Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie
der Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger)

Untersuchungen zur Stabilität des Knochenlagers unter Einwirkung von Verriegelungsschrauben bei axialer Belastung in einem Tibia-Marknagel-Modell

Kiarash Karampour

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:
1. Privatdozent Dr. W. Mittelmeier
2. Univ.-Prof. Dr. R. Gradinger

Die Dissertation wurde am 22.01.2001 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 16.05.2001 angenommen.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung 4

1.1 Einleitung 4

1.2 Fragestellung 5

2. Material und Methoden 6

2.1 Material 6

2.2 Konventionelle Röntgendokumentation 7

2.3 CT-Dokumentation 9

2.4 Histomorphometrische Untersuchung 11

2.4.1 Bemerkungen zur unentkalkten Knochenhistologie 11

2.4.2 Fixierung, Entwässerung und Entfettung 11

2.4.3 Einbettung 12

2.4.4 Trenntechnik 13

2.4.5 Färbetechnik zur morphometrischen Untersuchung 14

2.4.6 Morphometrische Bestimmung der Knochenfläche 14

2.5 Biomechanisches Modell 15

2.5.1 Prüfinstrumente 15

2.5.2 Vorbereitung der Präparate 16

2.5.3 Prüfvorgang 17

2.5.4 Photodokumentation 18

3. Ergebnisse 22

3.1 Röntgen 22

3.2 Computer-Tomographie (CT) 24

3.3 Histomorphometrie 26

3.4 Biomechanische Ergebnisse 27

3.5 Statistischer Vergleich 39

4. Diskussion **44**

4.1 Vorstellung der Literatur 44

4.1.1 Marknagelung und das Konzept der Kompression 44

4.1.2 Biomechanische Untersuchungen von Schrauben im Knochenlager 46

4.1.3 Stabilität des Knochenlagers 48

4.1.4 Bisherige Untersuchungen zur Stabilität des Knochenlagers unter Einwirkung von Verriegelungsschrauben 52

4.2 Diskussion der Methode 56

4.3 Diskussion der Ergebnisse 59

5. Zusammenfassung **65**

6. Literaturverzeichnis **67**

7. Anhang **76**

Danksagung **83**

Lebenslauf **84**

Abbildungsverzeichnis **85**

Tabellenverzeichnis **86**

Abkürzungen/ Einheiten **87**

1. Einleitung und Fragestellung

1.1. Einleitung

Seit der ersten Anwendung von intramedullären Kraftträgern in Form von Elfenbeinstiften durch BIRCHER, 1886, (HAYDER A. Y.:1977, S.44) hat die Marknagelung schrittweise wesentliche Verbesserungen erfahren.
Der Vorteil der Marknagelung liegt in der Weichteilschonung um den Frakturbereich und im biomechanischen Konzept einer intramedullären Schienung.
Mit dem Ziel einer Optimierung der Stabilität des Nagel-Knochen-Verbundes wurden Verfahren wie die starre Verriegelung und die Nagel-Dynamisierung vorgestellt.

Seit KAESSMANN (1966, S.272) wurde versucht, über die Umsetzung des Kompressionsprinzips am Nagel eine noch höhere Stabilität des Osteosynthesesystems zu erreichen.
Bei dem von MITTELMEIER et al. (1988, S.305) inaugurierten IC-Nagel (Interlocking Compression Nail) wurde der Kompressionsmechanismus über einem proximalen Verriegelungsbolzen, bei dem neueren Verfahren des Kulissennagels (MITTELMEIER W. et al.: 1994, S.236) über zwei Verriegelungsschrauben aufgebaut.

Durch die Kompressionsnagelung werden hohe Anforderungen an die Stabilität des Knochenlagers hinsichtlich der ausreichenden Abstützung der kraftübertragenden proximalen Verriegelungsschraube im Knochenlager gestellt. Bislang ist es dem Operateur nicht sicher möglich abzuschätzen, ob die Qualität des Knochenlagers für die Kompressionsnagelung geeignet ist. Zudem ist nicht bekannt, inwiefern die Krafteinleitung hinsichtlich der Knochenlagerfestigkeit über eine Verriegelungsschraube ausreicht oder eine doppelte proximale Schraubenführung vorzuziehen ist.

1.2. Fragestellung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist die Untersuchung der Primärstabilität des Knochenlagers unter axialer Kompression bei Anwendung von einem oder zwei Verriegelungsbolzen im biomechanischen Modell an der Tibia. Außerdem sollen die biomechanischen Ergebnisse mit verschiedenen Parametern verglichen werden, die einen Einfluß auf die Knochenstabilität haben können.

2. Material und Methoden

2.1. Material

24 kryokonservierte Tibiapräparate wurden folgendermaßen aufbereitet: zufällig ausgewählte Leichentibiae wurden im frischen Zustand ausgiebig von Weichteilen befreit, unmittelbar anschließend unter Vakuum luftdicht verpackt und bei einer Temperatur von –20° C gelagert. Die Aufbewahrung bis zur eigentlichen Prüfung betrug 3 bis 7 Tage (durchschnittlich 5,2 Tage). Eine kurze Unterbrechung der derartigen Kryokonservierung erfolgte im Rahmen der unten angeführten Röntgen- und Computer-Tomographie-(CT)-Dokumentation. Der jeweilige Transport erfolgte dabei in speziellen Kühlbehältern, um ein Auftauen der Knochen zu verhindern.

Vor der biomechanischen Prüfung bzw. weiteren Verwendung wurden die Tibiapräparate mittels einer feinen Bandsäge vorsichtig in mehrere Segmente zerlegt: Der Tibiakopf wurde 25 mm unterhalb des Plateaus abgetrennt und aus diesem proximalen Segment eine Knochenscheibe von 10 mm gewonnen. Diese Knochenscheibe diente der weiteren Präparation und Verwertung im Sinne der histomorphometrischen Untersuchung (siehe unten), während das distale Segment der biomechanischen Prüfung unterzogen wurde.
Die zu biomechanischen Tests vorgesehenen Knochensegmente wurden vor der eigentlichen Verwendung über 6 Stunden bei Raumtemperatur (22° C) aufgetaut. Wir wickelten die Tibiae während der Auftauphase in mit Ringerlösung befeuchtete Tücher ein.

Das Durchschnittsalter der Versuchspräparate betrug 71,4 Jahre mit einer Geschlechtsverteilung männlich/weiblich von 11:13. Die durchschnittliche Gesamtlänge wurde mit 3753 mm ermittelt bei einem gemittelten Querschnitt (gemessen in Höhe von Tuberositas tibiae) von 440 mm (siehe Tab. 5).

Die detaillierte Methodik der einzelnen Untersuchungen (Biomechanik, Röntgen, CT und Histomorphometrie) wird nachfolgend beschrieben.

2.2. Konventionelle Röntgendokumentation

Wie oben bereits erwähnt, wurden die jeweiligen Präparate **vor der biomechanischen Untersuchung** mit Hilfe konventioneller Röntgentechnik unter jeweils identischen Bedingungen der Belichtungstechnik und unter Verwendung eines **Röntgen-Maßstabes** abgebildet.
Anhand dieser Aufnahmen war es uns möglich, eine ausgiebige Pathologie der Knochenpräparate im Sinne einer tumorösen oder anderen osteolytischen Knochenerkrankung auszuschließen. Sie wurden ebenfalls zur Bildung von Kortikalis-Indices in der jeweils untersuchten Ebene benutzt. Die Stärke der Kortikalis wurde mit Hilfe einer elektronischen Schieblehre in den Schnittebenen 55 mm respektive 80 mm von dem Tibiaplateau entfernt gemessen. Die Genauigkeit des Meßinstrumentes war bis zur zweiten Kommastelle ausgelegt, die dann aufgerundet wurde.

In Erweiterung der von SPOTORNO und ROMAGNOLI (1987, S.225) vorgeschlagenen Scores für die Einschätzung der Knochenqualität im Hinblick auf Hüft-Endoprothetik legten wir für die Auswertung dieser konventionellen Röntgenbilder folgende **Parameter** aus der im ap-Strahlengang angefertigten Aufnahme fest (Abb. 1):

AB + CD	Kortikalis-Dicke : Ebene 55 mm
EF + GH	Kortikalis-Dicke : Ebene 80 mm
AB + CD + EF + GH	Kortikalis-Dicke : Ebene 55 und 80 mm
AB + CD / AD	Kortikalis-Index : Ebene 55 mm
EF + GH / EH	Kortikalis-Index : Ebene 80 mm
AB + CD + EF + GH / AD + EH	Kortikalis-Index : Ebenen 55 und 80 mm
(EF + GH / EH) / (AB + CD / AD)	Relationsindex : Ebenen 80 zu 55 mm

Jeder dieser Parameter wurde für die Tibiae vor der biomechanischen Untersuchung gemessen und festgehalten.

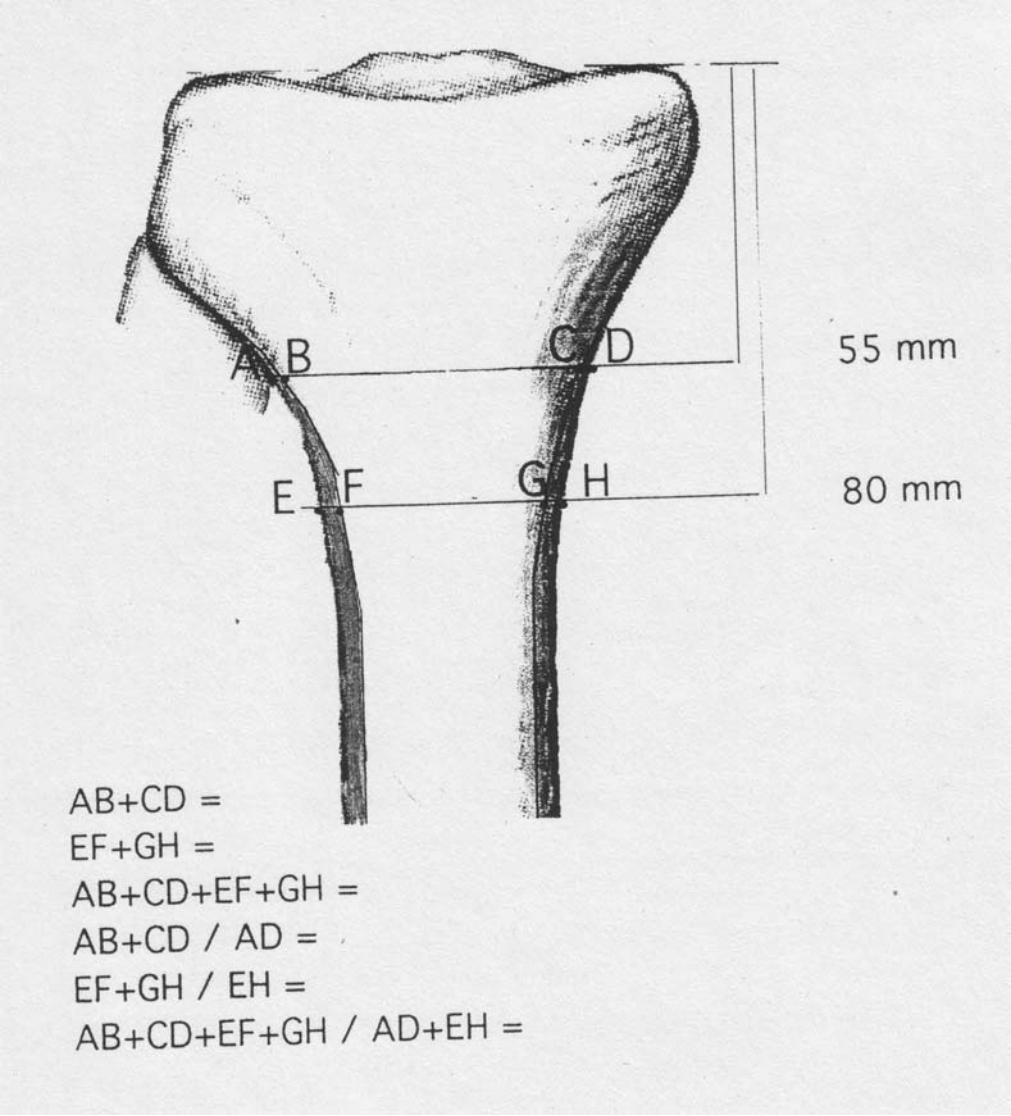

Abb. 1: Schematische Darstellung der Kortikalisindizes

2.3. CT-Dokumentation

Um die biomechanisch gemessenen Ergebnisse mit den anderen in der Literatur bereits beschriebenen Stabilitätsparametern vergleichen zu können, entschieden wir uns für die Knochendichtemessungen mittels quantitativer Computer-Tomographie (qCT), die im klinischen Alltag bei der Dichtemessung von Wirbelkörpern zur Anwendung kommt.

Durch die qCT sind reproduzierbare Dichtemessungen in einer klar definierten Knochenebene mit einer bestimmten Schichtdicke möglich (DURAND, E.P. und RÜEGSEGGER, P.: 1991, S.133; SNYDER, S.M. und SCHNEIDER, E.: 1991, S.422).

Die CT-Knochendichtemessungen wurden mit Hilfe des Gerätes Somatom DR-H (Fa. Siemens, Erlangen) unter Einstellung folgender Parameter durchgeführt:

- Schichtdicke (slice) 8 mm;
- Pixel-Matrix 512 x 512;
- Belichtungsfaktor 125/85 kVp, 510 mA, 5 sec;
- Zoom-factor: 2,6 ;
- Kamera: Fuji FM-DP 2636, dry film system.

Dabei wurden CT-Schichten sowohl in den vorgesehenen Meßhöhen der Schraubenverankerungen als auch in Höhe der vorgesehenen Ebene zur histomorphometrischen Untersuchung durchgeführt (s. Abb. 2). Vor jeder Messung wurde das Gerät neu kalibriert.

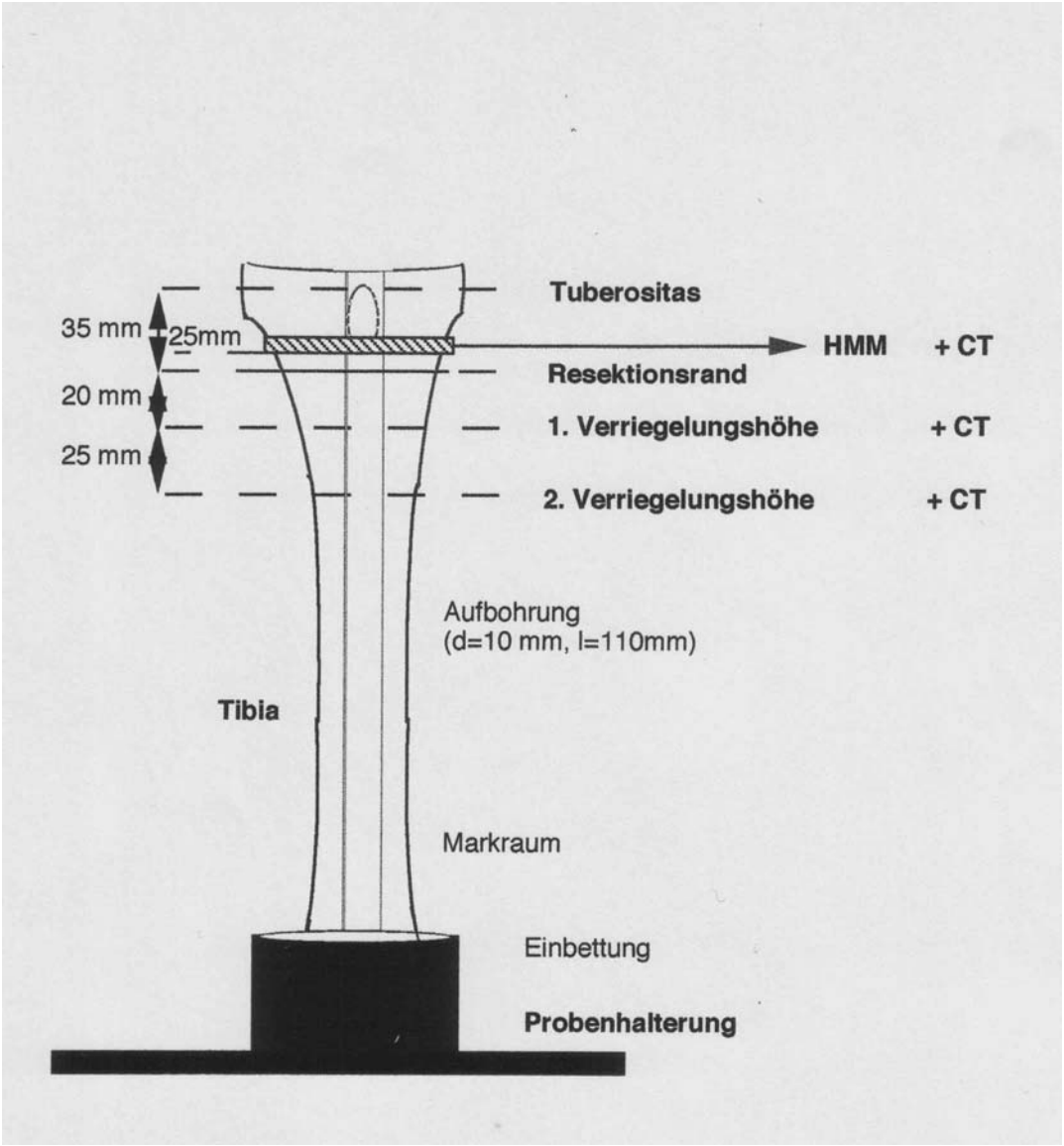

Abb. 2: Schematische Darstellung der Schnittebenen und der zugehörigen CT-, histomorphometrischen und biomechanischen Untersuchungen
h_0 = Tuberositas tibiae (Tub.) ; h_1 = 25 mm unterhalb der Tub. ; h_2 = 55 mm unterhalb der Tub. ; h_3 = 80 mm unterhalb der Tub.

