankt je nach individueller

Ausprägung der Tibia. Da die Morphologie der Tibiae stark schwanken, wäre eine genaue Einzelberechnung mit Finiten-Elementen notwendig, um die exakte Krafteinleitung zu erhalten. Da dies nicht möglich war, wurde mit der relativen Übertragung des Einleitungspunktes der Modelltibia auf dem Plateau versucht, dem physiologischen Punkt möglichst nahe zu kommen.

4.1.7 Wegsteuerung – statischer Versuch

Der Versuch wurde als weggesteuerter statischer Test gefahren. Das Ziel dieser Arbeit war eine Aussage über die postoperative Primärstabilität. Da Aussagen über dauerhafte Implantatlockerungen oder -verbiegungen nicht Sinn der Untersuchung waren, reichte es aus, den Test statisch zu fahren. Nur so war es außerdem möglich, zu sehen wo der Versagenspunkt bei unbeabsichtigter primärer Belastung liegen würde. Jeglicher vorherige dynamische Test hätte den Knochen- Implantat- Kontakt bereits vor dem Hauptversuch geschwächt.

Der Entschluss den Versuch weggesteuert zu fahren kam daher, dass im Rahmen der Möglichkeiten jede Implantatart und jede Knochenqualitätsgruppe bis an die mechanische Grenze, aber ohne knöcherne Abstützung, belastet werden sollte.

Bei Kraftsteuerung hätte eine Testung der „schwächeren“ Implantate mit hohen Kräften durch die Abstützung der Fragmente aneinander nicht mehr vergleichbare Ergebnisse produziert. In den Testungen der steiferen Implantate mit geringeren Kräften wären die Möglichkeiten, in Hinsicht auf eine Belastung ohne Destruktion des Knochen- Implantat- Verbundes, gar nicht ausgereizt worden. Ein Vergleich der Kräfte war durch diesen Versuchsaufbau mit der anschließenden Berechnung ohnehin gegeben.

4.1.8 Abbruchkriterien

Als Abbruchkriterium war bei problemlosem Verlauf die von der Testmaschine zurückgelegte Strecke von 9 mm definiert. Im Falle eines Implantatversagens sollte der Versuch abgebrochen werden. Dies kam allerdings bei den hier durchgeführten Versuchen nicht vor.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Übertragbarkeit der Ergebnisse

Da die Knochenspender zum Zeitpunkt ihres Ablebens ein durchschnittliches Alter von 76 Jahren hatten, ist davon auszugehen, dass alters- und krankheitsbedingt die Knochenmineraldichte geringer ist [110], als in der durchschnittlichen Bevölkerung. Es ist zu erwarten, dass bei einer zufälligen Stichprobe im gesamten Bevölkerungsquerschnitt eine höhere durchschnittliche Steifigkeit und ein geringeres Ausmaß an Fragmentbewegungen zu erwarten sind. Die Einteilung in die gewählten Knochenqualitätsgruppen wäre zugunsten der dichteren Knochen verschoben gewesen. In dieser Arbeit sollte aber nicht die absolute Steifigkeit oder Fragmentbewegung untersucht werden, sondern der relative Vergleich zwischen den verschiedenen Möglichkeiten, die Fraktur zu heilen. Die Einteilung in die Knochenqualitätsgruppen ermöglichte diesen Vergleich.

4.2.2 Aussagekraft der einzelnen Ergebnisse

Die zu Beginn des Versuches festgelegten Zielgrößen haben z.T. sehr unterschiedlich starke Bedeutungen, was das Ergebnis bzw. die Interpretation angeht. Die Größe der Rotationen der Fragmente haben die höchste Aussagekraft. Hier konnte eindeutig gezeigt werden, in Abhängigkeit welcher Kraft sich das proximale Fragment im Vergleich zum distalen Fragment bewegt.

Die Interpretation der Translationen ist mit diesen Daten nur schwer nachzuvollziehen. Um die gesamten Scherbewegungen erfassen zu können, hätte man den Frakturspalt als 2 sich bewegende Ebenen darstellen müssen. Dieses hätte komplexe mathematische Modelle benötigt, welche nur in computergestützten Programmen (CAD = Computer Aided Design) zu visuell verwertbaren Ergebnissen geführt hätte.

Um diesen Faktor trotzdem nicht zu vernachlässigen und mögliche Translationen ohne Rotationen nicht als „gute“ Ergebnisse falsch zu interpretieren, wurde je ein zentraler definierter Punkt in den beiden Osteotomieebenen gewählt für welchen die Translation, und der daraus resultierende Vektor berechnet wurde. Das Ergebnis der Translation darf allerdings nur in Zusammenhang mit der Rotation betrachtet werden, da sich die intramedullären Kraftträger in ihrem Translationsverhalten in diesem Punkt beträchtlich von dem der beiden Fixateure unterscheidet. Quantitativ interessant ist daher vor allem die Betrachtung des resultierenden Vektors.

Durch die aufgetretenen Messfehler ist die Translation aber nur orientierend zu verwerten. Zur Berechnung der Daten musste ein virtuelles Datensystem benutzt werden, welches aber einen festen Bezugspunkt sowie auch die Raumkoordinaten der Marker zu Beginn benötigte. Diese notwendigen Messungen wurden mit der Schieblehre durchgeführt, was für den Referenzpunkt und die Markerkoordinaten Fehlmessungen verursachen kann, die sich im Verlauf der Berechnungen gegenseitig beeinflussen können. Des weiteren ist es auch denkbar, dass die Marker, welche in einem Kugelgelenk fixiert waren, im Verlauf der Messung der Schwerkraft

folgend in diesem Gelenk verrutscht sind, und so dem optoelektronischen Messsystem eine axiale Wegänderung eines Knochenfragmentes vortäuschten.

Da diese nichtsystematischen Fehler nicht einfach aus der statistischen Auswertung ausgeschlossen werden konnten, wurde auf diese Auswertung zu Gunsten der statistischen Aussagekraft der Studie darauf verzichtet.

Die Größe der Translation ist unabhängig der aufgetretenen Probleme auch schwer zu interpretieren. Um die Translation zu ermitteln wurde ein Referenzpunkt 16 mm hinter der Tibiavorderkante auf Höhe der Osteotomie gewählt. Dieser Punkt lag damit eher intramedullär, so dass intramedulläre Implantate gegenüber extramedullären geringe Translationen, vor allem der z-Achse aufweisen. Wäre dieser Punkt beispielsweise an der medialen Tibiafläche gewählt worden, hätte folglich eine mediale Platte die kleineren axialen Translationen erzeugt. Eine hohe Aussagekraft wäre nur durch den Vergleich der beiden Osteotomieebenen möglich gewesen, welche aber nur in dreidimensionalen Simulationen für den Leser verwertbare Aussagen hätte treffen können.

Die Gesamtaussage der Studie wird daher kaum eingeschränkt, da klinisch in erster Linie die Rotationen die Probleme verursachen. Translationen treten selten isoliert auf, die axiale Translation wird teilweise auch durch den Kraft- Weg- Verlauf erfasst.

Ein weiterer aussagekräftiger Wert ist die Steifigkeit. Steifigkeit ist laut Definition der Proportionalitätsfaktor zwischen Kraft und Bewegung [21].

Die Gesamtsteifigkeit beinhaltet sowohl die Steifigkeit des Knochens als auch die Steifigkeit des Implantates. Die Interaktion Knochen zu Implantat spielt die wesentliche Rolle.

Die Ergebnisse haben gezeigt, dass die 4 getesteten Implantatgruppen z.T. signifikant verschiedene Ergebnisse ergaben. Von besonderem Interesse ist der direkte Vergleich von den Implantatgruppen G vs. H und I vs. J, da diese in der Klinik eine Alternative zum jeweils anderen Implantat darstellen könnten.

4.2.3 Biologie vs. Steifigkeit der Osteosynthese

Durch den Einsatz von weiteren Rohren bei den Fixateuren, der zusätzlichen Implantierung von weiteren Schanzschrauben oder additiven Osteosynthesen ist es natürlich möglich mit jedem Implantat jede Fraktur so ruhig zu stellen, dass nur noch minimale Bewegungen möglich sind. Allerdings stellen sich daraus in diesem Zusammenhang einige Fragen:

- Wie viel Stabilität darf man sich auf Kosten eines biologischen Schadens, sowohl an den Weichteilen, als auch am Knochen erkaufen?
- Wie viel Stabilität benötigt ein Knochen um schnell und gut zu verheilen?
- Ist eine absolute Stabilität sinnvoll?

Diese drei Fragen lassen sich nicht pauschal beantworten.

Das Ziel einer jeglichen Osteosynthese liegt darin, den Knochen in möglichst physiologischer Stellung gut verheilen zu lassen. Wie schon in den vier Prinzipien der Osteosynthese, die schon zur Gründungszeit der AO aufgestellt wurden, sollte das Verfahren gleichzeitig in einer weitestgehend schonenden Art für den Patienten geschehen, ohne dass durch zu große Eingriffe in die Frakturgegend sekundäre Probleme ausgelöst werden [36].

Entgegen früherer Lehrmeinung, welche auch in den vier AO Prinzipien aufgestellt waren, ist man davon abgekommen, jede nicht gelenkbeteiligende Fraktur anatomisch bis ins Detail korrekt wiederherzustellen und alle Fragmente stabil intern zu fixieren, um eine primäre Knochenbruchheilung zu erzeugen. Vielmehr soll eine Frakturzone nur soweit freigelegt werden, dass das Implantat ohne weitere Schädigung der Weichteile und der Vascularität der Frakturfragmente möglich wird. Bei der Rekonstruktion von Schaftfrakturen langer Röhrenknochen spielt nun die korrekte Länge, die Achsabweichung und die Rotation des Knochens eine Rolle. Dieser Wandel von einer mechanistischen Sichtweise zur Betrachtung der Gesamtheit der verletzten Region wurde unter dem Begriff „Biologische Osteosynthese“ bekannt [26].

Damit verbunden kam aber die Frage nach der notwendigen Stabilität einer Osteosynthese auf. In den Anfangszeiten der Osteosynthese wurde darauf hingearbeitet, durch Druck auf den Frakturspalt eine primäre Frakturheilung ohne Kallusbildung zu erzeugen. Mit der Einführung des Marknagels, der nicht die Rigidität einer Platte aufwies, zeigte sich allerdings, dass auch mit der sekundären Frakturheilung durch den Reizkallus gute Ergebnisse erreicht wurden [36]. Die Resorption der Knochenbruchflächen im Rahmen der sekundären Knochenbruchheilung führte beim Nagel zu keinen Problemen, da sich die Fragmente nach der Weitung des Bruchspaltes durch gegenseitige Gleitbewegung wieder schlossen.

Wenn man bei einer Frakturversorgung mit einem Marknagel Kompression ausübt, wird dies nicht im Sinne einer Stabilisation für die Frakturheilung, sondern zur Vermeidung des Frakturschmerzes in der Frühphase der Knochenbruchheilung gemacht [6].

Daraus hat sich inzwischen die Frage ergeben, wie viel Instabilität für eine Knochenheilung akzeptabel ist und ob Mikrobewegungen in

bestimmter Richtung der Frakturheilung sogar förderlich sein können.

Aus der Klinik war schon seit langem bekannt, dass übermäßige Bewegung im Frakturspalt zur Pseudarthrose führte. Um diesem Phänomen auf den Grund zu gehen, bzw. die Grenzen der Beweglichkeit auszuloten, gab es in vergangener Zeit einige Untersuchungen.

1977 untersuchte Perren [111] in einem vereinfachten Modell die maximale Verbiegung, unter der verschiedene Zellen noch lebens- und teilungsfähig waren. Er erklärte die Wichtigkeit der Resorption der Frakturenenden zu Beginn der Knochenheilung. Die Bedeutung der Resorption lag unter anderem darin, dass in einem vergrößertem Frakturspalt das Biegemoment auf die einzelne Zelle bei konstantem Biegewinkel der Fragmente geringer ausfiel. Er zeigte, dass abhängig vom Zeitpunkt der Frakturheilung der Biegewinkel von 50° zu Beginn beim Granulationsgewebe absteigend bis zu $0,3^\circ$ beim knöchernen Gewebe möglich ist, ohne dass sich für das jeweilige Gewebe Einschränkungen ergaben, sich weiter zu konsolidieren.

Auch Goodship [112] zeigte in seiner Arbeit, dass durch frühzeitig eingesetzte axiale Belastungen in geeignetem Maße gegenüber zu starken oder zu geringen Bewegungen ein schnellerer und stabilerer Frakturdurchbau erreicht werden kann. Trat dieselbe Mikrobewegung aber im späten Heilungsprozess auf, wurde dadurch die Knochenheilung verzögert.

In einer Untersuchung über mechanischen Faktoren bei Frakturheilungsprozessen fand Claes [113] heraus, dass Frakturspaltbiegungen bis zu 4 % Osteoblasten in Richtung der Belastungsachse wachsen lässt, jedoch ab 5 % Biegung die Zellproliferation nachlässt.

4.2.4 Eigenschaften der einzelnen Implantate

Die Ergebnisse dieser Versuchsreihe zeigen deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantaten, sowohl was die Steifigkeit, die maximale Krafteinleitung, als auch die Rotationsbewegungen angeht.

Dabei besteht eine eindeutige Konsistenz der verschiedenen Versuchsgrößen. Bei der Bildung einer Rangfolge der Implantate nach diesen biomechanischen Gesichtspunkten ist eine weitestgehende Übereinstimmung dieser Rangfolgen bezüglich der verschiedenen Merkmale zu erkennen. Dies bedeutet, dass ein Implantat, welches eine hohe Steifigkeit aufwies, in der Testung auch eine hohe Abbruchlast gefahren war und geringe Rotationen und Translationen zeigte. Dieser Zusammenhang ließ sich auch statistisch nachweisen.

Aus diesem Ergebnis lässt sich zumindest unter biomechanischen Gesichtspunkten ein klares Urteil über die Gesamtstabilität eines Implantates aufzeigen, obwohl der gebrauchte Begriff „Stabilität“ keiner physikalischen Größe zuzuordnen ist. Als ein im allgemeinen Sprachgebrauch gängiger Begriff, kommt er als Gesamtwertung der einzelnen Bewertungsgrößen zum Tragen.

Die in diesem Versuch gewonnenen Daten lassen sich aber nicht ohne weiteres auf die klinische Praxis übertragen.

Der mit einer Osteosynthese versorgten Fraktur folgt ein komplexer Heilungsprozess mit dynamischer Belastung und biologischer Reaktion des Knochens darauf. Im Verlaufe dieser Frakturheilung wird das Implantat durch die Belastungen immer weiter geschwächt,

wohingegen der sich bildende Kallus einen immer größeren Teil der auftretenden Kraft aufnehmen kann. Der Knochen- Implantat Verbund wird durch die auftretenden Belastungen auch geschwächt, so dass z.B. beim UTN sich häufig Verriegelungsbolzen lockern [114].