2.4. Histomorphometrische Untersuchung

Um histomorphometrische Vergleichszahlen zu gewinnen, wurden die proximal abgetrennten Knochenscheiben verwendet. Diese wurden in der standardisierten, unentkalkten Knochenhistologie aufgearbeitet (NIZARD M.: 1981, S.2; KATTHAGEN B.-D., BECHTEL U.: 1985, S.164; MITTELMEIER W.: 1992, S.86).

2.4.1. Bemerkungen zur unentkalkten Knochenhistologie

Aufgrund der Vermeidung von Entkalkungssäuren bei diesem Verfahren entstand eine geringere Schrumpfung der Gewebestrukturen und somit auch der gemessenen Oberfläche des Schnittes. Durch das Beibehalten des Knochenminerals im Präparat konnten die kontrastreichen Knochenstrukturen besser vom übrigen Gewebe differenziert werden. Dies war das Hauptanliegen bei der histomorphometrischen Verwertung der histologischen Präparate (MITTELMEIER W.: 1992, S.90)
Bei der Anwendung der genannten Methode muß jedoch der Nachteil eines vergleichsweise hohen Zeit- und Kostenaufwandes berücksichtigt werden. Die Vorbereitungsdauer der Knochensegmente betrug in unseren Versuchsreihen ca. 18 Tage.

2.4.2. Fixierung, Entwässerung und Entfettung

Wie bereits erwähnt, wurde der Tibiakopf 25 mm unterhalb des Plateaus abgetrennt und aus diesem proximalen Segment eine Knochenscheibe von 10 mm gewonnen, die dann für die histomorphometrische Untersuchung verwendet wurde.
Zum Fixieren und Entwässern kamen jeweils 2 Scheiben in ein Glasgefäß mit 1 l Flüssigkeit. Eine spezielle Halterung ermöglichte eine problemlose Plazierung der Präparate in der Mitte der Flüssigkeitssäule. Dadurch war es auch möglich, sie in regelmäßigen Abständen zu bewegen, um so ein häufiges Durchmischen der Flüssigkeit zu erreichen. Da die Segmente mit einer Dicke von 10 mm und einem

entsprechenden Durchmesser relativ groß waren, wurden sie mindestens 2 Tage in jeder Stufe belassen.
Die Fixierung der Präparate fand in einer 4%-igen Formalin-Lösung statt. Die anschließende Entwässerung erfolgte in einer sog. aufsteigenden Alkoholreihe. Vier Alkoholbäder mit verschiedenen Konzentrationen (70, 90, 96 und 100%) wurden dafür benötigt. Um die erfolgreich fixierten und entwässerten Segmente zu entfetten, wurden sie jeweils ein Tag mit einem 1: 1 Aceton/Alkohol-Gemisch, dann mit reinem Aceton und danach erneut mit dem 1: 1 Aceton/Alkohol-Gemisch behandelt. Abschließend wurden sie vor dem Einbetten in 100%-igem Alkohol gelagert.

2.4.3. Einbettung

Die Herstellung von Dünnschnitten und -schliffen aus porösen Materialien für histologische Untersuchungen verlangt ein besonderes Einbettungsverfahren. Durch dieses Verfahren ist es gewährleistet, daß bei der weiteren Behandlung (Trennen und Schleifen) keine Strukturen zerbrechen und die Lage der Strukturen zueinander erhalten bleibt. Das Einbettungsmedium muß ausreichend dünnflüssig sein, damit eine optimale Infiltration in das Untersuchungsmaterial erreicht wird. Um die Bildung von Blasen vermeiden zu können, muß die Aushärtung langsam erfolgen.
Die Einbettung der Knochenscheiben erfolgte in standardisierter Weise in **Methylmethacrylat** (MMA). Methylmethacrylat bot im Vergleich zu anderen Einbettungsmaterialien zusätzlich einen ökonomischen Vorteil (MMA kostet ca. 1/8 des Preises von Technovit 7200). Durch die niedrige Viskosität dieses Kunststoffes mit 0,6 mPas (bei 20° C) war weder eine Infiltration im Vakuum noch eine Verdünnung mit Ethanol notwendig. Um jedoch mit der Infiltration der Präparate auf der sicheren Seite zu sein, sowie den Anforderungen einer standardisierten Methode entsprechen zu können, beließen wir die Proben insgesamt 4 Tage (je 2 Tage in IL 1 und IL 2) in den Infiltrationslösungen.
Die Angaben des Mischungsverhältnisses der MMA-Lösungen kann aus den bereits angegebenen Literaturstellen entnommen werden.

Die Aushärtung wurde in Anlehnung an die von DELLING (1972, S.100) beschriebene Methode durchgeführt. Die Knochenscheiben wurden in entsprechenden Präparatgläsern bei 37° C im Wärmeschrank behandelt. Beim ausbleibenden Beginn der Polymerisation nach 2 Tagen wurde die Temperatur um 2° C pro Tag erhöht, bis die Polymerisation anfing. Anschließend wurde die Temperatur bis zur vollständigen Aushärtung konstant gehalten. Zur Verbesserung der erzielten Aushärtung wurden die Präparate über Nacht bei 60° C in einem Brutschrank gelagert.
Insgesamt ermöglicht nur eine sehr exakte histologische Anfertigung dieser großen Präparate die Minimierung von Artefakten.

2.4.4. Trenntechnik

Die Knochendünnschnitte wurden in Anlehnung an die von DONATH und BREUNERT (1982, S.318) beschriebene Vorgehensweise hergestellt. Die wie oben vorbereiteten Präparate wurden zuerst plan angeschliffen und anschließend auf einen Plexiglasobjektträger mit Cyanakrylatkleber Locite Nr. 493 (Sekundenkleber) aufgelegt.
Zur exakten Vermessung der Knochenscheiben wurden **Dünnschnitte** von ca. **50 µm Dicke** hergestellt:
Für diesen Zweck wurde das Trenngerät Exakt-Trennschleifsystem (Fa. Exakt Apparatebau) benutzt. Das Trennmedium war mit Diamantenpartikeln bestückt und drehte sich mit einer Geschwindigkeit von 150-600 m/min (2,5-10 m/s). Während des Trennvorganges wurde stets mit Wasser gekühlt. Der Glasobjektträger wurde mitsamt der Knochenscheibe von einer Vakuumplatte angesaugt. Die Knochenscheiben wurden dann mit dem Trennband in der gewünschten Schichtdicke durchtrennt, so daß pro Knochenpräparat 2 gleichdicke Dünnschnitte von 50 µm Durchmesser zur histomorphometrischen Untersuchung zur Verfügung standen.

2.4.5. Färbetechnik zur morphometrischen Untersuchung

Die bereits angefertigten Dünnschnitte wurden nach der Trichrom-Methode von **Masson-Goldner** (MG) gefärbt. Diese Färbetechnik eignet sich für das hier verwendete Morphometrie-Verfahren besser als die anderen gleichfalls bewährten Färbetechniken, z. B. Giemsa/Lichtgrün-Färbung. Bei der Masson-Goldner-Technik wird der Knochen kräftig grün und das Bindegewebe schwach rot eingefärbt. Dadurch war eine sehr gute **Kontrastgebung** bei der Graubilddarstellung zwischen Knochen und Bindegewebe gewährleistet (ROMEIS B.: 1968, S.135; NIZARD M.: 1981, S.2). Optimale Farbergebnisse haben wir mit folgenden Färbezeiten erreicht: 4 min in Ponceau-Säurefuchsin, 8 min Orange G und 12 min in Lichtgrün.

2.4.6. Morphometrische Bestimmung der Knochenfläche

In Anlehnung an die von BEYER (1991, S.52) durchgeführten Experimente erfolgten die morphometrischen **semiquantitativen** Vermessungen der Knochenscheiben mit einem **interaktiven Bildanalysesystem** (Vidas, Fa. Zeiss/Kontron). Mittels einer Videokamera wurde zunächst von dem gefärbten Knochenschliff ein Grauwertbild erzeugt. Zur Erhöhung des Kontrastes zwischen Knochen und Bindegewebe wurde ein **Rotfilter** zwischen dem Dünnschliff und der Kamera fixiert. Auf diese Weise waren die Osteoide (rote Färbung mit der Masson-Goldner-Färbung) kaum noch sichtbar, konnten jedoch durch ihr geringes Vorkommen sowie durch ihre Größe gegenüber dem mineralisierten Knochen vernachlässigt werden. An dem Ausgangsgrauwertbild wurde zur verstärkten Kontrastierung eine Grauwertnormierung vorgenommen, so daß der dunkelste Grauwert auf schwarz und der hellste auf weiß gesetzt wurde. Konturenunschärfe im Grauwertbild konnte mit der Anwendung eines Konturerhöhungsfilters weitestgehend beseitigt werden. In dem somit optimierten Grauwertbild wurden die dünnen und meist nur hellgrau dargestellten Knochenstrukturen dunkel nachgezeichnet.

Folgende Parameter wurden histomorphometrisch vermessen:

- Die gesamte Knochenfläche (GF in mm),

- Kortikalisfläche (KF in mm),
- Kortikalisfläche/Gesamtfläche in Dünnschliff 1,
- Kortikalisfläche/Gesamtfläche in Dünnschnitt 2,
- Kortikalisfläche/Gesamtfläche in Dünnschnitten 1 und 2.

Nach der Vermessung wurde schließlich ein Mittelwert für die jeweilige Gesamtfläche und vermessene Kortikalis aus den 2 Dünnschliffen je Präparat gebildet.

2.5. Biomechanisches Modell

2.5.1. Prüfinstrumente

Für die biomechanische Untersuchung des Knochenlagers verwendeten wir **Verriegelungsbolzen** (Fa. Stryker-Osteo GmbH, Mühlheim) mit einem Kerndurchmesser von 5 mm, die im vorderen Abschnitt eine selbstschneidende Gewindekomponente besitzen (Abb. 3). Sie finden bereits Verwendung bei der intramedullären Verriegelungsmarknagelung der unteren Extremitäten sowie bei der Kompressionsmarknagelung. Die Länge der Bolzen wurde gemäß dem jeweiligen Durchmesser des Präparates gewählt.

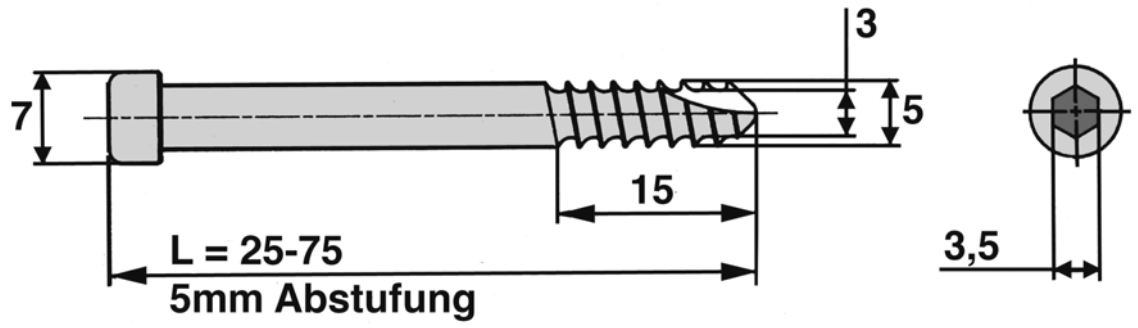

Abb. 3: Kortikalis-Verriegelungsbolzen (nach MITTELMEIER, W.: 1999, S.21)

Für unsere Prüfung stellten wir einen speziellen **Prüfstempel** her, welcher der Simulation eines axialen Kraftträgers dienen sollte. Der Stempel wies in standardisiertem Abstand zwei Querbohrungen auf. Er verfügte über einen Durchmesser von 9 mm. Über eine proximale Farbmarkierung war die Ausgangsposition in der Tibia einzustellen. Die genannten Querbohrungen befanden sich 55 und 80 mm distal dieser Markierung. Die untere Bohrung endete 20 mm oberhalb der Nagelspitze. Die Stempelspitze war distal abgeschrägt, um ein Verkannten im Knochenlager bei eventueller Deformation des Knochenpräparates zu verhindern.

Die exakte Plazierung des jeweils angewandten Verriegelungsbolzens wurde umgesetzt durch ein **speziell angefertigtes Zielgerät**, welches von außen angesetzt, eine exakte Positionierung des Bolzens ermöglichte (Abb. 5).

Die Verriegelungsschrauben wurden jeweils in die Tibia in 3 verschiedenen Serien wie folgt angewandt:

Serie 1: eine querverlaufende Verriegelungsschraube 55 mm unterhalb des Oberrandes der Tuberositas tibiae,

Serie 2: eine querverlaufende Verriegelungsschraube 80 mm unterhalb des Oberrandes der Tuberositas tibiae,

Serie 3: zwei querverlaufende Verriegelungsschrauben 55 bzw. 80 mm unterhalb des Oberrandes der Tuberositas tibiae.

2.5.2. Vorbereitung der Präparate

Um eine sichere distale Verankerung zu erzielen, wurden die o.g. Tibiapräparate in eine zylindrische und oben offene Ausgußform mit Methylmetacrylat (Technovit 4004, Fa Kulzer, Wehrheim/Ts.) senkrecht in folgender Weise **eingebettet**:

- Zur Standardisierung der Verankerung wurde das distale Ende der Tibiae mittels einer Bandsäge senkrecht zur Schaftachse auf 20 cm Gesamtlänge gekürzt.

- Zur Einbettung wurde das Präparat durch eine Halterung zentral und senkrecht in der Ausgußform justiert. Das Ende des Knochens lag mit dem vollen Umfang auf dem Boden der Ausgußform.
- Die Einbettung erfolgte unter einem üblichen Entlüftungssystem bei konstanter Raumtemperatur von 20° C.
- Das dabei verwendete Methylmetacrylat (MMA) wurde mit einem 3: 1 Pulver/Flüssigkeits-Verhältnis hergestellt.

Nach der völligen Aushärtung des Einbettungsmediums wurde die Tibia mittels einer Einspannvorrichtung von proximal mit einem 10 mm-Bohrer über eine Länge von 10 cm exakt zentral und senkrecht nach distal **aufgebohrt**.
Das vorbereitete Präparat wurde mit der **speziell konstruierten Einspannvorrichtung** in die Zwick-Prüfmaschine eingesetzt. Der Prüfstempel wurde in der Mitteltraverse angebracht, die sich leicht über der vorgebohrten Stelle am Präparat manövrieren ließ. Die anschließende exakte Justierung des Stempels in der Bohrung fand durch die Einstellung der Einspannvorrichtung statt. Der Prüfstempel wurde in die Tibia bis zu einer Farbmarkierung nach distal bewegt. In dieser optimalen Position konnte die **Vorbohrung des Knochenlagers** mit einem 3,5 mm-Bohrer von lateral nach medial und somit senkrecht zur Nagelachse mit Hilfe eines speziell konzipierten Zielgerätes vorgenommen werden, welches am proximalen Nagelteil temporär fixiert werden konnte.