Wie aus der Klinik bekannt, aber auch in zahlreichen Studien gezeigt [74, 84, 85], ist die osteosynthetisch erreichte Stabilität der proximalen Tibiaschaftfraktur ein bedeutendes Problem. Durch die anatomisch bedingte Erweiterung in der Metaphyse ergeben sich schlechte Fixierungsmöglichkeiten des Marknagels im proximalen Fragment. Des weiteren erzeugten die einwirkenden Kräfte sowohl über die direkte Belastung durch das Körpergewicht, als auch durch die zahlreichen Sehnenansätze in der Vergangenheit für zahlreiche Dislokationen. Eine ausschließliche Versorgung dieser Problemfraktur mit einem unaufgebohrtem Marknagel erzeugt durch Lockerung der Verriegelungsbolzen oftmals eine Instabilität, welche in einer Pseudarthrose endet.

Zum besseren Vergleich der Wirkung eines additiven Stabilisationsverfahren beim UTN wurde aus einer Parallelstudie mit identischen Versuchsbedingungen und gemeinsamen Knochenpool das Ergebnis für eine Gruppe, welche nur mit einem UTN versorgt worden war, übernommen [115]. Hier zeigt sich ganz deutlich, welche große Rolle diese zusätzlich fixierten Implantate spielen. Während der alleinige UTN deutliche Rotationen in alle 3 möglichen Freiheitsgrade aufwies, wurden diese durch den Einsatz eines Zangenfixateurs schon deutlich, durch den Einsatz einer LC- DCP jedoch bedeutend eingeschränkt.

Aus Studien ist bekannt [116, 117], dass vor allem die beim UTN in hohem Maße vorliegenden Rotationen zusammen mit den

Scherkräften - im Gegensatz zu axialen Lastwechseln - die Frakturheilung behindern.

Die additive Versorgung des UTN mit einer Platte wies in der vorliegenden Rangliste der statistischen Auswertung durchgehend den 1. Platz auf. Bei dieser Kombination wurde die größte Steifigkeit und geringste Rotation in der gesamten Versuchsreihe beobachtet.

Während der Operation als erstes Implantat eingefügt lässt sich außerdem durch die LC- DCP die Reposition vereinfachen. Auch das in den Vorversuchen festgestellte Verschieben der Fragmente bei der Nagelinsertion ließe sich hierdurch einschränken. Man muss dabei nur beachten, dass die eingebrachten Schrauben nicht den Markraum zu sehr einengen, damit der UTN noch problemlos einführbar ist.

Soweit die Weichteillage es erlaubt, ist dies mit Sicherheit eine gute Lösung diese Problemfraktur zu versorgen. Auch bei schon aufgetretenen Pseudarthrosen nach Implantation eines UTNs ließe sich diese Platte nachträglich leicht hinzufügen. Die dadurch erreichte Stabilität müsste dann ausreichen, die Pseudarthrose mit diesen beiden Implantaten auszuheilen.

Die untersuchte alternative Möglichkeit einen UTN in seiner Stabilität zu unterstützen war der Pinless- Zangenfixateur. Der Einsatz dieser zusätzlichen Maßnahme zum UTN hat sich schon seit geraumer Zeit klinisch bewährt [52].

Auch in der vorliegenden Studie konnte eine deutliche Stabilitätssteigerung festgestellt werden, wenn auch nicht in der Größenordnung der Gruppe mit der additiven LC- DCP. Die Anwendung des Zangenfixateurs hat sich in der Traumatologie aber nicht generell durchsetzen können. Die aufgetretenen Probleme waren Weichteilirritationen, Pininfekte, Lockerung der Zangen nach einigen Wochen und ein sehr geringer Tragekomfort [33, 59]. Ein

mögliches Einsatzgebiet des additiv implantierten Zangenfixateurs wäre eine schwierige Weichteilsituation, bei der die Implantation einer additiven Platte aus biologischen Gründen problematisch wäre.

Bei der Implantation des Zangenfixateurs gab es im vorliegenden Versuch, gegenüber der Klinik, sicherlich den Vorteil, dass man sich die Insertionspunkte biomechanisch optimal aussuchen konnte, und die Zangen unter Sicht einfügen konnte.

Gleiches gilt auch für die Implantation der LC- DCP. Die Schrauben konnten optimal, d.h. an der Stelle des größten Durchmessers [44], soweit dies den Marknagel nicht beeinflusste, eingeschraubt werden.

Bei der direkten Betrachtung ergibt sich im Vergleich zwischen dem Fixateur externe und dem Hybridfixateur ein deutlicher Unterschied:

Die Steifigkeit und die maximale Krafteinleitung des Fixateur externe sind deutlich größer, wohingegen die Rotationsbewegungen deutlich geringer sind.

Das unterschiedliche Verhalten der beiden Implantate erreichte statistische Signifikanz. Jedoch lässt sich dies, wie bei allen Fixateurkonstruktionen nicht verallgemeinern, da durch aufwendigere Fixateurkonstruktion immer eine höhere Steifigkeit erreichbar ist. Die beiden Konstruktionen wurden aber so gewählt, dass der einzige Unterschied in der Verankerung des proximalen Fragmentes liegt, in dem einerseits ein Ring mit Kirschnerdrähten, andererseits 3 Schanzschrauben das Fragment fixierten. Dies entspricht auch der typischen Fixateurskonstruktion in der klinischen Situation.

Das unterschiedliche Verhalten lässt sich aber vor allem auf gerade diese Differenzen zurückführen.

In der Gesamtbetrachtung des Fixateur externe muss man beachten, dass dieser die eingeleitete Kraft zum großen Teil durch axiale Verschiebung entlang der z- Achse und damit durch parallelen interfragmentären Schluss in Form dynamischer Energieaufnahme absorbiert.

Diese Bewegung soll für eine Frakturheilung förderlich sein. Bei dieser Trümmerfraktur und den verwendeten Kräften kann natürlich nicht mehr von heilenden Mikrobewegungen die Rede sein. Aber für eine einfache quere Fraktur wäre ein positiver Effekt von Mikrobewegungen auf die Heilung durchaus denkbar. Man muss aber davon ausgehen, dass gerade beim Hybridfixateur eine Belastungsstabilität erst nach einem beginnenden Frakturdurchbau erreicht wird.

Im Vergleich mit den anderen 2 Marknagelgruppen ist der Hybridfixateur das deutlich schwächere Implantat, wohingegen der Fixateur externe quasi fast mit der Stabilität des UTN mit LC- DCP konkurrieren kann.

Die Tatsache, dass der Hybridfixateur recht „schwache“ Ergebnisse erreichte, hatte einige konstruktionsbedingte Ursachen.

Zum einen wurden hier Kirschnerdrähte ohne Oliven verwendet, so dass mehrfach bei höheren Kräften ein Verrutschen der Kirschnerdrähte im proximalen Fragment während des Versuches beobachtet werden konnte. Der entscheidendere Unterschied lag aber vor allem in der mangelnden Stabilisierung in Richtung der Ante-/Retrokurvation. Hier zeigen die Kurvenverläufe ein besonders schlechtes Verhalten des Hybridfixateurs. Der Grund liegt daran, dass es in dieser Konstruktion kein tragendes Element gab, das die Kraft auffing, die durch den dorsalen Krafteinleitungspunkt und die Retroversion des ganzen Tibiaplateaus entstand. So bildete sich an einer gedachten Linie zwischen den beiden Rohr- zu- Ring Verbindungen eine Rotationsachse, welche ein hohes Drehmoment erhielt.