2.5.3. Prüfvorgang

Für die Durchführung der biomechanischen Untersuchung wurde die Zwick-Universal-Prüfmaschine (Zwick Materialprüfung, Typ 1456, Ulm) (Abb. 6) mit den folgenden Parametern eingestellt:

- Vorkraft Fv: 10 N;
- Geschwindigkeit bis Vorkraft: 10 mm/min;
- Prüfgeschwindigkeit: 200 mm/min;
- obere Kraftgrenze: 5000 N;

- maximale Längenänderung: 5 mm;

Die in den verschiedenen Serien zufällig eingeteilten Tibiae wurden axial mit einer Geschwindigkeit von 200 mm/min belastet. Bei folgender Abbruchbedingung wurde der Prüfvorgang beendet und das Präparat entlastet:

- Wegänderung von mehr als 5 mm,
- oder Überschreitung der vorgeschriebenen Maximalbelastung von 5000 N,
- oder Abfall der Belastungskraft um die Hälfte (Bruchabschaltschwelle: 50 % Fmax).

Die biomechanischen Prüfergebnisse wurden über die systemeigene Software als Wertepaare erfaßt und als **Meßwerte** und Grafiken (Kraft versus Traversenweg) ausgegeben. Durch das Excel-Programm wurden zudem Fel (in N) als Endpunkt des linearen Kurvenverlaufs, Fmax (in N) als maximaler Kraftwert der Kurve, Lel (in mm) als Traversenweg bei Fel, Lmax (in mm) als Traversenweg bei Fmax sowie die Steifigkeit (in N/mm) ermittelt.

Nach der Prüfung wurde das Präparat aus der Einspannvorrichtung herausgenommen, und anschließend bezüglich eines Bruches oder erheblicheren Deformierungen untersucht. Die Verriegelungsschrauben wurden vorsichtig entfernt, damit die Bolzen ebenfalls auf Deformierungen untersucht werden können.

2.5.4. Photodokumentation

Die Präparate wurden nach abgeschlossenem Prüfvorgang und vor Entfernung der Schrauben mittels einer Makro-Photoeinrichtung fotografiert. Dokumentiert wurden - vor allem - die Längsrisse entlang der Kraftlinien, Brüche des Knochenlagers, gravierende Ausweitungen im Bereich der Bohrungen und Deformierungen der Verriegelungsbolzen.

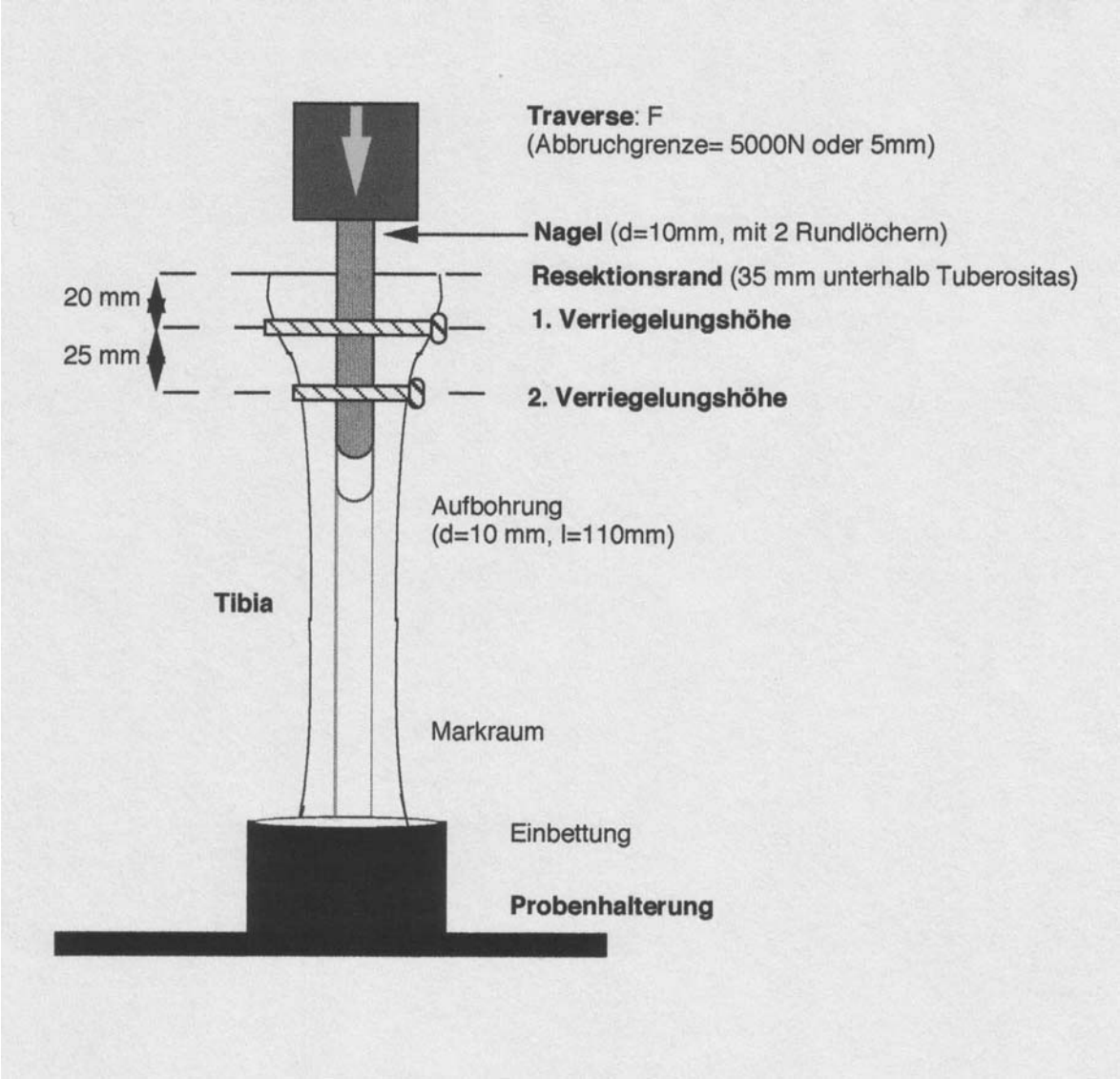

Abb. 4: Schematische Darstellung der biomechanischen Untersuchung mit dem Prüfstempel

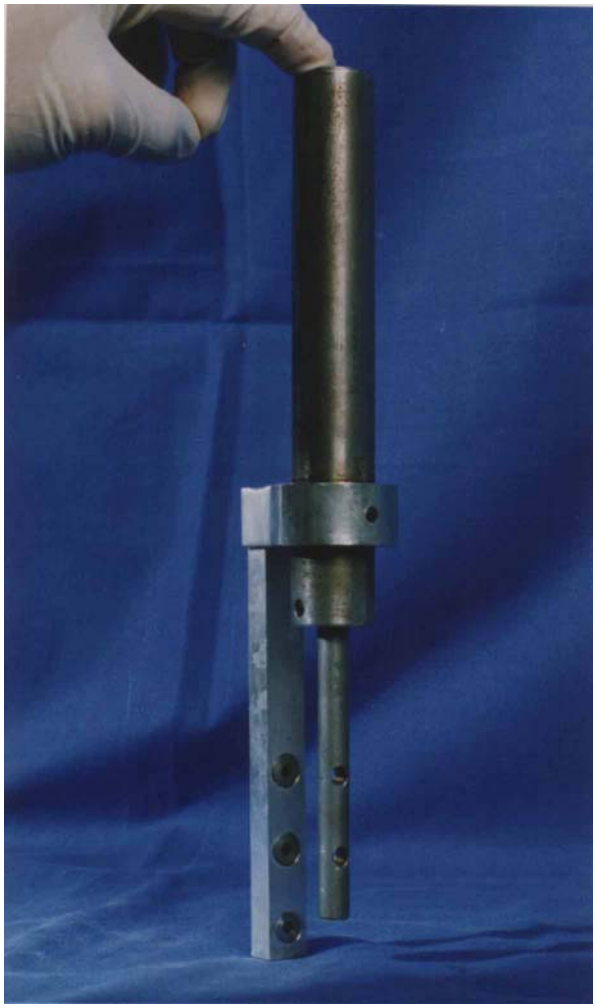

Abb. 5: Speziell gefertigter Prüfnagel mit runden Bohrungen und aufgesetzter Bohrhilfe

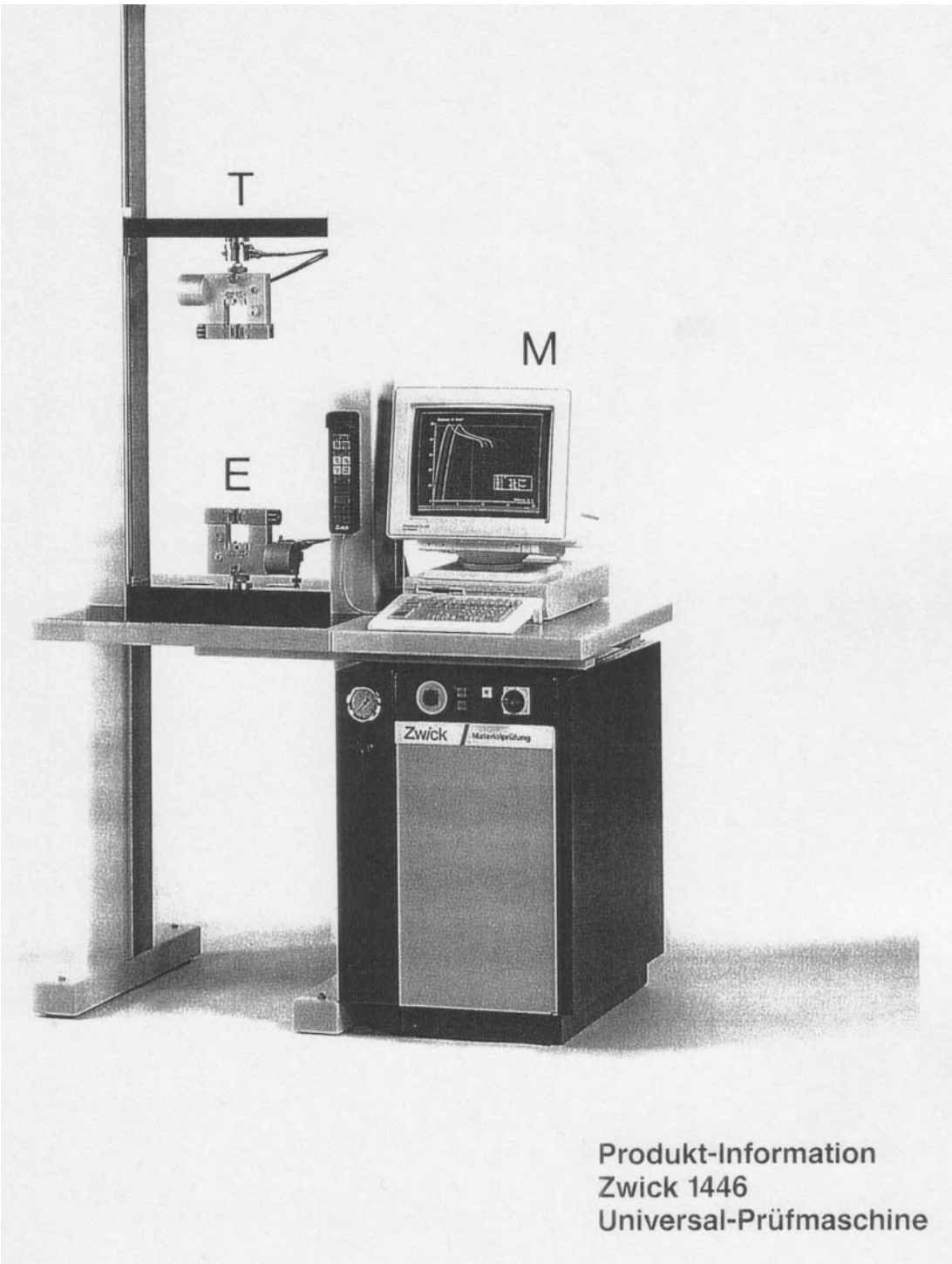

Abb. 6: Zwick 1446 Universal-Prüfmaschine, Traverse (T), Meßeinheit (M), Einspannvorrichtung (E)

3. Ergebnisse

3.1. Röntgen

Röntgenindizes 1 und 2 beschrieben einen rasch bestimmbaren, einfachen **Parameter** in Höhe des jeweiligen Verriegelungsbolzens, der durch die konventionelle Röntgentechnik ermittelt wurde. Die Summe der medialen und lateralen Kortikalis-Dicke in der jeweiligen Ebene wurde mit dem Knochendurchmesser derselben Ebene ins Verhältnis gesetzt. Für den Röntgenindex 1 galt die Messung in Höhe des ersten proximalen Bolzens, 55 mm distal der Tuberositas-Oberkante, und für den Röntgenindex 2 in Höhe des zweiten proximalen Bolzens, 80 mm distal. Röntgenindex 3 sollte als Röntgenwert einer möglichen, gleichzeitigen Verriegelung in beiden Ebenen dienen.

Wie in Tab. 6 dargestellt, unterschieden sich die in unterschiedlichem Abstand von der Tuberositas ermittelten Parameter AB + CD / AD und EF + GH / EH deutlich mit Mittelwerten von 0,14 bzw. 0,19. Die Relation der Röntgenindizes 1 und 2 ist Ausdruck dieses Unterschiedes. **Durchschnittlich betrug Index 2 das 1,4-fache des Index 1**.
Die Standardabweichungen der Röntgenindizes 1 und 2 wiesen auf ausgeprägte interindividuelle Streuungen hin.

Wie in der Abbildung 7 dargestellt, entsteht bereits im Röntgenbild der Eindruck, daß die Knochenqualität zweier Präparate im Vergleich unterschiedlich ist. Diese läßt sich mit Kortikalisindizes quantifizieren.

Abb. 7: Beispiele von Röntgendokumentation der Tibia-Präparate.
rechts Tibia 14 Kortikalisindex (CI): 55 mm = 0,10, 80 mm = 0,14
links Tibia 21 Kortikalisindex (CI): 55 mm = 0,19, 80 mm = 0,25

3.2. Computer-Tomographie (CT)

Die Dichtewerte divergierten deutlich abhängig von der jeweiligen Meßebene an der Tibia. Der Mittelwert für alle Präparate betrug in der Ebene:

- 25 mm unterhalb der Tuberositas 259,21 mg/ml,
- 55 mm unterhalb der Tuberositas 706,45 mg/ml und
- 80 mm unterhalb 871,4 mg/ml.

Betrachtet man die Dichtewerte der untersuchten Ebene in der jeweiligen Versuchsserie,dann erhält man folgende Mittelwerte:

- Serie 1: 705,63 mg/ml,
- Serie 2: 838,55 und
- Serie 3: proximale Ebene 664,63 mg/ml (vgl. Meßebene der Serie 1), distale Ebene 801,31 mg/ml (vgl. Meßebene der Serie 2).

Die Standardabweichung dieser Ergebnisse zeigte eine hohe interindividuelle Streuung (siehe Tab. 7).

Der CT-Dichtewert der Ebene 25 mm betrug durchschnittlich 36 % des Wertes der Ebene 55 mm und nur 32 % der Ebene 80 mm. Dagegen betrug die Dichte der Ebene 55 mm im Durchschnitt 91 % der Dichte der Ebene 80 mm. Somit wies die oberste Meßebene nur sehr geringe Dichte im Vergleich zu den mehr distal gelegenen Meßpositionen. In dieser Position an der Tibia stünde somit zur Verankerung von Verriegelungsbolzen eine nur geringe Dichte an Knochensubstanz zur Verfügung.

Das distal gelegene Knochenlager (Ebene 80 mm) zeigte eine signifikant höhere Dichtemessung gegenüber der Ebene 55 mm.

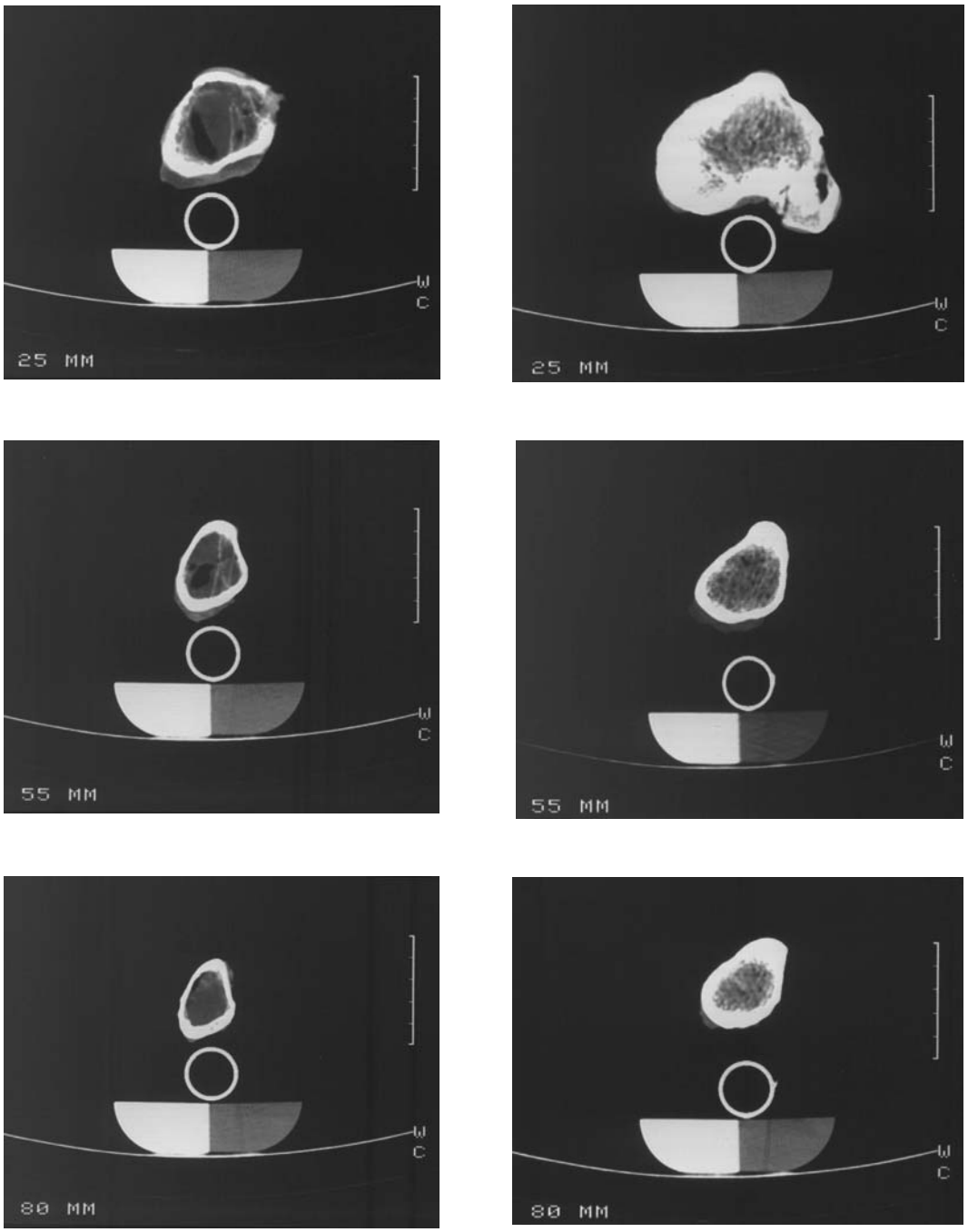

Abb. 8: Beispiel der unterschiedlichen Knochendichte; CT-Messungen [mg/ml] der 3 Schnittebenen im Vergleich.
rechts Tibia 15: Ebene 25 =200,9, Ebene 55 =777,7, Ebene 80 =1016,3
links Tibia 25: Ebene 25 =158,6, Ebene 55 =356,2, Ebene 80 =469,9

3.3. Histomorphometrie

Der Mittelwert der Kortikalisflächen aller Präparate betrug 527,98 mm^2, wobei das Minimum der Kortikalisfläche bei der Tibia 25 mit 205,72 mm^2 und das Maximum bei der Tibia 22 mit 802,02 mm^2 gemessen wurde. Der mittlere Wert für die Gesamtfläche betrug 2354,95 mm2 mit einem Maximum von 2817,62 mm^2 (Tibia 20) und einem Minimum von 1520,39 mm^2 (Tibia 25).

Der Anteil der Kortikalisfläche an der Gesamtfläche betrug durchschnittlich 24,52 %. Der höchste ermittelte Wert trat mit 31,46 % bei der Tibia 12 und der niedrigste bezifferte mit 12,79 % bei der Tibia 8 auf.

In allen histomorphometrisch vermessenen Segmenten zeichnete sich eine hohe Standardabweichung ab, die der interindividuellen Streuung Ausdruck gab. Diese betrug bei der Knochenfläche 130,58 mm^2 und bei der Gesamtfläche den Wert 385,51 mm^2. Die Abbildung 9 veranschaulicht die Relationen von vermessenen Flächen bei einem ausgewählten Präparat.

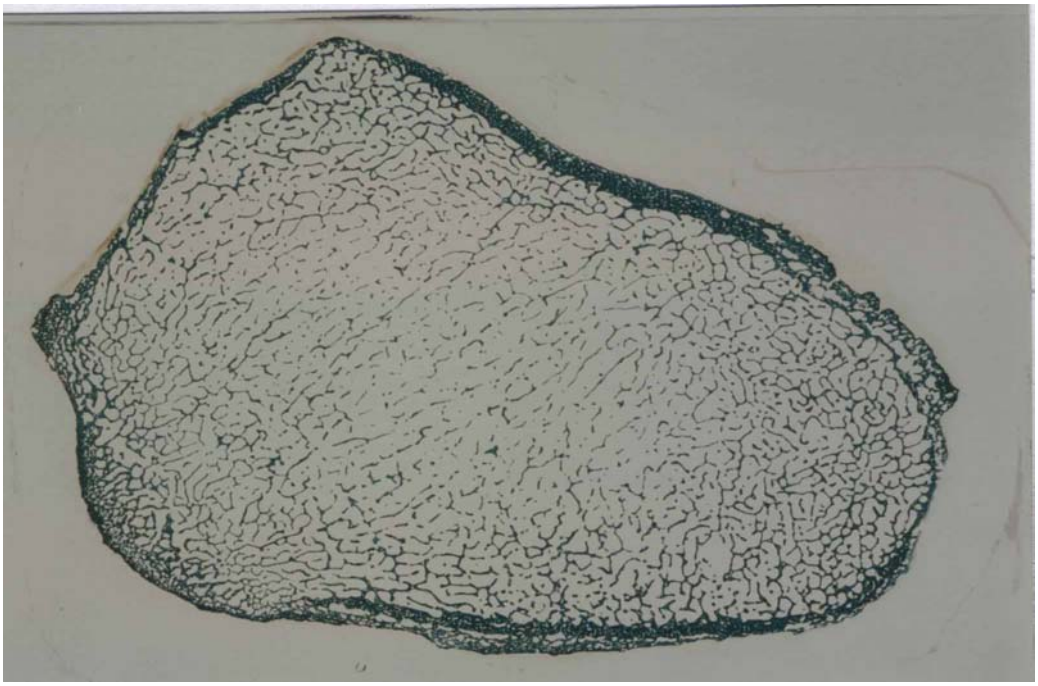

Abb. 9: Histomorphometrische Schnittebene (25 mm unterhalb der Tuberositas tibiae) mit dem trabekulären Gitterwerk und der Kortikaliswand

3.4. Biomechanische Ergebnisse

Im Rahmen unserer Versuchsbedingungen mit einer oberen Prüfgrenze von 5000 N gab es makroskopisch erkennbare, plastische Veränderungen an verschiedenen Präparaten. Die Kraft, die axial auf die Bolzen übertragen wurde, verursachte in 4 Fällen (Tibiae: 10, 21, 23, 25) eine ausgeprägte **Deformation des Knochenlagers** direkt unterhalb des Bolzenschafts im Sinne einer Ausweitung des Bohrloches nach distal (Abb. 10 und 11): Dreimal bei Doppelverriegelung (Tibiae: 10, 23, 25) mit einer Fmax von ca. 2080 N und einmal bei Einfachverriegelung (h_3=80 mm) (Tibia 21) mit einer Fmax von ca. 2700 N.
Bei weiteren 8 Präparaten (Tibiae: 3, 4, 6, 9, 10, 11, 14, 19) wurde zudem eine deutliche **Rißbildung** im Sinne einer Fraktur festgestellt, die sich jeweils medial und lateral nach distal ausstreckte (Abb. 12.1-14.2). Wie aus den Abbildungen entnommen werden kann, traten die Bruchlinien stets entlang der axial ausgeübten Kraftlinien auf, die sich um die Bohrlöcher und somit um den Bolzenschaft konzentrierten. Die besagte Komprimierung bildete stets die Vorstufe zur anschließenden Frakturbildung. Bei Tibia 6 (Abb. 14.1) war zu beobachten, daß die Frakturlinie sich vom Bohrloch auch nach proximal erstreckte.

Die **Fraktur des Knochenlagers** trat unter Berücksichtigung der verschiedenen Verriegelungsmodi gemittelt **bei Fmax von 2575 N** ein, wobei der Minimumwert bei 1224 N und der Maximumwert bei 4685 N lag. Präparate mit Einfachverriegelung in Verriegelungshöhe 55 mm (Abb. 12.1-13.2) (Tibiae: 3, 11, 14, 19) waren mit der maximalen Durchschnittskraft von 2120 N frakturiert. Die Ausnahme bildete ein einziges in Höhe 80 mm einfachverriegeltes Präparat, das bereits bei 1224 N brach.

Insgesamt demonstrierten die Knochen mit der **Doppelverriegelung** (Tibiae: 4, 9, 10) eine wesentlich **höhere Belastbarkeit bis zur Bruchgrenze (Bruchlast)** mit einer gemittelten Fmax von über 3630 N. In die Beschreibung der Proben gingen Durchläufer, d.h. Proben ohne Überschreitung der Prüfgrenze von 5000 N, nicht ein.

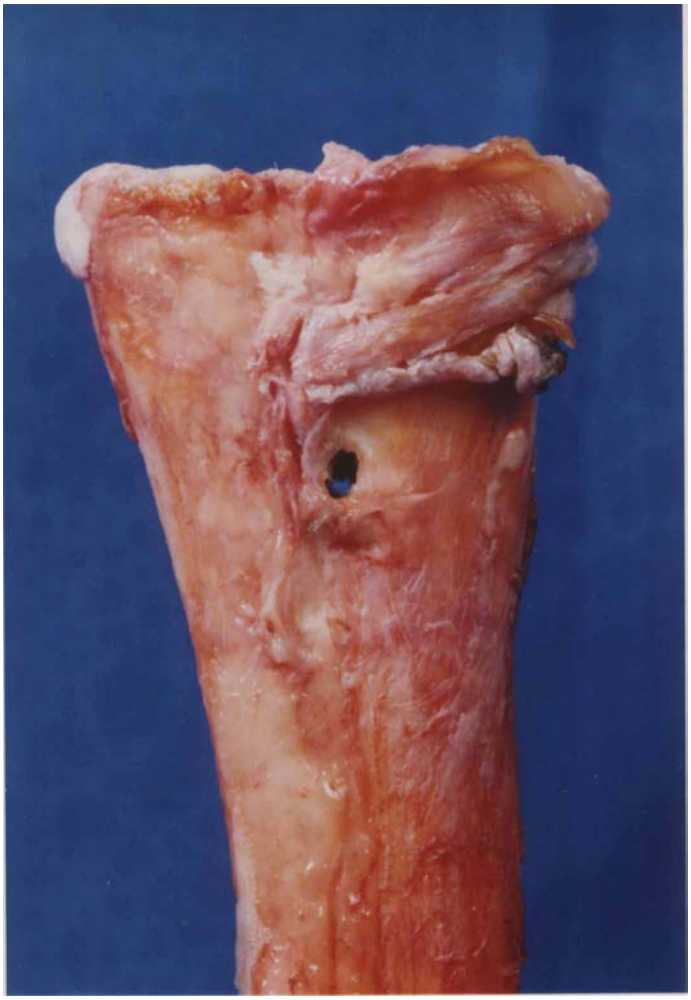

Abb. 10: Plastische Deformation des Knochenlagers durch Ausweitung nach distal (Versuch: T21, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung), B = Bohrloch

Abb. 11: Ausweitung einzelner Bohrlöcher (B) des Knochenlagers auch bei Verwendung von zwei Verriegelungsbolzen (Versuch: T10, Doppelverriegelung)

Abb. 12.1: Einseitiger Längsriß des Knochenlagers vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T03, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von medial

Abb. 12.2: Einseitiger Längsriß des Knochenlagers vom Bohrloch nach proximal (Versuch: T03, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von lateral

Die **plastische Verformung von Verriegelungsbolzen** wurde bei 6 Fällen festgestellt, wobei die Einfachverriegelung in Höhe 55 mm mit 3 Knochen (Tibiae: 3, 4, 22) und die Einfachverriegelung in Höhe 80 mm mit 3 anderen Präparaten (Tibiae: 5, 15, 24) betroffen waren. Hierbei wurde eine durchschnittliche Maximalkraft in Serie 1 von ca. 3150 N und in Serie 2 von ca. 3000 N erreicht. Durch die axiale Belastung, die gemittelt über 3650 N erreichte, erfuhren sowohl der Knochen als auch der Bolzen eine deutliche Deformierung, wie oben zu entnehmen ist. Die übrigen Knochen mit einer Bolzenverbiegung wiesen keine Fraktur auf.
Im Vergleich gab es wenige Versuche, an denen weder eine erhebliche plastische Veränderung an der Kortikalis nachgewiesen werden konnte, noch an verwendeten Verriegelungsbolzen (Tibiae: 8, 12, 16, 17, 18, 20).

Das Erreichen der Maximalkraft ging mit der Deformation bzw. dem Bruch des Präparats oder der plastischen Veränderung des Verriegelungsbolzens einher.
Entsprechend der Kräfte wurden die erzielten Wegänderungen beschrieben: Der **Deformationsweg** bei maximaler Kraft als Lmax bei Fmax und die Wegänderung bei optimaler Kraft als Lel bei Fel (Tab. 9.1). Die maximal ermittelte Kraft (Fmax) für alle Versuche betrug durchschnittlich 2282,9 N mit einer Standardabweichung von 1104,8. Die gemessene Fel bei allen Versuchen gab einen mittleren Wert von 1503,2 N mit der Streuung von 982 N.
In der ersten Serie (Einfachverriegelung bei 55 mm) waren niedrigere Fmax- und Fel-Werte als im Durchschnitt zu verzeichnen. Die Werte sind wie folgt (Tab. 1):

	Serie 1 Einfachver. 55	Serie 2 Einfachver. 80	Serie 3 Doppelver.
Fel [N]	1437,38	1277,25	1759,13
Fmax [N]	1963,25	2452,25	2433,25
Min/Max Fel [N]	313/2692	317/2997	626/3856
Min/Max Fmax [N]	663/3670	352/3713	994/4685

Tab.1: Gegenüberstellung der Werte von Fel und Fmax zum Verriegelungsmodus

Die Längenänderungen bei Fmax (Lmax) und bei Fel (Lel) und deren Standardabweichungen verhielten sich bei allen Versuchen im Mittel wie folgt:

Lmax: 2,89 mm ± 2,04 , Min/Max 0,22/5,17 mm;

Lel: 1,27 mm ± 1,45 , Min/Max 0,11/4,77 mm.

Der Vergleich unter den drei Versuchserien ergab folgende Resultate (Tab. 2):

	Serie 1 Einfachver. 55	Serie 2 Einfachver. 80	Serie 3 Doppelver.
Lel [mm]	1,64	0,84	1,31
Lmax [mm]	2,23	3,37	3,37
Min/Max Lel [mm]	0,26/4,77	0,11/3,55	0,26/4,14
Min/Max Lmax [mm]	0,42/5,17	0,22/5,12	0,48/5,17

Tab. 2: Gegenüberstellung der Werte von Lel und Lmax zum Verriegelungsmodus

Die **Steifigkeit** des Knochenlagers einschließlich der Verriegelungsschrauben war ebenfalls rechnerisch zu erfassen. Aufgrund des teilweise mehrphasigen Kurvenverlaufs waren die Steigungen der ermittelten Kraft-Weg-Kurven in den Initial- (Steigung 1) und Endphasen (Steigung 2) vor dem Erreichen der plastischen Verformung zu ermitteln.

Die Berechnungen ergaben den Steifigkeitsmittelwert in der Initialphase von 2571 N/mm mit der Streuung von 1156,07, in der Zwischenphase von 743,6 mit der Streuung von 643,54 und in der Endphase 1260,88 N/mm mit der Streuung von 970,81. An dieser Stelle ist zu erwähnen, daß die Zwischenphase durch die geringen Fallzahlen (5 ermittelte Fälle) statistisch nicht signifikant war und deshalb nicht weiter ausgewertet wurde.