Bei einer einfachen queren Fraktur spielt diese Ante- /Rekursion eine untergeordnete Rolle, da diese Kraft durch knöchernen Abstützung neutralisiert wird.

Um diese Rotation zu beschränken wären zweierlei Dinge denkbar:

- Zum einen könnte man ein drittes Rohr auf der dorsalen Seite des Ringes befestigen, so dass vergleichbar mit einem dreibeinigen Hocker die Ebene des Ringes stabil getragen würde. Dies würde natürlich den Tragekomfort senken, und damit natürlich auch die Compliance erschweren, da ein in der Kniekehle befindliches Rohr sowohl im Gehen als auch im Liegen eine deutliche Behinderung des Patienten darstellen würden.
- Die Alternative wäre eine ventral gesetzte Schanzschraube im distalen Teil des proximalen Fragmentes, gleich unterhalb der Tuberositas tibiae, welche direkt an ein Rohr und nicht an den Ring fixiert werden würde. Der Nachteil läge in einem zusätzlichen invasiven Eingriff.

In den Versuchen trat bei der Verwendung der Hybridfixateure noch ein unerwartetes Problem auf. Bei der Explantation der Implantate sind insgesamt 3 von 4 verwendeten Ring zu Kirschnerdraht-Schrauben gebrochen. Als Ursache spielen mit Sicherheit die großen Temperaturschwankungen (- 24°C - +22°C) und die mechanische Belastung beim Fixateurbau sowie bei den Versuchen eine Rolle.

4.2.5 Additive Fibulaverplattung

Bei Unterschenkelfrakturen unter Beteiligung sowohl der Tibia als auch der Fibula ist bekannt, dass eine zusätzliche osteosynthetische Versorgung der Fibula zur Tibia einen Stabilitätsgewinn mit sich bringen kann [118].

In einer klinischen retrospektiven Studie diverser Tibiaschaftfrakturen mit Fibulabeteiligung konnte Whorton allerdings keinen Unterschied zwischen den Gruppen mit und ohne additiver Fibulasynthese erkennen [119].

Über die Notwendigkeit muss im Sinne einer Kosten- Nutzen Rechnung aber genau abgewogen werden, ob die zusätzliche Weichteiltraumatisierung mit einer möglichen Gefährdung des N. peroneus die Stabilisierung rechtfertigt.

4.2.6 Ausschlüsse

In dieser Versuchsreihe mussten 2 implantierte Knochen von der Auswertung ausgeschlossen werden:

- Ein Knochen in der Versuchsgruppe G mit der Knochenqualität Delta war der erste in der Versuchsreihe implantierte und getestete Knochen. Bei der Testung wurde beobachtet, dass die für den Fixateur verwendete Konstruktion große Scherbewegungen erlaubte und eine unerwartet niedrige Gesamtsteifigkeit besaß. Nach weiterem Literaturstudium und einigen Konstruktionsversuchen am Kunststoffknochen wurde die Konstruktion des Fixateur externe für die anderen Knochen modifiziert. Statt der 2 parallelen Schanzschrauben von medial und einer lateralen auf etwa gleicher Höhe wurde

eine der beiden parallelen Schanzschrauben etwa 2 cm über dem Frakturspalt an die Tibiavorderkante gesetzt. Wie die weiteren Ergebnisse zeigten, konnte so die Steifigkeit um etwa 50 % erhöht, und die Scher- und Winkelbewegungen um ein vielfaches verringert werden. Durch den posteriomedial gelegenen Krafteinleitungspunkt wurde bei der ersten Konstruktion ein hohes Drehmoment aufgebaut, dem keine Schanzschraube ausreichend Widerstand bieten konnte. Die bei der zweiten Konstruktion umgesetzte Schanzschraube befand sich in etwa dem Drehmoment entgegengesetzt. Zudem wurde ein eher gleichseitiges Dreieck durch die Schanzschrauben gebildet, was der zusätzlichen räumlichen Stabilität förderlich war.

- Der zweite Versuchsknochen, der ausgeschlossen werden musste, war der Knochen mit der Knochenqualität Eta aus der Versuchsgruppe I. Dieser Knochen war für den Versuch in seiner distalen Einbettung nicht ausreichend fixiert worden. Während der Krafteinleitung bei der Testung rutschte der ganze Knochen- Implantat- Verbund langsam durch diese distale Halterung. Dadurch konnte nicht die volle Kraft des Prüfstandes auf den Knochen weitergegeben werden. Die Gesamtsteifigkeit dieses Knochen- Implantat- Verbundes betrug deshalb nur 137.1 N/mm, wohingegen der Durchschnitt dieser Implantatgruppe eine Steifigkeit von 831.9 N/mm hatte. Die Winkel- und Richtungsbewegungen waren im Vergleich zum Gruppendurchschnitt nur leicht erhöht.

4.3 Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Arbeiten wurden spezielle biomechanische Aspekte der proximalen Tibiaschaftfraktur betrachtet. Dadurch wird

erklärbar, dass damit keine allgemeingültige Lösung ableitbar ist. Es wurde für eine spezifische Fraktur ein möglichst physiologisches Modell entwickelt, um die Stabilität von vier verschiedenen Osteosynthesemöglichkeiten zu vergleichen. Die Therapieentscheidung ist allerdings individuell von so vielen Faktoren abhängig, dass hiermit nur einige biomechanische Entscheidungshilfen gegeben werden können.

Der Hybridfixateur weist eine für Trümmerfrakturen in der in dieser Arbeit untersuchten Lokalisation geringe Stabilität auf. Sein Vorteil besteht in der Schonung des proximalen Fragmentes, vor allem wenn es von der Fraktur mitbetroffen sein sollte. Für einen mobilen Patienten ist aber der Einsatz eines gewöhnlichen Fixateur externe mit Sicherheit zu bevorzugen, da diese früher Übungsstabilität und auch Belastungsstabilität erreicht. Auch ist das Setzen der Schanzschrauben einfacher und schneller, als die Konstruktion eines Ringfixateurs am proximalen Fragment. Ein zusätzlicher Vorteil besteht in der besseren Röntgensicht, da der Hybridfixateur durch seine große räumliche Struktur den Einblick auf die Fraktur eher behindert.

Aus dem Vergleich der vier Gruppen mit der Vergleichsgruppe des UTN zeigt sich in Übereinstimmung mit der Literatur die Problematik des UTN als alleinigem Implantat. Dies ist aufgrund der hohen Zahl der Fehlstellungen und Pseudarthrosen im klinischen Gebrauch, und der deutlichen Rotationen in der biomechanischen Testung nicht anzuraten. Die zusätzliche Versorgung mit einer medialisseitigen kleinen Platte zeigte in unserem Versuch einen deutlichen Stabilitätsgewinn. Diese zusätzliche Osteosynthese stellt einen im Sinne der „biologischen Osteosynthesen“ [26] sicherlich vertretbaren Eingriff dar. Die Platte kann zugleich als Repositionshilfe und Stabilisierungshilfe während der Marknagelinsertion benutzt werden.

Durch die Probleme mit Pininfekten und Weichteilreizungen, verbunden mit dem geringen Tragekomfort stellt die zusätzliche Applikation eines Zangenfixateurs zum UTN sicher das Implantat zweiter Wahl dar. Die Indikation für einen Zangenfixateur wäre bei besonders schwierigen Weichteilverhältnissen gegeben.

5 Zusammenfassung

Die proximale Tibiatrümmerfraktur ist aus der Klinik und verschiedenen Untersuchungen als Problemfraktur mit häufigen Fehlstellungen bekannt. In dieser Arbeit sollte das biomechanische Verhalten von mit Fixateur externe, Hybridfixateur, UTN + Zangenfixateur und UTN + 5- Loch LC- DCP instrumentierten Tibiae unter physiologischer Primärbelastung bei einer simulierten 42 C 3.3 Fraktur nach der AO- Klassifikation untersucht werden.

Es wurden in einem randomisierten inkompletten Blockdesign 20 Leichenknochen 9 mm statisch und weggesteuert belastet. Aufgezeichnet wurden neben Kraft, Zeit und Weg über ein videooptisches System auch die räumlichen Bewegungen der Fragmente.

Im Ergebnis zeigte sich eine Kongruenz der Rangreihen, was Steifigkeit, maximale Krafteinleitung und Rotationen anging. Das mit 831 (\pm 46) N/mm steifste Implantat war die Kombination von UTN + LC- DCP, gefolgt von der UTN + Zangenfixateurgruppe 330 (\pm 96) N/mm, der Fixateur externe Gruppe 176 (\pm 46) N/mm und zuletzt den Hybridfixateuren 66 (\pm 12) N/mm. Bis auf den Vergleich UTN + LC- DCP zu Fixateur externe sind alle Unterschiede jeweils statistisch signifikant.

Bezüglich der Rotationen erreichte wiederum die Gruppe UTN + LC- DCP die geringsten Abweichungen. Diesmal folgte aber in 2 der 3 Rotationsrichtungen in der Rangreihe der Fixateur externe, gefolgt von der UTN + Zangenfixateur Gruppe.

Aus den Gesamtergebnissen und der Literatur heraus kann die alleinige Stabilisierung einer proximalen Tibiaschaftfraktur mit

einem UTN nicht empfohlen werden, da Pseudarthrosen und Fehlstellungen häufig zu erwarten sind. Aufgrund der intraoperativen Behelfsmöglichkeit bei der Reposition und der Nagelinsertion ist die zusätzliche Implantation einer kleinen medialen Platte zu empfehlen.

Bei der Wahl eines Fixateurs lässt sich aus biomechanischer Sicht der Einsatz eines Fixateur externe, eine sinnvolle Konstruktion vorausgesetzt, empfehlen.

Der Hybridfixateur zeigte bei vergleichbarem Materialverbrauch und möglichst ähnlicher Konstruktion eine schlechtere Stabilität. Sein Einsatzgebiet ist eher bei kleineren Fragmenten mit Gelenkbeteiligung zu suchen.

6 Danksagung

Herrn Prof. Dr. Kuno Weise, dem ärztlichen Direktor der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Tübingen möchte ich herzlich für die Überlassung des Themas danken. Ganz besonders möchte ich mich bei Herrn PD Dr. Christoph Eingartner bedanken. Er ermöglichte durch eine gute Rahmenplanung erst das gänzliche Gelingen der Versuche. Seine konstruktiven Ideen, seine immer wieder neue Motivation und die enge Zusammenarbeit waren eine große Hilfe.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Professor E. Schneider, dem Leiter des AO- Forschungszentrums. Durch die Möglichkeit der Arbeit in seinem Forschungsinstitut und der Hilfe zahlreicher Mitarbeiter wurden die biomechanischen Versuche getragen. In diesem Zusammenhang danke ich auch PD Markus Hehli, dem Leiter der Entwicklungsabteilung, und Dipl. Ing. S. Rupp, dem uns betreuenden Ingenieur. Auch möchte ich Steven Bresina, meinem Projektleiter in der Forschungsabteilung für seine Ratschläge und tatkräftige Hilfe danken. Einem schier unermüdlichen Helfer, eidg. gepr. Messtechniker Dieter Wahl will ich von ganzem Herzen danken. Trotz zahlreicher anderer Aufgaben kümmerte er sich immer um das Gelingen des Versuches und baute mich in schweren Zeiten moralisch auf.

Für die statistische Auswertung ein geduldiger und hilfsbereiter Helfer war mir Dr. rer. nat Dominik Pfluger vom AO- Institut in Davos, der sich trotz zahlreicher kurzfristiger Änderungen immer wieder mit unserem Versuch beschäftigte.

Der Firma STRATEC Medical, Oberndorf, Schweiz und namentlich Herrn Martin Bieri möchte ich sehr herzlich für die materielle

Unterstützung und die Zurverfügungstellung der Implantate danken.
Ohne diese Unterstützung wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

Für die lange Zeit der Zusammenarbeit möchte ich Evi
Schreitmüller, der Doktorandin des Parallelprojektes, danken.
Zusammen bearbeiteten wir in Streit und Freud unser gemeinsames
Projekt, das uns immer mehr geeint hatte.

Weiterhin danke ich für die sprachliche Überarbeitung der Arbeit
Herrn Dipl. biol. T. Pfaller, Frau Stud. med. J.- K. Rothfuss sowie
Frau Cand. med. K.- M. Heger.

7 Anhang

<i>Terminus</i>	<i>Bedeutung</i>
Std	Standardabweichung der Einzelwerte
Stderror, se	Standardfehler, i.e. Standardabweichung des Mittelwertes, std/\sqrt{n}
Lsmean	Least Squares Mean: eine wichtige Größe bei Random Effects Modellen, da der LSMean eine für alle Effekte korrigierte Größe ist. In unserem Fall ‚tut er so‘, als ob der Effekt auf einen Durchschnittsknochen bezogen ist.
Median	Wert, wo 50 % des Datenhaufens ist
Q1	1. Quartil: Wert, wo 25 % des Datenhaufens ist
Q3	3. Quartil: Wert, wo 75 % des Datenhaufens ist
CV	Coefficient of Variation, std/mean
LCLM	Lower Confidence Limit of the mean, d.h. Wert, unterhalb dessen 2.5 % der Daten liegen
UCLM	Upper Confidence Limit of the mean, d.h. Wert, oberhalb dessen 2.5 % der Daten liegen
CI	Confidence Interval, oder Vertrauensintervall. Gibt den Bereich an, innerhalb dessen der wahre Mittelwert mit 95 % Wahrscheinlichkeit ist.