Die Analyse der ausgewerteten Initial- und Endsteigungen in den drei Versuchsserien sieht wie folgt aus (Tab. 3):

	Serie 1 Einfachver. 55	Serie 2 Einfachver. 80	Serie 3 Doppelver.
Steigung 1 [N/mm]	2145,13	3024,62	2543,25
Min/Max 1 [N/mm]	1531/3763	1022/4337	897/4254
Steigung 3 [N/mm]	1469	1158,87	1276,14
Min/Max 3 [N/mm]	494/2420	220/3891	301/2907

Tab. 3: Gegenüberstellung der Steigungen zum Verriegelungsmodus

Die Initialsteigung der Serie 1 war niedriger als der ermittelte Durchschnittswert aller Serien (2571 N/mm). Die Steigung der Anfangsphase der 2. Serie lag mit 3024,62 N/mm deutlich über der der gesamten Versuche.

Bei über 1/3 der Kraft-Weg-Kurven (Tibiae: 3, 4, 5, 6, 7, 8, 14, 17, 23) zeigte sich ein Verlauf mit einer sehr hohen initialen Steigung (gemittelt: 3853,55 N/mm). Anschließend konnte ein unterschiedlich hoher Kraftabfall beobachtet werden. Dann entwickelte sich meist wieder ein Kraftanstieg mit geringerer Steigung (gemittelt: 1312,2 N/mm) als in der ersten Phase (Tibiae: 3, 5, 8, 14, 23,).
In anderen Kurvenverläufen (Tibiae: 10, 15, 16, 21, 24, 25) wurde eine deutlich geringer ausgeprägte Initialsteigung gemessen (gemittelt: 1934 N/mm), die sich dann in einer sehr flachen Endphase mit der Durchschnittssteigung von 398 N/mm fortsetzte.
Bei einzelnen Versuchen (Tibiae: 2, 5, 8, 9, 11) ergab sich ein dreiphasiger Verlauf, wobei zu beobachten war, daß sich die dritte Anstiegsphase unterschiedlich zu der davor verlaufenen Steigung verhielt. Bei den Versuchen 8, 9 und 11 war sie stärker (1750 N/mm) und bei den anderen schwächer (357 N/mm) ausgeprägt.
Dieser teilweise mehrphasige Kurvenverlauf ist durch die verschiedenen lastaufnehmenden Komponenten des Systems zu erklären. Ursachen des Kraftabfalls sind anfänglich Setzeffekte der Bolzen im Knochenlager, d.h. kleine Verformungen, wonach eine erneute Lastaufnahme mit entsprechendem Kurvenanstieg erfolgen kann. Weitere Ursachen von intermittierenden oder

abschließenden Abbrüchen im Kurvenverlauf sind plastische Verformungen von Bolzen oder Brüchen im Knochenlager.

Abb. 13.1: Rißbildung, einseitig über die gesamte Knochenwand vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T11), Ansicht von medial

Abb. 13.2: Rißbildung einseitig über den gesamten Querschnitt des Knochens vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T11), m = medial

Abb. 14.1: Beidseitiger Längsriß des Knochenlagers nach proximal und distal (Versuch: T06, Bohrloch-Abstand 80 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von medial, B = Bohrloch

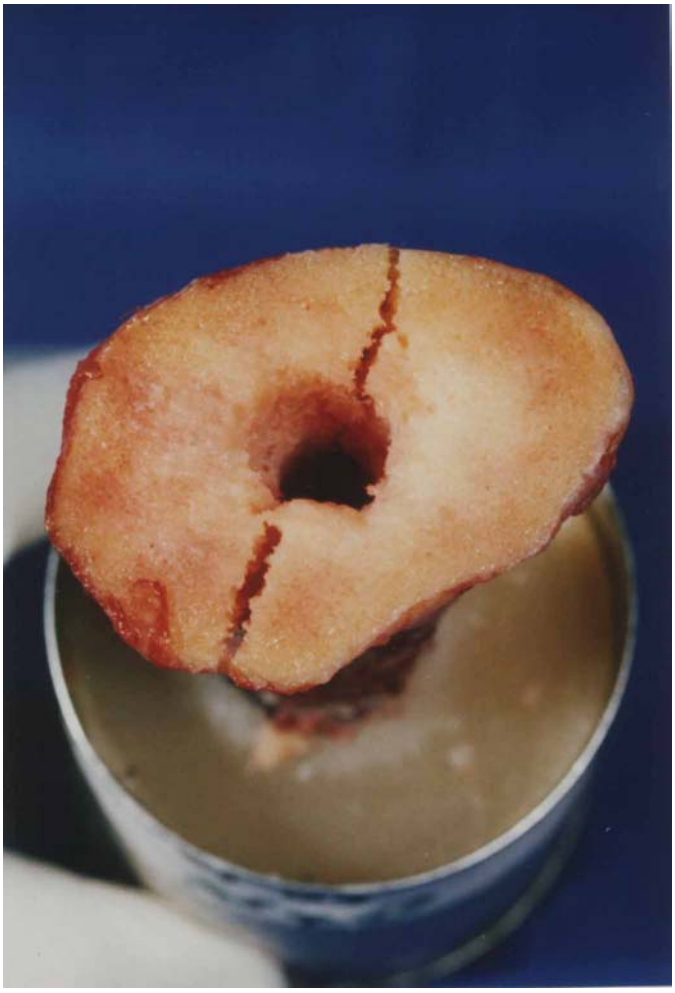

Abb. 14.2: Beidseitiger Längsriß des Knochenlagers nach proximal und distal (Versuch: T06, Bohrloch-Abstand 80 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von kranial, m = medial

3.5. Statistischer Vergleich

Die vorgestellten Ergebnisse wurden anschließend mit Hilfe des Programms SPSS im Institut für medizinische Statistik und Dokumentation der Medizinischen Universität zu Lübeck statistisch überprüft.
Die jeweiligen Werte wurden mittels **Wilcoxon-Test** verglichen, sofern zwei Variable gegeneinander untersucht wurden. Beim Vergleich von drei Variablen legten wir den **Friedmann-Test** zugrunde. Mit Hilfe vom **Mann-Whitney-Test** wurde der statistische Vergleich von zwei Wertegruppen bewerkstelligt, die jeweils mehrere Komponenten enthielten.

Der Parameter **Geschlecht** (13 weiblich, 11 männlich) zeigte keine relevante Signifikanz im Zusammenhang mit den im biomechanischen Modell ermittelten Daten, d.h. mit der Elastizitätsgrenze (Fel), der maximalen Kraft (Fmax), der optimalen Wegänderung (Lel) und der maximalen Wegänderung (Lmax). Die p-Werte bewegten sich zwischen 0,139 ($r = -0,178$) für Lel und 0,977 ($r = 0,49$) für Fmax. Das gleiche Verhältnis konnte bei den übrigen Werten festgestellt werden. Weder die CT-Dichtemessungen noch die histomorphometrischen Flächenmessungen korrelierten mit dem weiblichen oder männlichen Merkmal. Der p-Wert betrug für die CT-Dichte 25 mm 0,09 ($r = 0,089$) , für die CT-Dichte 55 mm 0,401 ($r = 0,134$) und die CT-Dichte 80 mm 0,235 ($r = 0,356$). Somit lagen alle erheblich höher als $p \leq 0,05$. Der Signifikanzwert für die Knochengesamtfläche betrug 0,885 mit der Korrelation von $r = -0,418$.

Das durchschnittliche **Alter** der Tibiae betrug 71,4 Jahre (Min. 40 J, Max. 88 J). Im Wilcoxon-Test korrelierte dieses mit der Elastizitätsgrenze und zwar in positiver Relation, mit steigendem Alter erhöhte sich Fel. Darüberhinaus ergaben die weiteren statistisch untersuchten Merkmale (Fmax, Lel, Lmax, Kortikalis-Indices, CT-Dichten, HMM) eine Signifikanz von $p \leq 0,05$. Das Geschlecht zeigte keine statistische Bedeutung mit dem Alter.

Die geometrisch untersuchten Charakteristika der Präparate, wie die **Gesamtlänge** und der **Knochendurchmesser**, blieben ohne eine statistische Bedeutung im Hinblick auf die biomechanischen Ergebnisse.

Die **CT-Dichten** der Schnittebene 25 mm zeigten im statistischen Vergleich zu den biomechanischen Ergebnissen (Fel, Fmax, Lel und Lmax) eine ähnlich asymptotische Signifikanz mit dem hoch signifikanten p-Wert von 0,0001. Jedoch der Korrelationskoeffizient zeigte für alle Werte starke Streuungen, die zwischen r = – 0,251 (Lel) und r = 0,12 (Fmax) lagen. Die Signifikanz des Dichtewertes mit den histomorphometrischen Vergleichszahlen konnte ebenfalls bestätigt werden (p = 0,0001, r = 0,331); d.h. die histomorphometrische Vermessung entspricht der Dichtemessung in der Ebene h_1 (vgl. Abb. 2). Die CT-Dichten der Ebenen 55 mm und 80 mm bewegten sich im signifikanten Bereich mit den p-Werten zwischen 0,012 (r = 0,167) und 0,05 (r = 0,145). Um die Signifikanz des Vergleiches der densitometrischen Eigenschaften der Ebenen 55 und 80 mm mit den biomechanisch erfaßten Zahlen überprüfen zu können, führten wir einen Test nach Friedman durch. Hierbei waren alle Vergleichspaare mit p-Werten von 0,001 signifikant.

Das histomorphometrisch berechnete Verhältnis von Kortikalisfläche zu Gesamtfläche der Knochenebene 25 mm demonstrierte ein ähnliches statistisches Verhalten mit p für Fel, Fmax, Lel und Lmax von 0,012 (proximal einfach-verriegelt) und 0,018 (distal einfach-verriegelt und doppelt-verriegelt), wobei der Korrelationskoeffizient deutlich reziproker Streuung unterlag. Das bedeutet, je größer der **Kortikalisanteil an der Gesamtfläche**, desto größer die **Knochenstabilität**.
Das o.g. histomorphometrisch berechnete Verhältnis korrelierte in stärkerem Ausmaß mit der Dichtemessung in der Ebene 55 mm sowie 80 mm, nämlich p = 0,0001 (r = 0,167 und r = 0,145). Diese Aussage wurde ebenfalls mit der gleichstarken Signifikanz für die densitometrischen Vergleichszahlen der Ebene 25 mm bestätigt (r = 0,33). Daraus kann die Folgerung gezogen werden, daß die Dichte des distal gelegenen Knochens sehr häufig mit der hohen Kortikalisfläche und der Größe der Gesamtfläche des proximalen Anteils zusammen einhergeht.

Nach Wilcoxon-Test bestand zwischen der Histomorphometrie und den Indizes 55 sowie 80 eine entsprechende Signifikanz mit dem Wert p = 0,012. Für den Kortikalis-Gesamtindex (Doppelverriegelung) zeigt dieser Wert noch deutlichere Relevanz (p = 0,002). Der Korrelationskoeffizient betrug – 0,257. Hierbei ist es ersichtlich, daß die Kortikalisfläche bzw. -dicke von proximal nach distal deutlich zunimmt . Daraus resultieren dann die entsprechend hohen Indizes.

Die anhand von konventionellen Röntgenaufnahmen einzeln gemessenen **Kortikalisdicken** (Tab. 6) zeigten statistisch unterschiedliches Verhalten. Während die Strecken AB, AD, EF, GH und EH keine Korrelationen darstellen konnten, zeigte die Strecke **CD** eine asymptotische Signifikanz von 0,002 für **Fmax** (r = 0,605) und 0,005 für **Fel** (r = 0,55). Wie erwartet, korrelierten die Teilstrecken mit dem jeweiligen Index derselben Ebene, r(AB) = 0,49 und r(CD) = 0,61 für Index 55 sowie r(EF) = 0,62 und r(GH) = 0,42 für Index 80. Eine Korrelation zwischen diesen Werten und den Steigungen verschiedener Phasen bestand nicht. Der Vergleich zwischen den einzelnen Teilstrecken und der Schrauben- oder Knochendeformation ergab keine statistische Korrelation.

Die aus den Kortikaliswandstärken gebildeten Indizes 55 , 80 sowie der Gesamtindex für die Doppelverriegelung 55 und 80 mußten entsprechend der untersuchten Ebene mit den gleichen biomechanischen Parametern verglichen werden. Der Index 55 (AB + CD / AD) mit den p-Werten von 0,012 für die gemessenen Kräfte und Wegdifferenzen erwies eine deutlich hohe Signifikanz und deutliche Streuung für den Korrelationskoeffizienten. Das Ergebnis für den Index 80 (EF + GH / EH) ergab das gleiche Resultat mit $p < 0,05$ (0,012). Der **Kortikalis-Gesamtindex für 55 und 80** (AB + CD + EF + GH / AD + EH) demonstrierte eine hohe Korrelation mit den biomechanisch ermittelten Werten (Fel, Fmax), die im Bereich $p < 0,05$ lagen. Daraus geht eindeutig hervor, daß die zunehmende Kortikalisdicke mit der Zunahme der im biomechanischen Modell gemessenen Maximalkräfte und daraus resultierenden Wegdifferenzen einen direkten Zusammenhang bilden.
Der Kortikalis-Index der einzelnen Ebenen 55 und 80 zeigte jeweils im Vergleich mit der Dichte der jeweiligen Ebene ein relevantes Ergebnis mit $p \leq 0,05$

(r = 0.127 und r = 0,233). Der **Relationsindex** [(EF + GH / EH) / (AB + CD / AD)] konnte für Fel und Fmax eine Signifikanz mit p = 0,012 berechnet werden, während die statistischen Zahlen für Lel und Lmax mit 0,674 und 0,161 erheblich jenseits des signifikanten Bereiches blieben. Damit ist der direkte Zusammenhang zwischen Kortikalisdicke und Knochendichte statistisch dargestellt.

Die **Steifigkeit** des jeweiligen Knochenlagers der Tibiae wurde mit den verschiedenen CT-Dichten der Präparate statistisch überprüft. Die Dichte der Knochenebene 25 aller Tibiae zeigte beim Vergleich mit der Initial- und Endsteigung aller Präparate eine deutlich signifikante Abhängigkeit (p = 0,0001) von der Steifigkeit des Knochens, jedoch mit erheblicher Streuung (r = – 0.057 und r = – 0,043). Die Steifigkeit bzw. die Stabilität des Knochenlagers im proximalen Abschnitt ist somit eher niedrig. Bezüglich der Steifigkeit des Systems in der Endphase ist zu bedenken, daß in diese Meßbereiche (insbesondere über 3500 N) auch die mechanischen Eigenschaften der Verriegelungsbolzen verstärkt eingingen und nicht alleine die der Knochen zur Wertung kamen.
Ein ähnlich deutliches Ergebnis wies der Vergleich zwischen den Densitometriewerten der Ebene 55 und 80 mit der Steigung 1 bei proximaler (p = 0,012) bzw. distaler Einfachverriegelung (p = 0,017) auf. Die Steigung 3 war bei Wilcoxon-Test mit p-Werten von 0,263 bzw. 0,674 nicht aussagefähig.

Die CT-Dichten der Doppelverriegelungsebenen zeigten im Vergleich mit der Initialsteigung einen signifikanten Wert von p = 0,001, der bei der Endsteigung nicht bestätigt werden konnte (p = 0,325). Dies bedeutet, daß die Steifigkeit der Tibiae im unteren Abschnitt sehr unterschiedlich der Dichte gegenüber steht.

Der Vergleich zwischen den histomorphometrischen Messungen bei den 3 Untersuchungsserien und der Knochensteifigkeiten (Phase 1 und 3) unter den verschiedenen Verriegelungsmoden ergab folgende Signifikanzwerte (Tab. 4):

HMM-Wert in der Serie	p[Steigung 1]	p[Steigung 3]
Serie 1 (Einfachverr. 55 mm)	0,012	0,012
Serie 2 (Einfachverr. 80 mm)	0,018	0,018
Serie 3 (Doppelverr. 55 und 80 mm)	0,018	0,018

Tab.4: Statistische Relation zwischen den histomorphometrischen Werten und der Knochensteifigkeit

Die Initial- und Endsteigung bei den Versuchen mit proximaler Einfachverriegelung zeigten deutliche Signifikanzen im Vergleich mit der Wegänderung bis zur Elastizitätsgrenze Lel (p = 0,012). Das gleiche statistische Ergebnis konnte bei der distalen Einfachverriegelung beobachtet werden. Bei der Doppelverriegelung unterschieden sich die Signifikanzen der Steigung 1 und 3 in diesem Zusammenhang unwesentlich voneinander (p 1 = 0,012 und p 3 = 0,018).