Tabelle 24: Aufstellung der verwendeten Begriffe in der statistischen Auswertung

8 Literaturverzeichnis

1. Sobotta, J. and H. Becher, *Atlas der Anatomie des Menschen*. 1972, München, Berlin, Wien: Urban und Schwarzenberg.
2. Brumback, R.J., *The rationales of interlocking nailing of the femur, tibia, and humerus*. Clin Orthop, 1996(324): p. 292-320.
3. Grosse, A., I. Kempf, and D. Lafforgue, [*Treatment of fragments, loss of bony substance and pseudarthrosis of femur and tibia using screw fixation (40 cases)*]. Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 1978. **64**(Suppl 2): p. 33-5.
4. Kurock, W., J. Ahlers, and H.J. Walde, [*Results of intramedullary nailing for relative indication in proximal and distal tibial-shaft fractures*]. Hefte Unfallheilkd, 1977. **129**: p. 418-9.
5. Lottes, O.J., *Intramedullary Fixation for Fractures of the Shaft of the Tibia*. Southern Medical Journal, 1952. **45**: p. 407-417.
6. Perren, S.M., *Wissenschaftliche Grundlagen der Marknagelung mit spezieller Berücksichtigung der Stabilität*. OP-Journal, 1999. **15**: p. 31-38.
7. Müller, M.E., et al., *Manual der Osteosynthese. AO- Technik*. 3. ed. 1992, Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
8. Lippert, H., *Lehrbuch Anatomie*. Vol. 4. Aufl. 1996, München; Wien; Baltimore: Urban & Schwarzenberg.
9. Lang, J. and W. Wachsmuth, *Praktische Anatomie*. 2. ed. 1972, Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
10. Leonhardt, H., et al., *Anatomie des Menschen*. Vol. 1. Aufl. 1987, Stuttgart; New York: Georg Thieme Verlag.
11. Warwick, R. and L.P. Williams, *Gray's Anatomy*. 35. ed. 1973, Norwich: Longman.
12. Berg, v.d.A., *Revaskularisation langer Röhrenknochen nach stabiler Osteosynthese durch intra- und extramedulläre Kraftträger*. Habilitationsschrift Universität des Saarlandes, 1972.
13. Brookes, M., et al., *A new concept of capillary circulation in bone cortex*. Lancet, 1961. **1**: p. 1078-1081.
14. Lopez- Curto, J.A., *Anatomy of microvasculature of the tibial diaphysis of the adult dog*. The journal of bone and joint surgery, 1980. **62-A**: p. 8-12.

15. Trueta, J. and A.X. Caladias, *A study of blood supply of the long bones*. Surgery, Gynecology and Obstetrics, 1964. **118**: p. 485-498.
16. Nelson, G.E., *et al.*, *Blood supply of the human femora*. The Journal of bone and joint surgery, 1960. **42-A**: p. 625-636.
17. Cuthbertson, E.M., E. Siris, and G.R. S., *The femoraldiaphyseal medullary venous system as a venous collateral channel in dog*. The Journal of bone and joint surgery, 1965. **47-A**: p. 965-974.
18. Pschyrembel, W., C. Zink, and O. Dornblüth, *Pschyrembel Klinisches Wörterbuch*. 256. Auflage ed. 1990, Berlin; New York: de Gruyter.
19. Dambacher, M.A., *Praktische Osteologie*. 1982, Stuttgart, New York: Thieme.
20. Löffler, G. and P.E. Petrides, *Biochemie und Pathobiochemie*. Vol. 5. Aufl. 1997, Berlin; Heidelberg; New York: Springer- Verlag.
21. Schneider, E., *et al.*, [*Biomechanics of the ring fixator--contributions of individual structural elements*]. Unfallchirurg, 1992. **95**(11): p. 580-7.
22. Kuchling, H., *Physik - Formeln und Gesetze*. 1997, Leipzig: Bechtermünz. 138.
23. Perren, S.M., [*Biomechanical basis of fracture treatment*]. Orthopade, 1992. **21**(1): p. 3-10.
24. Mandruzzato, F., *Internal Fixation and Unreamed Nailing: Mechanical Conditions in Tibial Fracture Healing*, in *Dipartimento di Bioingegneria*. 1997, Politecnico di Milano: Milano. p. 93.
25. Braun, W. and A. Ruter, *Fracture healing. Morphologic and physiologic aspects*. Unfallchirurg, 1996. **99**(1): p. 59-67.
26. Claudi, B.F. and G. Oedekoven, [*"Biological osteosynthesis"*]. Chirurg, 1991. **62**(5): p. 367-77.
27. Muhr, G., *Die Bedeutung von Biologie und Biomechanik in der Frakturheilung*. Festschrift DGU, 1997.
28. Rüedi, T., H. Kolbow, and M. Allgöwer, [*Experiences with the dynamic compression plate (DCP) in 418 fresh fractures of the tibial shaft (author's transl)*]. Arch Orthop Unfallchir, 1975. **82**(3): p. 247-56.
29. Strecker, W., G. Suger, and L. Kinzl, [*Local complications of intramedullary nailing*]. Orthopade, 1996. **25**(3): p. 274-91.
30. Müller, C.A., *et al.*, [*Clinical results of primary intramedullary osteosynthesis with the unreamed AO/ASIF tibial intramedullary nail of open tibial shaft fractures*]. Unfallchirurg, 1998. **101**(11): p. 830-7.

31. Stedtfeld, H.W. and B. Jurowich, [*Interlocking nailing of fractures of the proximal tibial shaft*]. Unfallchirurg, 1990. **93**(11): p. 528-33.
32. Frigg, R., *The development of the Pinless external fixator: from the idea to the implant*. Injury, 1992. **23**(Suppl 3): p. S3-8.
33. Stene, G.M., *et al.*, *Biomechanical evaluation of the Pinless external fixator*. Injury, 1992. **23**(Suppl 3): p. S9-27.
34. Ruchholtz, S., D. Nast-Kolb, and L. Schweiberer, [*Intramedullary nailing of lower leg fractures with minimal soft tissue injuries*]. Orthopade, 1996. **25**(3): p. 197-206.
35. Cech, O., *Prof. Ilizarov and his contribution to the challenge of limb lengthening*. Injury, 1993. **24**(Suppl 2): p. S2-8.
36. Allgöwer, M., *Die Behandlung der Tibiaschaftfraktur im Wandel der Zeit*, in *45. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallheilkunde e.V.*, A. Pannike, Editor. 1981, Springer: Berlin. p. 417-421.
37. Pfister, U., [*Current status of intramedullary nailing osteosynthesis*]. Aktuelle Traumatol, 1988. **18 Suppl 1**: p. 40-5.
38. Krettek, C., *et al.*, [*Intramedullary nailing of open fractures*]. Orthopade, 1996. **25**(3): p. 223-33.
39. Brug, E. and D. Pennig, [*Indications for interlocking nailing*]. Unfallchirurg, 1990. **93**(11): p. 492-8.
40. Folleras, G., *et al.*, *Locked intramedullary nailing of fractures of femur and tibia*. Injury, 1990. **21**(6): p. 385-8.
41. Ruchholtz, S., *et al.*, [*Fracture healing after intramedullary nailing of simple tibial shaft fractures. A clinical comparison of reamed and unreamed procedures*]. Unfallchirurg, 1995. **98**(7): p. 369-75.
42. Hansis, M., *Anerkannte, heute gültige Indikation und Prinzipien der konventionellen Plattenosteosynthesen bei Frakturen der langen Röhrenknochen*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 264-267.
43. Remiger, A.R., *et al.*, *Die mechanische Testung des Pinless-Zangenfixateurs*, in *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*, E. Schneider, Editor. 1997, Springer. p. 286-296.
44. Höntzsch, D., *Stabilität einer Osteosynthese mit dem Fixateur externe*. OP-Journal, 1999. **15**: p. 48-52.