Bei der Einfachverriegelung der Ebene 55 mm betrug der p-Wert für die Initialsteigung 0,123 und für die Endsteigung 0,484. Bei der Einfachverriegelung der Ebene 80 mm war dieser für die Steigung 1 mit dem p-Wert 0,012 signifikant und für die Steigung 3 mit dem p-Wert 0,575 nicht signifikant. Der Vergleich zwischen der Kraft bis zur Elastizitätsgrenze und der Initialsteigung bei der Doppelverriegelung ergab ebenfalls einen niedrigen p-Wert (0,208). Für die Endsteigung betrug dieser 0,237.

Der Kortikalisindex 55 war im statistischen Vergleich zur Initial- und Endsteigung mit p = 0,12 deutlich signifikant. Für den Kortikalisindex 80 errechneten wir gleich hohe Signifikanz (p 1 = 0,012 und p 3 = 0,018). Der Gesamtkortikalisindex verhielt sich mit der gleichen Relevanz.

Weder zwischen dem Alter und den Steifigkeitswerten noch zwischen dem Geschlecht und den Steifigkeitswerten herrschte eine Relevanz.

4. Diskussion

4.1. Literatur

4.1.1. Marknagelung und das Konzept der Kompression

Von zwei Arbeitsgruppen, KLEMM und SCHELLMANN (1972, S.568) sowie GROSSE und KEMPF (1978, S.629) wurde das KÜNTSCHERsche Detensor-Konzept (1940, S.443) aufgegriffen. Durch das Einbringen von Gewindebolzen, die schräg oder quer zur Nagellängsachse verlaufen, wurde eine feste Verankerung des Marknagels im Knochenlager erzielt. Die **Verriegelungsnagelung** gestattete eine hohe Rotationsstabilität und verhinderte eine Verkürzung des Knochens in der Bruchzone (sog. Telescoping). Die Verriegelungsbolzen sind jedoch durch die vorhandenen Druck-, Biege- sowie Torsionskräfte einer hohen Belastung ausgesetzt, die zu Deformation bzw. Bruch des Materials führen kann.

Im Rahmen der Weiterentwicklung von intramedullären Kraftträgern stellte KAESSMANN 1966 (S.272) erstmalig den **Kompressionsmarknagel** vor, den er für die Versorgung von gelenknahen Brüchen konzipierte. Auf den Frakturspalt wurde mittels eines modifizierten Küntscher-Nagels und eines speziellen Instrumentariums (bestehend aus Spannvorrichtung, Spanndorn, Spannfeder, Stellschraube, Kortikalis-Teilgewindeschraube) ein axialer Druck übertragen. Ziel der Kompression war es, eine Rotationsstabilität zu erreichen und Mikrobewegungen in der Frakturzone auszuschalten (KAESSMANN, H.J. und WEBER, H.G.: 1969, S.476). Die initiale Kompressionskraft wurde von den Autoren mit 60-90 kp angegeben.
Der gravierende Nachteil dieser Methode war der sofortige Verlust der axialen Kompressionskraft nach dem Entfernen der Spannvorrichtung um ca. 2/3 des vorgegebenen Sollwertes. Die geringe Kompressionsausbeute war auf die mangelhafte Verankerung des Nagels zurückzuführen, die lediglich im distalen Fragment des Knochens bestand. Dieser Bereich besteht vermehrt aus Spongiosa und ist mit erheblich geringer Kortikalisstärke gekennzeichnet (HARMS, J. et al.: 1973, S.120; MITTELMEIER, H.: 1973, S.85; MAATZ, R.: 1983, S.117).

Nach Verbreitung der verschiedenen Nageltypen wurde in den vergangenen Jahren von einzelnen Autoren der Kompressionsnagel favorisiert. Ein neues Konzept für die interfragmentäre Kompression wurde 1988 von MITTELMEIER, W. und Mitarbeitern vorgestellt. Der sog. „IC-Nagel“ (Interlocking Compression Nail) basierte auf den Prinzipien des Verriegelungsnagels mit einem entscheidenden Unterschied: Durch eine im proximalen Nagelende fixierbare Spannschraube kann auf den proximalen transversalen Verriegelungsbolzen eine Schubkraft ausgeübt werden. Der Verriegelungsbolzen, der sich in einem Langloch befindet, kann den Druck auf das proximale Fragment weiter übertragen und gegen das am Nagelende fixierte distale Fragment verspannen. Bei dieser Methode blieb der Markraum unaufgebohrt. Der ungeschlitzte Nagelquerschnitt, welcher bereits in Verriegelungsnägeln Anwendung fand, erhöhte die Torsionssteifigkeit und die Stabilität des Osteosynthesematerials (KEMPF, I. et al.: 1985, S.352; SCHAEFFER, C. et al.: 1986, S.53). Die interfragmentäre Kompressionskraft wurde bei den anschließenden biomechanischen Untersuchungen im Femur mit ca. 3000 N und in der Tibia mit ca. 1500 N gemessen (MITTELMEIER, H. et al.: 1988, S.305). Die ersten klinischen Erfahrungen mit diesem Nageltyp zeigten gute funktionelle Resultate (BÜHREN, V. et al.: 1993, S.536; SÜKÖSD, L. et al.: 1994, S.172; BÜHREN, V.: 1995, S.1). Dieser Nagel ermöglicht die belastungsstabile Versorgung von Quer- und kurzen Schrägbrüchen, aber auch die Behandlung von diaphysären Korrekturosteotomien und Pseudoarthrosen. Ein analoges Konzept der axialen Kompression wurde von RITTER et al. (1991, S.9) vorgestellt.

Diese Neuerungen setzten sich in der nächsten Generation der Kompressionsnägel mit dem sog. **Kulissennagel** fort: Mit dem „TCN“ (Tandem Compression Nail) entwickelten MITTELMEIER, W. et al. (1994, S.236) einen Nagel, der sich anstelle eines einzelnen Querbolzens - wie bei ICN - eines Kulissensystems mit zwei Verriegelungsbolzen bediente. Die Kulisse war fixiert gegen Rotation, jedoch beweglich in axialer Richtung. Mit diesem Prinzip konnte eine etwas höhere interfragmentäre Kompression aufgebaut werden, nämlich über 3500 N im Femur und 1700 N in der Tibia (MITTELMEIER, W. et al., 1994). Ziel dieses Nageltyps war

die bessere Lastverteilung zwischen dem Nagelsystem und dem Knochenlager, um das Risiko einer plastischen Verformung von Verriegelungsschrauben oder Knochenlager zu reduzieren.

Alle geschilderten Verriegelungs- oder Kompressionsverfahren in Verbindung mit Marknägeln erfordern eine sichere **Abstützung im Knochenlager**, wie auch die hier erarbeiteten Ergebnisse darstellen.

4.1.2. Biomechanische Untersuchungen von Schrauben im Knochenlager

Die Wirkung von Knochenschrauben im Rahmen der operativen Frakturbehandlung beruht in den meisten Fällen auf der Erzeugung von Druckkräften. Die Zugschraube bewirkt Druckkräfte zwischen den Knochenfragmenten, während die Osteosyntheseplatte durch die zugehörigen Schrauben exzentrisch an die Knochenoberfläche gepreßt wird. Die Verriegelungsschrauben sind stets enormen axialen Belastungen und Torsionskräften ausgesetzt, verlangen deshalb eine feste Verankerung im Knochenlager.
Die benötigten Druckkräfte entstehen durch die Axialkraft, die über den Schraubendreher auf den Schraubenkopf übermittelt wird. BRENNWALD et al. (1975, S.123) konnten mit Hilfe eines elektronischen Drehmomentschraubendrehers ermitteln, welche **Druckkräfte initial zwischen der Schraube und einem Platten-Knochen-System** im Rahmen der intraoperativen Anwendung entstehen können. Bei dieser Arbeit wurden Kortikalisschrauben von 4,5 mm Durchmesser an Plattenosteosynthesen frischer Tibiafrakturen untersucht. Dabei wurde ein durchschnittliches Drehmoment von 53 cm kp (ca. 5,3 Nm) gemessen. Dabei war zu berücksichtigen, daß ein großer Teil des aufgewendeten Drehmoments zur Überwindung der Reibung im Plattenloch verwendet wurde (PERREN, S.M. et al.: 1978, S.201). Die Kraftübertragung zwischen Schrauben und Knochenlager kann vor allem durch Reibung erheblich beeinflußt werden.

Mit dem Einschätzen der biomechanischen Charakteristika und der **mechanischen Qualität** von osteoporotischem Knochen beschäftigen sich viele Studien. MATTER et al. (1977, S.165) untersuchten anhand von humanen Tibiae, ob im Knochen eine direkte Beziehung zwischen der Röntgendichte und der Durchdrehkraft von Schrauben beim Eindrehen besteht. Es ergab sich ein enger Zusammenhang zwischen maximal erreichbarem Schraubenzug und der Kortikalisdicke im Röntgenbild.

BLÜMLEIN et al. (1977, S.603) untersuchten in einer Reihe von Tierversuchen das Verhalten von Schrauben, die mit einer gewindetragenden Seite in der Kortikalis verankert waren. Die in vivo aufgebrachte Axialkraft nahm bis zur ersten Woche rasch ab bis auf 72 % des Ausgangswertes, um dann in einen langsam kontinuierlichen **Kraftabfall** über mehrere Wochen überzugehen (biphasischer Verlauf). Fünf Wochen postoperativ verblieben 62% der initial induzierten Kraft.

KINAST et al. (1987, S.84) zeigten in einer Studie mit diaphysärer Defektsituation an Leichenfemora, daß die gemessene Schraubenbiegung der proximalen Verriegelung unter der axialen Belastung bei den querliegenden Implantaten (Schaftdurchmesser 4,5 mm, Gewindekern 3,0 mm) deutlich geringer war als die der schrägen Bolzen (Kerndurchmesser 4,5 mm). Die plastische Schraubendeformation trat am Femur bei einer Belastung von ca. 4500 N (quere Bolzen) bzw. 3000 N (schräge Bolzen) auf. Folglich kann die Kraftübertragung zwischen Bolzen und Knochenlager durch die **Richtung der Schrauben** gegenüber der Knochen-Längsachse beeinflußt werden.

HESS und Mitarbeiter (1991, S.278) verglichen anhand von mikroskopischen und biomechanischen Untersuchungen die Eindrehmoment-, Durchdrehmoment- und Zugkrafteigenschaften von „einfachen“ Schrauben und „selbstschneidenden“ Schrauben der Firma Stryker-Osteo. Das **Eindrehmoment** der selbstschneidenden Kortikalisschraube war mit 0,8 Nm verglichen zur herkömmlichen Schraube mit 0,48 Nm etwas höher. Ein ähnliches Ergebnis wurde bei der Untersuchung der Eigenschaft des Durchdrehmoments erreicht. Die **maximale Zugkraft** der selbstschneidenden Schrauben stellte sich mit der absoluten Größe der entwickelten

Kraft von ca. 2500 N als sehr hoch heraus. Die geringere Interposition von Knochenspänen zwischen diesen Schrauben und deren Gewinde verbesserte die Verankerung der Schraube bzw. des Bolzens im Knochenlager. Das **Design der Schrauben** spielt insofern eine Rolle, als ein größerer Kerndurchmesser und geringere Gewindetiefe einer Biegung oder einem Bruch eher entgegenwirken.

Beim Einbringen der Schrauben ist eine **exakte Plazierung** in Relation zu den vorhandenen Bolzenlöchern erforderlich, um eine Verklemmung oder Verbiegung der Schrauben zu vermeiden. Als Resultat von Schrauben-Design und Biegemomenten können Kerbspannungen entstehen, die einen Bruch der Schrauben zur Folge haben können (TEUBNER, E.: 1985, S.1169). WEINSTEIN et al. (1981, S.1443) zählen ein **Bolzenversagen** von ca. 20% bei AO-Verriegelungsnägeln auf. Andere Autoren präsentierten in ihren Ergebnissen mit anderen Nageltypen geringere Prozentzahlen (SIM, E. und HÖCKER, K.: 1992, 626; WU, C. und SHIH, C.: 1992, S.268; KUNER, E. H. et al.: 1993, S. 278). Bei unseren Tests wurde ein klinisch bewährter Schraubentyp (GONSCHOREK, O. et al.: 1998, S.480) verwendet, wobei jedoch bei hohen axialen Belastungen (> 2800 N) auch hier Deformationen auftraten.

4.1.3. Stabilität des Knochenlagers

Die Verteilung von Compacta und Spongiosa ist für jeden Knochen eine individuelle Eigenschaft, die sich nach der physiologischen Belastung des Knochens richtet. Gemäß der Traglinie des Beines nach MIKULICZ (1879, zit. n. KUMMER, B.: 1987, S.241) und in Anlehnung an die Arbeiten von BRAUNE und FISCHER (1895, zit. n. MAQUET, P.G.J., 1976, S.1) errechnete MAQUET (1976) eine physiologische Belastung des Tibiakopfes von etwa 43% des Körpergewichtes beim Zweibeinstand - nach Abzug des Eigengewichtes der unteren Extremitäten. Beim Einbeinstand beträgt diese mehr als das 2-fache des Körpergewichtes, während beim Gehen das **6-fache des Körpergewichtes** lokal einwirkt. Bei diesen Berechnungen setzte der Autor voraus, daß die resultierende Kraft R die Gelenkachse im Flächenschwerpunkt G der Tragfläche senkrecht schneidet, also in der Mitte des Kniegelenkes.

Bei einer Abweichung der **resultierenden Kraft** nach lateral im Sinne eines Genu valgum wurde sogar eine rapide Zunahme der Gelenkbelastung bis zum 10- bzw. 11-fachen Körpergewicht errechnet. Nach den Berechnungen von MORRISON (1968, S.164 und 1970, S.51) bzw. BAUMANN et al. (1992, S.29) erreichte die axiale Belastung im Knie während des Gehens ein Maximum vom 4-fachen bzw. 3-fachen Gewicht des Individuums. Bei der Analyse von Kontakt- und Druckverteilungsmuster des Kniegelenkes kamen BURSTEIN und WRIGHT (1994, S.58) zu ähnlichen Ergebnissen. Nach NISELL et al. (1986, S.41) treten bei isokinetischer Kniestreckung Belastungsspitzen im Bereich der proximalen Tibia auf, die bis zum Neunfachen des Körpergewichts ansteigen können. Diese Studien waren richtungsweisend bei der Wahl der **oberen axialen Kraftgrenze** von 5000 N für unsere Untersuchungen, die das Maximum einer möglichen Belastung beim Einbeinstand - das 6-fache Körpergewicht eines Individuums - wiedergeben.

Der kortikale Knochen unterscheidet sich in seinen **mechanischen Eigenschaften** unter Belastung grundlegend von den meisten anderen Werkstoffen. Beim Knochen ist der plastische Verformungsbereich bis zur Bruchgrenze sehr klein und nahezu nicht meßbar, so daß eine weitere Belastung schnell und abrupt zur Zerstörung der Knochenstruktur führen kann (COCHRAN, G.: 1988, S.114). Unterhalb der Elastizitätsgrenze reagiert der Knochen viscoelastisch. Die mechanischen Knochen-eigenschaften sind bei verschiedenen Spezies und Knochentypen extrem variabel (GOLDSTEIN, S.A.: 1987, S.1058). RHO et al. (1995, S.347) ermittelten anhand der Ultraschall-Transmissions-Technik (UTT) den E-Modul in der proximalen Tibia und verglichen diesen Wert mit der qCT ermittelten Knochendichte und der Hounsfield-Einheit im CT. Sie bestätigten eine signifikante Korrelation zwischen dem E-Modul und der Knochendichte. Mit der UTT kann zwar die lokale Elastizität geschätzt werden, jedoch nicht die Stabilität des kompletten Knochenlagers.

Obwohl die aufbauenden Knochenstrukturen über die gleiche biochemische Zusammensetzung verfügen, haben sie aufgrund der Geometrie der Lamellen und Bälkchen unterschiedliche biomechanische Eigenschaften. Bereits 1973 zeigten PUGH et al. (S.475) anhand von mikroskopischen Studien, daß der elastische

Charakter der Spongiosa stark von den räumlichen Zwischenverbindungen der einzelnen Trabekel abhängt. Bei Experimenten mit metaphysären Knochenwürfeln in drei-dimensional orthogonaler Ausrichtung unterstrichen CIARELLI et al. (1991, S.674), daß zunächst der E-Modul mit der Knochendichte der Spongiosa direkt korreliert und deren Stärke von der **Trabekelgeometrie** abhängig ist.