45. Schlenzka, R., R. Schmidt, and L. Gotzen, [*Stabilization of short, proximal and distal fragments of the tibia with monofixation. An experimental study. II. Bending stress*]. Unfallchirurg, 1986. **89**(8): p. 382-8.
46. Schlenzka, R., L. Gotzen, and R. Schmidt, [*Stabilization of the short proximal and distal main fragments of the tibia with monofixation. An experimental study. I. Axial stress*]. Unfallchirurg, 1986. **89**(5): p. 214-9.
47. Stürmer, K.M., *Metaphysäre Trümmerbrüche der unteren Extremität. Indikation zur Plattenosteosynthese*, in *59. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, K.E. Rehm, Editor. 1996, Springer: Berlin. p. 133-142.
48. Schandelmaier, P., *et al.*, *Outcome of tibial shaft fractures with severe soft tissue injury treated by unreamed nailing versus external fixation*. J Trauma, 1995. **39**(4): p. 707-11.
49. Orbay, G.L., V.H. Frankel, and F.J. Kummer, *The effect of wire configuration on the stability of the Ilizarov external fixator*. Clin Orthop, 1992(279): p. 299-302.
50. Kinzl, L. and G. Suger, *Hybrid-Ringfixateur - eine sinnvolle Ergänzung?*, in *59. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, K.E. Rehm, Editor. 1995, Springer: Berlin. p. 143-145.
51. Jürgens, C., *et al.*, [*Ilizarov ring fixation and its technical application*]. Unfallchirurg, 1992. **95**(11): p. 529-33.
52. Raschke, M.J., *et al.*, [*Supportive composite-hybrid fixation of percutaneous screw fixation of tibial head fractures*]. Unfallchirurg, 1996. **99**(11): p. 855-60.
53. Schultz, J.H., *et al.*, [*Fracture treatment in the area of the tibia*]. Unfallchirurg, 1992. **95**(11): p. 537-40.
54. Stamer, D.T., *et al.*, *Bicondylar tibial plateau fractures treated with a hybrid ring external fixator: a preliminary study*. J Orthop Trauma, 1994. **8**(6): p. 455-61.
55. Reith, H.B., *et al.*, *"Ring fixator" for treatment of lower leg fractures. A review of 30 cases treated by a new external fixation system*. Int Surg, 1988. **73**(3): p. 170-2.
56. Raschke, M.J., *et al.*, [*Combination of the Ilizarov ring fixator with the unilateral AO tube fixator. Initial clinical experiences with the hybrid system*]. Unfallchirurg, 1995. **98**(12): p. 627-32.
57. Remiger, A.R. and F. Magerl, *The pinless external fixator--relevance of experimental results in clinical applications*. Injury, 1994. **25**(Suppl 3): p. S-C15-29.
58. Schippinger, G., *et al.*, [*Indications and use of "AO pinless fixateurs". A preliminary report*]. Unfallchirurgie, 1996. **22**(5): p. 216-22.

59. Schütz, M., et al., *Die zusätzliche Applikation eines AO-Zangenfixateurs erhöht die Primärstabilität nach unaufgebohrter Marknagelung proximaler Tibiaschaftfrakturen - Eine biomechanische Kadaverstudie*, in *61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 779-782.
60. Winkler, H., P. Hochstein, and A. Wentzensen, *Experience with the pinless fixator in the treatment of fractures of the lower leg*. Injury, 1994. **25**(Suppl 3): p. S-C8-14.
61. Eingartner, C., D. Höntzsch, and S. Weller, *Der Pinlose Zangenfixateur externe zur Primärstabilisierung von Unterschenkelfrakturen*. Akt. Traumatol. 25, 1996: p. 37-41.
62. Haas, N.P., et al., *LISS - Less Invasive Stabilization System - ein neuer Fixateur intern für distale Femurfrakturen*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 340-344.
63. Schavan, R., R. Frigg, and M. Angst, *LISS - Ein neuartiges minimal invasives extramedulläres Fixationssystem für metaphysäre Frakturen der unteren Extremität*, in *61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 702-703.
64. Krettek, C., P. Schandelmaier, and H. Tscherne, *LISS; Less Invasive Stabilization System*. Dialogue, 1999. **1**: p. 7.
65. Höntzsch, D., T. Krackhardt, and S. Weller, *Die eingeschobene Plattenosteosynthese*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 256-261.
66. Bonnaire, F. and M. Seif el Nasr, *Anerkannte, heute gültige Indikationen und Prinzipien der konventionellen Plattenosteosynthese bei Gelenkfrakturen*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 269-277.
67. Perren, S., *Grundlagen der Plattenosteosynthese - Biologie und Biomechanik*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 238-246.
68. Wagner, H.E. and R.P. Jakob, *[Plate osteosynthesis in bicondylar fractures of the tibial head]*. Unfallchirurg, 1986. **89**(7): p. 304-11.
69. Weymann, A. and P. Matter, *Dynamische Kompressionsplatte mit limitiertem Knochen-Kontakt: LC-DCP-Platte*. OP-Journal, 1997. **13**: p. 252-254.
70. Ekeland, A., et al., *Interlocking intramedullary nailing in the treatment of tibial fractures. A report of 45 cases*. Clin Orthop, 1988(231): p. 205-15.
71. Höntzsch, D., S. Weller, and S.M. Perren, *[A new general orthopedic universal intramedullary nail for the tibia. Clinical development and experiences]*. Aktuelle Traumatol, 1989. **19**(6): p. 225-37.
72. Olerud, S. and G. Karlstrom, *The spectrum of intramedullary nailing of the tibia*. Clin Orthop, 1986(212): p. 101-12.

73. Rehm, K.E. and C. Bruns, *Wo liegt die Grenze der Marknagelung?*, in 59. *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, K.E. Rehm, Editor. 1995, Springer: Berlin. p. 129-133.
74. Vecsei, V., *et al.*, [*Borderline indications for locked intramedullary nailing of femur and tibia*]. *Orthopade*, 1996. **25**(3): p. 234-46.
75. Weller, S., *Internal fixation of fractures by intramedullary nailing. Introduction, historical review and present status*. *Injury*, 1993. **24**(Suppl 3): p. S1-6.
76. Rüedi, T., *et al.*, [*Initial results with the new tibial interlocking nail of the Orthopedic Study Group*]. *Helv Chir Acta*, 1989. **56**(4): p. 599-602.
77. Fux, H.D., *et al.*, [*Biomechanical studies of bone treated with intramedullary nailing, with special reference to possible axis deviations*]. *Unfallchirurgie*, 1984. **10**(4): p. 163-7.
78. Schandelmaier, P., C. Krettek, and H. Tscherne, [*Biomechanical studies of 9 tibial interlocking nails in a bone-implant unit*]. *Unfallchirurg*, 1994. **97**(11): p. 600-8.
79. Eveleigh, R.J., *A review of biomechanical studies of intramedullary nails*. *Med Eng Phys*, 1995. **17**(5): p. 323-31.
80. Alho, A., *et al.*, *Locked intramedullary nailing for displaced tibial shaft fractures [published erratum appears in J Bone Joint Surg Br 1991 Jan;73(1):181]*. *J Bone Joint Surg Br*, 1990. **72**(5): p. 805-9.
81. Koval, K.J., *et al.*, *Complications of reamed intramedullary nailing of the tibia*. *J Orthop Trauma*, 1991. **5**(2): p. 184-9.
82. Vecsei, V. and T. Heinz, [*The interlocking nail for long comminuted and compound fractures of the femur and tibia. Technique and results*]. *Unfallchirurg*, 1990. **93**(11): p. 512-8.
83. Lang, G.J., *et al.*, *Proximal third tibial shaft fractures. Should they be nailed?* *Clin Orthop*, 1995(315): p. 64-74.
84. Ahlers, J. and W.D. von Issendorff, [*Incidence and causes of malalignment following tibial intramedullary nailing*]. *Unfallchirurgie*, 1992. **18**(1): p. 31-6.
85. Freedman, E.L. and E.E. Johnson, *Radiographic analysis of tibial fracture malalignment following intramedullary nailing*. *Clin Orthop*, 1995(315): p. 25-33.
86. Bopp, F. and U. Holz, *Technische Komplikationen bei der Marknagelung und ihre Lösung*. *OP-Journal*, 1995(3): p. 326-332.
87. Carr, J.B., D.B. Sobba, and L.L. Bear, *Biomechanics of rigid tibial nail insertion sites*. *Am J Orthop*, 1996. **25**(8): p. 553-6.

88. Kuner, E.H., *et al.*, [Tibial intramedullary nailing without open drilling]. Unfallchirurgie, 1993. **19**(5): p. 278-83.
89. Krettek, C., *et al.*, A new technique for the distal locking of solid AO unreamed tibial nails. J Orthop Trauma, 1997. **11**(6): p. 446-51.
90. Krettek, C., *et al.*, [A new roentgen ray-free aiming technique for distal locking screw boring of the unreamed tibial nail]. Langenbecks Arch Chir Suppl Kongressbd, 1996. **113**: p. 947-50.
91. Krettek, C., *et al.*, Tips und Tricks zur distalen Verriegelung: Eine mechanische Zielhilfe für den UTN reduziert Gesamtdurchleuchtungszeit und Bolzendestruktion, in 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 574-575.
92. Krettek, C., *et al.*, [Unreamed tibial nail in tibial shaft fractures with severe soft tissue damage. Initial clinical experiences]. Unfallchirurg, 1991. **94**(11): p. 579-87.
93. Wittwer, W. and R. Ketterl, Kompartmentsyndrom auch bei Anwendung der Tibiamarknagelung in unaufgebohrter Technik?, in 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 533-538.
94. Henley, M.B., M. Meier, and A.F. Tencer, Influences of some design parameters on the biomechanics of the unreamed tibial intramedullary nail. J Orthop Trauma, 1993. **7**(4): p. 311-9.
95. Clasbrummel, B., *et al.*, Abhängigkeit von Fragmentdislokationen vom Nageldesign bei proximalen und distalen Tibiafragmenten nach ungebohrter Marknagelung, in 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 1094-1095.
96. Melcher, G.A., *et al.*, Tibial fractures treated with the AO unreamed tibial nail. Injury, 1993. **24**(6): p. 407-10.
97. Krettek, C., *et al.*, [Current status of surgical technique for unreamed nailing of tibial shaft fractures with the UTN (unreamed tibia nail)]. Unfallchirurg, 1994. **97**(11): p. 575-99.
98. Markmiller, M. and A. Rüter, Der unaufgebohrte Tibiamarknagel (UTN) - Sammelstudie der AO, in 61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V., H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 598-602.
99. Buehler, K.C., *et al.*, A technique for intramedullary nailing of proximal third tibia fractures. J Orthop Trauma, 1997. **11**(3): p. 218-23.
100. Hutson, J.J., *et al.*, Mechanical failures of intramedullary tibial nails applied without reaming. Clin Orthop, 1995(315): p. 129-37.

101. Matthews, D.E., R. McGuire, and A.E. Freeland, *Anterior unicortical buttress plating in conjunction with an unreamed interlocking intramedullary nail for treatment of very proximal tibial diaphyseal fractures*. Orthopedics, 1997. **20**(7): p. 647-8.
102. Weiner, L.S., et al., *The use of combination internal fixation and hybrid external fixation in severe proximal tibia fractures*. J Orthop Trauma, 1995. **9**(3): p. 244-50.
103. Stephan, C., et al., *Mechanische Wirksamkeit von Pollerschrauben bei der unaufgebohrten intramedullären Stabilisierung von kurzen proximalen oder distalen Tibiasegmenten*, in *61. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Unfallchirurgie e.V.*, H.-J. Oestern and K.E. Rehm, Editors. 1997, Springer: Berlin. p. 578-580.
104. Eingartner, C., *Zur osteosynthetischen Stabilisierung der proximalen Tibiaschaftfraktur - eine klinische und experimentelle Untersuchung*. Habilitationsschrift für das Fach Chirurgie/ Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, 2001.
105. Duda, G., *Components of moment and force acting on the proximal fragment*, . 1999.
106. Ito, K., R. Grass, and H. Zwipp, *Internal Fixation of Supracondylar Femoral Fractures: Comparative Biomechanical Performance of the 95-Degree Blade Plate and Two Retrograde Nails*. Journal of Orthopaedic Trauma, 1998. **12**(4): p. 259-266.
107. Schandelmaier, P., C. Krettek, and H. Tscherne, *Steifigkeit von Tibiaverriegelungsnägeln im Knochen-Implantat-Verbund*. Der Unfallchirurg, 1997. **261**: p. 271-285.
108. Searle, S.R., F.M. Speed, and G.A. Milliken, *Population marginal means in the linear model: an alternative to the least squares means*. The American Statistician, 1980. **34**: p. 216-221.
109. Fairbank, A.C., et al., *Stability of reamed and unreamed intramedullary tibial nails: a biomechanical study*. Injury, 1995. **26**(7): p. 483-5.
110. Cerroni, A.M., et al., *Bone mineral density, osteopenia, and osteoporosis in the rhesus macaques of Cayo Santiago*. Am J Phys Anthropol, 2000. **113**(3): p. 389-410.
111. Perren, S.M. and J. Cordey, *Die Gewebsdifferenzierung in der Frakturheilung*. Unfallheilkunde, 1977. **80**: p. 161-164.
112. Goodship, A.E., J.L. Cunningham, and J. Kenwright, *Strain Rate and Timing of Stimulation in Mechanical Modulation of Fracture Healing*. Clin Orthop, 1998. **355 S**: p. 105-115.
113. Claes, L.E., et al., *Effects of Mechanical Factors on the Fracture Healing Process*. Clin Ortop, 1998. **355S**: p. 132-147.

114. Kenwright, J. and T. Gardner, *Mechanical influences on tibial fracture healing*. Clin Orthop., 1998. **355 Suppl**: p. S179-90.
115. Schreitmüller, E., *Biomechanischer Vergleich von Osteosynthesen bei proximalen Tibiaschaftfrakturen*, . 1999.
116. Goodship, A.E. and J. Kenwright, *The influence of induced micromovement upon the healing of experimental tibial fractures*. J Bone Joint Surg Br., 1985. **67(4)**: p. 650-5.
117. Grundnes, O. and O. Reikeras, *Effects of instability on bone healing. Femoral osteotomies studied in rats*. Acta Orthop Scand., 1993. **64(2)**: p. 55-8.
118. Höntzsch, D., *Untersuchungen des Rahmensystems am Unterschenkelskelett unter den Bedingungen der Frakturbehandlung mit Osteosynthese von Tibia und Fibula - eine klinische und experimentelle Studie*. Habilitationsschrift für das Fach Chirurgie/Unfallchirurgie, 1990.
119. Whorton, A.M. and M.B. Henley, *The role of fixation of the fibula in open fractures of the tibial shaft with fractures of the ipsilateral fibula: indications and outcomes*. Orthopedics, 1998. **21(10)**: p. 1101-5.

9 Lebenslauf

Frank René Schuler

Geboren: 01.02.1976 in Stuttgart Bad- Cannstatt

Eltern: Dieter Schuler, 14.09.1940
Annick Schuler, geb. Doyen, 02.03.1948

Schulzeit: 1983 August-Lämmle-Grundschule Ludwigsburg
1987 Goethe- Gymnasium- Ludwigsburg
1995 Abitur

Zivildienst: 1995 im Rettungsdienst Stuttgart bei der Johanniter
Unfallhilfe.

Studium: Seit WS 1996 Studium der Humanmedizin an der
Eberhard- Karls- Universität Tübingen.

Physikum im Herbst 1998

1. Staatsexamen im Frühjahr 2000
2. Staatsexamen im Frühjahr 2002
3. Staatsexamen 16.05.2003