SAMELIN et al. (1996, S.203 und S.185) prüften die Druck- und Zugbelastung einzelner, feucht gehaltener **Trabekel** der Spongiosa eines humanen Femur. Gegenüber der Untersuchung kortikaler Knochenbälkchen durch REILLY und BURSTEIN (1975, S.393), CEZAYIRLIOGLU et al. (1985, S.61) sowie LOTZ et al.(1991, S.317) konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich des insgesamt niedrigen E-Moduls festgestellt werden. Die Ergebnisse der feuchten Trabekel unter Zug- bzw. Druckprüfungen von SAMELIN et al. zeigten hingegen einen um ca. 2,5-fach niedrigeren Wert gegenüber den Versuchen mit trockenen Trabekel von TOWNSEND et al. (1975, S.199) und RHO et al. (1993, S.111). Als Ursache dieses Phänomens wurde der Einfluß der Wassermoleküle auf die Quervernetzung der Kollagenfasern - im Sinne einer Verringerung des Widerstandes gegen das Aneinandergleiten der Kollagene - angenommen.

Die dänische Arbeitsgruppe um HVID untersuchte die Knochenfestigkeit des spongiösen Anteils im Tibiakopf von an rheumatoider Arthritis und Gonarthrose leidenden Patienten intraoperativ sowie von Leichentibiae. Die Versuchsanordnung basierte auf dem Widerstand des Knochens gegen die Penetration einer **hydraulischen Druckmeßnadel**. Bei diesen Untersuchungen wurde festgestellt, daß die Stärke der Spongiosa von proximal mit der Tiefe abnimmt. Die Ergebnisse der Leichenpräparate und Gonarthrose-Tibiae waren nahezu identisch. Die Verteilung der Knochenfestigkeit in den beiden Gruppen war ähnlich, d.h. medial höher als lateral (HVID, I. et al.: 1985, S.464; 1986, S.271; 1988, S.210).

Letztlich zeigen die verschiedenen Autoren, daß die Spongiosa innerhalb unserer Versuchsreihen erst im Rahmen des Gesamtkonstruktes „Knochen“ für die Stabilität des Knochenlagers einen Stellenwert haben könnte. Die geringe **Druckbelastung**

der Spongiosabälkchen hatte in unseren Tests, insbesondere in den beiden unteren Meßebenen (h_2 ,h_3), eindeutig keinen biomechanisch adäquaten Einfluß auf die axiale Belastbarkeit des Knochenlagers.

Aus den histomorphometrischen Untersuchungen von PARISIEN et al. (1988, S.289) und BIRKENHÄGER-FRENKEL et al. (1988, S.197) ist bekannt, daß die Größe der Trabekel zwischen 0,1-0,3 mm und ihr räumlicher Abstand voneinander zwischen 0,2-2,0 mm variiert. Das histomorphometrische Verfahren (HMM) ist in hohem Maße in der Lage Informationen über die Dichte zu liefern, aber jeweils nur für die ausgewählten Knochenebenen. DURAND und RÜEGSEGGER (1991, S.133) konnten mit ihrer vergleichenden Arbeit zeigen, daß mit dem nicht-invasiven CT-Verfahren dieselben exakten Ergebnisse zu erreichen sind. Sie ermittelten bei distaler Tibia und Radius eine Trabekeldicke von durchschnittlich 0,25 mm und einen Trabekelabstand von ca. 0.1-0,15 mm. Sie bestätigen die Korrelation der Stabilität zu dem geometrischen Trabekelaufbau.

Die Dichte ist abhängig von der Mineralisierung des Knochens und dessen **Porosität**. Bedingt durch die Morphologie beinhaltet der spongiöse Knochen mehr als 70% des Querschnittes poröse Räume, während dieses Verhältnis bei der Kortikalis weniger als 15% beträgt. Die Steifigkeit der Knochenmatrix verhält sich umgekehrt proportional zur Porosität (McELHANEY, J.M. et al.: 1970, S.495; MARTIN, R.B.: 1984, S.179). Auf dieser Grundlage basierend untersuchten SCHAFFLER und BURR (1988, S.13) kleine, zylindrische Präparate aus bovinen Femora und Tibiae auf steifigkeitsrelevante Variablen unter Biegungsstress. Die Knochenfestigkeit zeigte sich weniger abhängig von der ossären Mineralisierung als von der Knochendichte. Zudem ermittelten sie, daß die **Elastizität der Kortikalis** stärker als die der Spongiosa von Dichtevariationen abhängt.

Im Rahmen der Festigkeitsabschätzung der Substantia compacta konnte das dichtemessende **qCT-Verfahren** erfolgreich eingesetzt werden. SNYDER und SCHNEIDER (1991, S.422) untersuchten anhand von Leichentibiae die Belastbarkeit der Kortikalis. Sie bestimmten zunächst die CT-Dichte der Präparate, um

anschließend die longitudinal aus dem Schaft herausgesägten Abschnitte dem Biegungstest zu unterziehen. Die somit ermittelte **Biegesteifigkeit** korrelierte mit der Knochendichte. Geringe Änderungen der Kortikalisdichte, nicht aber der Spongiosa-Dichte, ergaben bereits eine signifikante Korrelation auf die mechanischen Test-ergebnisse, weshalb sich die qCT-Technik auch für unsere Untersuchungen anbot.

CHENG et al. (1995, S.135) verglichen Dichte und Trägheitsmoment des Tibia-Schaftes in zwei Querschnitten (A: 10 cm und B: 15 cm unterhalb der Tuberositas tibiae) anhand des qCT. Sie ermittelten, daß in allen Präparaten die Knochenmasse hauptsächlich in der anterior-posterioren Ausrichtung lokalisiert ist. Die Festigkeit des Knochenlagers war eindeutig abhängig vom **Trägheitsmoment**. Demzufolge sollte man bei der Betrachtung der Knochendichte die Verteilung der Knochenmasse im gesamten Querschnitt in Betracht ziehen. Außerdem, wie von MYBURGH et al. (1992, S.592) und FERRETTI et al. (1993, S.1389) bereits beschrieben, spielt auch die Höhe der lokalen Lasteinleitung eine entscheidende Rolle für die Belastbarkeit des Knochenlagers, insbesondere des kortikalen Knochens.

4.1.4. Bisherige Untersuchungen zur Stabilität des Knochenlagers unter Einwirkung von Verriegelungsschrauben

Intramedulläre Kraftträger, wie Verriegelungs- oder Kompressionsnägel, erzeugen bekanntlich eine hohe, primäre sowie dauerhafte Belastung des Knochenlagers, während die Krafteinwirkung durch zeitabhängige **Resorptionsvorgänge** im Knochenkortex - wie auch bei Plattenosteosynthesen bekannt - verändert werden kann (ZENKER, H. et al.: 1980, S.363; HOPF, T. et al.: 1989, S.65; WEINANS, H. et al.: 1993, S.1271). Verantwortlich für diese Vorgänge ist in erster Linie die rigide, Fixation des Knochens in Verbindung mit dem Osteosynthesematerial. STRÖMBERG et al. (1980, S.289) konnten tierexperimentell den Nachweis liefern, daß sich die Festigkeit des Implantat-Knochen-Verbundes proportional zur Steifigkeit des Osteosynthesematerials verhält. Der Verlust bzw. die zeitabhängige Atrophie der Knochenkortikalis kann nach der Implantatentfernung zu Komplikationen - wie

Fraktur - führen. Computer-Tomographisch unterstützt, konnten BRÅTEN et al. (1992, S.310) jedoch beweisen, daß der **atrophie-bedingte Verlust der Kortikalisstärke** bei intramedullärer Marknagelung wesentlich geringer ausgeprägt ist im Vergleich zu anderen Osteosyntheseverfahren. Dieser Befund kann zumindest auf zwei Weisen erklärt werden: (1) durch die belastungsstabile Osteosynthese kann es zu einer schnelleren Mobilisation des Verletzten kommen und somit die Inaktivitätsatrophie des Stützgerüstes gering halten, (2) die positive Auswirkung des Nagelungsverfahrens, bzgl. der Stress-Protektion, schont die betroffene Kortikalis.

Die **Lastverteilung** im proximalen Verriegelungsbereich ist wesentlich abhängig von Design und Anzahl der Schrauben. Beim Fixieren des Nagels mit zwei Bolzen im proximalen Röhrenknochen erreicht man die Belastungsverteilung auf je zwei Lagerstellen in der medialen und lateralen Kortikalis (TEUBNER, E.: 1985, S.1169), wie auch in der vorliegenden Arbeit verdeutlicht werden konnte.
Als beidseitig eingespannter Träger werde, laut TEUBNER, der Bolzen nun lediglich mit der halben Last beansprucht. Dadurch werde einer plastischen Biegung bei höherer Last vorgebeugt.
Jedoch führt die intraindividuell unterschiedliche Festigkeit des Knochenlagers (medial versus lateral) laut unseren Ergebnissen in der Praxis zur ungleichmäßigen Lastverteilung und folglich zu Setzeffekten, Biegemomenten und ungleichmäßigen, insbesondere seitendifferenten Deformationen an Knochen und Bolzen.

Die **Form** der Verriegelungsschrauben ist insoweit entscheidend, als ein Bolzen mit durchgehendem Gewinde mechanisch einem Bolzen mit Teilgewinde angesichts des geringen Kerndurchmessers unterlegen ist. Bolzen oder Verriegelungsschrauben haben je zwei Auflagen in der Knochenkortikalis und im Verriegelungsnagel. Eine absolut exakte Plazierung eines solchen Bolzens in den vier Anlagen ist kaum möglich. Beim Eindrehen des Bolzens mit durchgehendem Gewinde kommt es durch Reibung an dem Nagel zu Verformungen am Bolzen.

Durch das Design der Verriegelungsbolzen in Form einer **teilgewindigen Schraube** mit einem Kerndurchmesser von 5 mm, einem Gewindedurchmesser von 3 mm und

einem Querschnitt von 3,5 mm (Abb. 3) entspricht, soll die Kerbspannung im Nagel-Knochen-System gering gehalten werden - durch eine hohe Auflagefläche im Knochen bei gleichzeitig sicherer Verankerung. Die runde Querschnittsform und der relativ große Durchmesser des Bolzens erhöhen die Steifigkeit des Implantates. Das Gewinde muß für diesen Zweck vollständig in die Kortikalis eingedreht sein und darf nicht in den unmittelbaren Lastbereich der Nagellöcher plaziert werden (MITTELMEIER, W.: 1999, S.82), um übermäßige Kerbspannungen zu vermeiden.

Insbesondere durch Finite-Elemente-(FE)-Berechnungen ist bekannt, daß unter den Verriegelungsschrauben erhebliche **Kerbspannungen** entstehen können und unter erheblicher Lasteinwirkung auch letztlich in eine Fraktur des Knochens unter der Schraube münden können (MATTHECK, C.: 1984, S.242; BÖRNER, M. et al.: 1985, S.235), wie auch in unseren Versuchserien bestätigt wurde. Die Kraft- oder Spannungslinien, die sich entlang eines Zugstabes (z. B. Marknagel oder Röhrenknochen) über den Querschnitt verteilen, werden an Kerbstellen umgelenkt. Dadurch wird der Kraftfluß verdichtet (KABUS, K.H.: 1990, S.260). MATTHECK konnte an Verriegelungsnägeln beweisen, daß im Bereich der Maximalspannung - d.h. der Zugspannung am **lateralen** Knochen - beträchtliche Kerbspannungen um die Bolzenlöcher entstehen. Einseitige Anrisse und besonders Rundrisse reduzieren die Biegesteifigkeit des Knochen-Implantat-Systems erheblich mit der Folge eines Nagel- und/ oder Knochenbruchs.

BÖRNER et al. (1985, S.235) zeigten mittels FE-Analyse, daß dieses Phänomen nicht nur auf der lateralen Seite mit überwiegender Zugspannung zu beobachten ist, sondern **unter axialer Last auf der medialen Seite** des Knochen-Implantat-Systems eine erhebliche Lochpressung auftritt. WEINSTEIN et al. (1981, S.1443) und GRUNMACH et al. (1985, S.110) berichten von ähnlichen Beobachtungen am Nagelschlitz, die zur Destabilisierung des Nagels und Knochenlagers führten.

Wesentliche Erkenntnisse zur Spannungsverteilung unter Schrauben brachte neben diesen Computerberechnungen auch die holographische Dehnungsanalyse (HDA), insbesondere das elektronische Speckle-Interferometrie-Verfahren (ESPI) an

implantierten Nägeln (Typ Grosse-Kempf und Kompressionsnagel nach H. Mittelmeier). HESS fand (1997, S.13) im Rahmen seiner Untersuchungen mit der HDA und der ESPI heraus, daß es unter den oberen Verriegelungsbolzen des Kompressionsnagels zu einem deutlichen Abfall der **Längsdehnung lateral und Längsstauchung medial** der untersuchten Femora kommt.
Diese Erkenntnisse erklären die in unseren Versuchen beobachteten lateralen Risse nach proximal und die teilweise aufgetretenen Frakturen bei gleichzeitiger medialer Rißbildung.

HESS zeigte zudem, daß **bei einem starr verriegelten Nagel** jeweils zwischen den proximalen und distalen Fixationsbolzen eine Zone verringerter Spannung im Sinne einer **Stress-Protection-Zone** im Knochen zustande kommt. Die axialen Kräfte treten in Höhe der oberen Verriegelung in den Nagel ein und werden in Höhe der unteren aus dem Implantat in den Knochen übertragen. Somit übernimmt beim Verriegelungsnagel das Implantat über die Bolzen die Belastung der Extremität (Sperreffekt). Die HDA der Querschnitte der verriegelten Femora demonstrierte, daß an den Durchtrittstellen der Bolzen – verglichen mit den anderen Knochenquerschnitten – eine weitaus homogenere und stärkere **Querdehnung** zu verzeichnen ist.

Schwierig sind konkrete Messungen zur Analyse der Krafteinwirkung durch Verriegelungsschrauben im Knochenlager. Ansätze zeigten RITTER und GRÜNERT (1973, S.302) in Form einer umschriebenen biomechanischen Untersuchung. Sie leiteten eine axiale Kompressionskraft von außen über einen Querbolzen in verschiedenen Querschnittshöhen einzelner Femora und Tibiae ein. Dabei zeigten sich erheblich geringere **Bruchlasten** im metaphysären Bereich des langen Röhrenknochens. Diese waren im Bereich des Trochanter major bis zu 100-fach geringer (36-50 kp) als im Schaftbereich mit festgelegter Prüfgrenze der Belastbarkeit bis 500 kp (ca. 5000 N). Bei den Versuchen im proximalen Tibiaschaft zeigten sich größere Streuungen von 80 bis über 500 kp. Die Autoren sahen das Verhalten des Knochenlagers in direkter Abhängigkeit von der Kortikalisstärke (RITTER, G. et al.: 1986, S.68; 1987, S.1197; 1991, S.9).

4.2. Diskussion der Methode

Die Durchsicht einschlägiger Literatur zeigte keine ausreichende Betrachtung der Abhängigkeit der axialen Druckbelastbarkeit des Knochenlagers unter Verriegelungs- oder Kompressionsschraube von Knochendichteparametern. Unter diesem Aspekt gab es ebenfalls kein differenziertes biomechanisches Modell zur Untersuchung der Kortikalisstärke und deren Einfluß auf die Stabilität des Lagers unter axialer Kompression im Zusammenhang mit der Querverriegelung.

Bei der Aufbewahrung der Tibiae schützte die Verpackung in vakuumversiegelten Folien vor Austrocknung, um einer Änderung der mechanischen Eigenschaft vorzubeugen. Unter der geeigneten Kryokonservierung bei –20°C konnten die Präparate bis zum endgültigen Versuchsvorgang unbeschadet gelagert werden (KINAST, C. et al.: 1990, S.200; SCHANDELMAIER, P. et al.: 1994, S.601; LOTY, B.: 1996).

Die Zerstörung von wichtigen Knochenstrukturen bei der Abtrennung von Knochensegmenten, deren Vollständigkeit vor allem bei der histomorphometrischen Vermessung von Bedeutung war, konnte mit Hilfe der adäquaten Sägemaschine mit Diamantenbeschichtung vermieden werden. Die konstante Geschwindigkeit des Gerätes unter hydratischer Abkühlung der Knochen-Sägeblatt-Fläche gewährleistete die ebenflächige Knochenabtrennung ohne thermische Schäden (BEYER, W.: 1991, S.46).

Mit der quantitativen Histomorphometrie kann man nach den entsprechenden Präparationen unter der Zuhilfenahme der halbautomatischen Meßmethode flächige Gewebestrukturen vermessen. Hierbei bestehen verschiedene spezifische Fehlermöglichkeiten. Die Erfahrungen von KATTHAGEN (1986, S.164) zeigten, daß beim automatischen Verfahren die korrekte Auswahl eines Referenzausschnittes je nach Versuchsanordnung Probleme offenbaren kann. Außerdem können Abweichungen der Grauwertstufe infolge der histologischen Bearbeitung die Wahrscheinlichkeit der Erfassung von anderen Gewebsstrukturen (Artefakte)

erhöhen. Die Flächenmessung nach halbautomatischem Vorgehen kann durch den Untersucher bei der manuellen Kennzeichnung des zu messenden Areals per Digitalisierbrett teilweise verfälscht werden. Wie MITTELMEIER (1992, S.93) demonstrierte, kommt es bei der manuellen Umrandung einer unregelmäßigen Flächenbegrenzung (Knochenzone) zu einer Variationsbreite von 7% des Mittelwertes (± 2%). Wir minimierten durch die Verwendung des Mittelwertes aus zwei Messungen des gleichen Segmentes die Fehlerwahrscheinlichkeit.

Die mit einer herkömmlichen Schieblehre bestimmten Kortikalisstärke zur Berechnung von **Kortikalisindizes**, die auf einer im ap-Strahlengang angefertigten Röntgenaufnahme gemessen wurden, kann eine Fehlerquelle darstellen. ADAMS und seine Mitarbeiter (1969, S.192) sowie MACLENNAN und CAIRD (1973, S.32) ermittelten Standardabweichungen von 0,45 - 0,5 mm für intraindividuelle, respektive 0,5 - 0,6 mm für interindividuelle Meßfehler. Die von den o.g. Autoren beschriebenen „intraobserver“ und „interobserver errors“ sind stark von der Exaktheit des Meßinstrumentes abhängig. Die in unserer Studie verwendete Schieblehre verfügt über eine Meßpräzision bis zur dritten Kommastelle.

Bei der Messung zeigt die Methode der quantitativen Computer-Tomographie (qCT) im Vergleich zu den anderen Dichtemessungsverfahren, wie DPA (Dual Energy Photon Absorptiometry) und DXA (Dual Energy X-ray Absorptiometry), geringere Fehleranfälligkeit und besseres Ausnutzen des Zeitfaktors (ca. 10 min. pro Messung) (LAMPMANN, L.E.H. et al.: 1984, S.36). Die Technik der Photon-Absorptiometrie ist in der Literatur mit einer geringen Reproduzierbarkeit (2-6,5%) sowie niedriger Genauigkeit gekennzeichnet. Sie ist außerdem mit dem Nachteil behaftet, zwischen der gemessenen Spongiosa- und Kortikalisdichte nicht differenzieren zu können (WEST, R.R. und REED, G.W.: 1970, S.886; SHIMMINS, J. et al.: 1972, S.47; RUSTGI, S.N. et al.: 1980, S.275; DUNN, W.L. et al.: 1980, S.485; LAMPMANN, L.E.H. et al.: 1984, S.36). Die Tatsache, daß die durch die qCT gemessenen in vivo Dichtewerte mit der tatsächlichen in vitro ermittelten Dichten korrelieren, ist bereits von zahlreichen Autoren erwiesen worden (CIARELLI, M.J. et al.: 1991, S.674;

ESSES, S.I. et al.: 1989, S.715; HVID, I. et al.: 1989, S.837; LOTZ, J.F. et al.: 1990, S.317).

Für die **CT-Dichtemessung** der Knochensegmente bedarf das Meßprogramm erkennbarer Abgrenzung zwischen der Spongiosa und der Compacta. Im Bereich der Diaphyse ist für den Rechner ein ablesbarer Dichtesprung von Kortikalis auf Spongiosa erkennbar. Die Schwierigkeit besteht im metaphysären Übergang. Die relativ geringe Kortikalisdicke verursachte meist eine unkorrekte Abmessung der zu bestimmenden Kortikalis-Bereiche. Dies mußte bei jedem Meßvorgang in der proximalen Tibia kontrolliert und durch die Intervention des Untersuchers die Meßlinien und -kreise manuell nachgezeichnet und somit korrigiert werden. Nichtsdestotrotz ist die qCT-Methode unter der Berücksichtigung der erläuterten Vorteile und der hohen Reproduzierbarkeit der Ergebnisse zu bevorzugen.

Die **Plazierung von Querbolzen** erforderte eine genaue Führung, damit die Bohrlöcher des intramedullär eingeführten Implantats erreicht wurden. Im klinischen Alltag benutzt der Operateur zur exakten Positionierung von Verriegelungsbolzen im proximalen Knochenanteil eine mit dem Marknagel kombinierte Bohrschablone. Die von uns eigens dafür hergestellte Schablone erleichterte die exakte horizontale Plazierung des Querverrieglers, um eine Verkippung des Bolzens und Werteverfälschung minimieren zu können.
Aufgrund des biomechanischen Versuchsaufbaus mußten die Schnittebenen in den verriegelten Bereichen zerstört werden. Daher wurde eine Ebene im Übergangsbereich der Metaphyse zur Diaphyse gewählt, die einen Vergleich mit den densitometrischen und biomechanischen Untersuchungen zuließ. Diese Schnittebene blieb vollständig von der biomechanischen Zerstörung verschont. In der Höhe 25 mm unterhalb der Unterkante von Tuberositas tibiae konnte in 22 von 24 Präparaten ein passender Knochenschnitt isoliert werden, wobei der spongiöse Anteil in der metaphysären Tibia makroskopisch eine regelmäßige Oberflächenstruktur aufwies. Zwar beschrieb die ausgesuchte Ebene nicht die Segmentfläche der biomechanisch und computer-tomographisch untersuchten Areale, aber durch die vorgegebene Auswahl des histomorphometrischen

Versuchsaufbaus waren alle Knochen in der gleichen Höhe getestet und konnten somit einen aussagekräftigen Vergleich liefern.

Die parallele Ausrichtung der Verriegelungsbolzen zueinander wurde im Hinblick auf die zu untersuchende mögliche Kompression des Knochens bei einer Kompressionsmarknagelung vorgenommen.

Die biomechanische Untersuchung erfolgte an der proximalen Tibia, da bekanntlich dort eine Schwachstelle der osteosynthetischen Fixation besteht, u.a. bedingt durch die zur Implantation übliche Krümmung der Nägel, aber offensichtlich auch durch die unterschiedliche Belastbarkeit des Knochenlagers.

4.3. Diskussion der Ergebnisse

Die Abstützung der Verriegelungsschrauben hängt entscheidend von der Qualität des Knochenlagers ab, wie auch in der vorliegenden Studie dargestellt wurde. Die Kortikaliswand als die hauptlasttragende Komponente des Knochenlagers zeigt geringen Substanzverlust durch Resorptionsvorgänge unter den Bolzen. Trotzdem kann es jedoch durch erhebliche Spannungen, die sich jeweils direkt unterhalb der Schrauben bzw. in der Ebene der Querdehnung konzentrieren, zu plastischen Verformungen kommen.

Für die Festigkeitsprüfung des Knochens wurden verschiedene methodische Ansätze vorgeschlagen (s. Kapitel 4.1.3), die sich hauptsächlich auf Veränderungen des Knochengewebes, auf dessen Mikrostrukturen und überwiegend auf die Substantia spongiosa des Knochenlagers konzentrieren, deren Querschnitt zu 70% aus porösen Strukturen besteht. Unsere Arbeit zielte jedoch auf die klinische Anwendung der Marknagelung als ein besonderes Osteosyntheseverfahren ab. Neben Torsionsmomenten werden dabei vor allem **hohe axiale Kräfte** im oberen Knochen direkt auf die proximalen Bolzen geleitet, die ihrerseits primär das abstützende Knochenlager komprimieren und anschließend die Last über das

intramedullär gelegene Implantat auf die Frakturzone bzw. pseudoarthrotisch veränderten Knochen überleiten.

Der Knochenschaft von Femur und Tibia zeigt bei axialer Druckbelastung die typischen Eigenschaften eines elastischen Materials. Dieses Phänomen konnte bei unserer Versuchsanordnung anhand von Veränderungen im Steigungsverhalten des Kraft-Weg-Diagramms nachvollzogen werden.
Auffallend war der starke Anstieg in der Initialphase des Diagramms, der hauptsächlich bei der mehr distalen Einfachverriegelung (80 mm distal des Tibiaplateaus, Serie 2) und der Doppelverriegelung (Serie 3) auftrat. In den beiden Serien zeigten 69% der Präparate insgesamt überdurchschnittliche (>2500 N/mm) Festigkeitswerte. 44% der Präparate wiesen eine erhebliche Knochenlagerfestigkeit auf, die deutlich im oberen Bereich der Standardabweichung lag. Die **elastische Wegänderung** der stabilen Tibiae bewegte sich verhältnismäßig im geringfügigen Rahmen von **1,33 mm**.
Zwar registrierten wir auch bei der Serie der proximalen Einfachverriegelung (55 mm distal des Tibiaplateaus, Serie 1) in 1/3 der Fälle eine überdurchschnittliche Steifigkeit in der Anfangsphase, jedoch bei genauerer Betrachtung der Diagramme war ein intermittierender, mäßiger Abfall der Kraftkurve feststellbar, bevor die Kraft bis zur Elastizitätsgrenze erreicht werden konnte. Dieses führten wir auf verschiedene Faktoren zurück:
Obwohl bei der Versuchsanordnung mit der Anwendung eines eigens hergestellten Zielgerätes eine entsprechende Vorkehrung getroffen wurde, war es offenbar bei der Bohrung zu einer geringen Abweichung aus der Ideallinie gekommen. Im Falle einer stärkeren Abweichung des angebrachten Bolzens von der horizontalen Ideallinie kam es zum geringen Einsenken des Bolzens in der gegenseitigen Kortikalis, bis eine gleichmäßige, stabilere Abstützung im Knochenlager erreicht war.

Wie die Nachprüfung der Verriegelungsschrauben nach den biomechanischen Tests zeigte, kam es in mindestens 6 Fällen zur sichtbaren Deformationen der Bolzen. Das Knochlager erwies sich bei den geprüften Präparaten als überdurchschnittlich stark bei zugleich hohen Knochenindizes.

Die Untersuchungsergebnisse von TRENNHEUSER (1987, S.96) mit dem Prototypen des Kompressionsverriegelungsnagels am Tibia-Modell zeigten maximale interfragmentäre Kompressionskräfte von durchschnittlich 1500 N. Wir ermittelten im Rahmen der Festigkeitsprüfung des Knochenlagers bei der distalen Einfachverriegelung (Serie 2) und Doppelverriegelung (Serie 3) einen mittleren Wert der Kraft bis zur Elastizitätsgrenze von 1520 ± 100 N. Somit hielten die Präparate mit hoher Festigkeit des Knochenlagers einer optimalen Kompressionskraft stand; zugleich konnte hier im Vergleich zu den Ergebnissen TRENNHEUSERs gezeigt werden, daß die proximale Bolzenverankerung den entscheidenden limitierenden Faktor der Kompressionsnagelung an der Tibia darstellt.

Unter der Vorspannung des Nagel-Knochen-Verbundes verformte sich das Knochenlager, auf dem sich die Bolzen abstützten, zunehmend. Die Verformung nahm unterschiedliche Dimensionen an, von extremer Ausweitung um die Bohrlöcher bis hin zu Bruch des Präparates (Abb. 10-14.2). Die stärksten **Knochendeformationen** fanden bei den Präparaten der Serie 1 statt, d.h. bei Verwendung eines Verriegelungsbolzens 55 mm distal des Tibiaplateaus. In dieser Ebene der Knochenpräparate bestand zugleich ein deutlich niedriger **Kortikalisindex**, als in der mehr diaphysär gelegenen.
Für die klinische Anwendung bedeutet dies, daß eine Plazierung von nur **einem** Bolzen an der Tibia in dieser proximalen Position ungünstig ist. Ein **Index** von weniger als 0,14 war deutlicher Garant für enorme, maximale Längenänderung oder deutliche Knochenlagerverformung bei vergleichsweise geringerer axialer Belastung. In anderen Fällen sahen wir Deformationen im Bereich der Bohrungen bei Maximalwerten um 2000 N. Die einzelnen Brüche der doppelverriegelten Tibiae traten eher bei axialen Kräften von deutlich mehr als 3000 N auf.

Im Gegensatz zu den übrigen Parametern konnte zwischen dem Stabilitätsverhalten der Knochen aus der Serie 2 und 3 und deren **Kortikalisindex** ein signifikanter Zusammenhang gefunden werden. Somit stellt die Verwendung des

vorgeschlagenen Kortikalisindex einen verwertbaren Parameter zur Abschätzung der Knochenfestigkeit dar, im Zusammenhang mit Verriegelungsbolzen an der Tibia.
Die Mittelwerte der Indizes in beiden Serien ließen sich im oberen Bereich der gemessenen Werte einstufen. Im Falle der weiter distal einfachverriegelten Präparate betrug dieser ca. 0,20 mm und bei doppelverriegelten Tibiae ca. 0,16 mm. Aus diesen Beobachtungen heraus stellten wir fest, daß die axiale Belastbarkeit des Knochenlagers entscheidend vom Compacta-Durchmesser abhängig ist. Dieser ist im Falle des Schienbeins in Höhe von 80 mm unterhalb der Tuberositas wesentlich höher als die untersuchte proximalere Ebene.

Von RITTER und seinen Mitarbeitern (1973, S.302) wurde kein Vergleich mit der Knochendensitometrie oder Histomorphometrie vorgenommen; auch die direkte Abhängigkeit der Stabilität von der Kortikalisstärke wurde nicht weiter untersucht. Die Beobachtungen der o.g. Autoren bezüglich der Korrelation zwischen der Knochenfestigkeit und dem Alter des Individuums konnte hier jedoch nicht nachvollzogen werden. Die Aussage über die Stabilität des Knochenlagers in unserer Versuchsreihe unter der Berücksichtigung des **Alters oder Geschlechtes** stellte sich als sehr unzuverlässig heraus.

Der von RITTER beobachtete Einfluß der **komprimierten Spongiosa** auf die Stabilitätseigenschaft des Knochenlagers bei axialer Belastung und unter Verriegelungsbolzen konnte im Rahmen unserer Versuche ebenso nicht bestätigt werden. Im Gegensatz stellten wir fest, daß das spongiöse Material eine relativ unbedeutsame Rolle in diesem Zusammenhang spielt. Entsprechend steht der Vorschlag von TEUBNER (1985, S.1177) bezüglich der Implantation von schrägen Verriegelungsbolzen im Schenkelhals von distal-kaudal nach medial-kranial (mit dem Ziel einer vermehrt spongiösen Verankerung) unseren Ergebnissen gegenüber. Unter der von uns beschriebenen Versuchsanordnung trat die **plastische Verformung** des Knochen-Verriegelungsbolzen-Systems bei einer axialen Kraft von mehr als 1500 N auf. Bei RITTER wurde dieses Phänomen erst bei einer Belastung über 5000 N beobachtet und zwar in der Schaftmitte mit deutlich stärkerer Knochenkortikalis.

Auch wenn die Stabilität eines Knochens mit der Knochendichte korrelieren sollte – wie von FAIRBANK et al. (1995, S.483) bereits experimentell geschildert – darf man den Faktor **Kortikalisdurchmesser** nicht außer acht lassen. In den meisten der Arbeiten wurde diesbezüglich keine vergleichende Untersuchung unternommen. SNYDER und SCHNEIDER (1991, S.422) konnten anhand ihrer Experimente mit Tibia-Segmenten höhere Stabilitätsmerkmale mit steigender Kortikalisdichte feststellen.

Eine **tiefere Positionierung** des einzelnen Verriegelungsbolzens als in der vorgeschlagenen Position 80 mm distal des Tibiaplateaus in Richtung Diaphyse erbringt, wie schon von RITTER (1974, S.10) demonstriert, keine erhebliche Verbesserung des Kompressionsverhaltens. Wie ebenfalls von MITTELMEIER W. (1994, S.236) zwecks intramedullärer Kompressionsosteosynthese vorgeschlagen, nutzt die **Doppelverriegelung** eine breitflächige Kraftleitung im Knochenlager, wobei eine geringe Flächenpressung unter den Verriegelungsbolzen entsteht. Die eingeleitete Last verteilt sich unter den abstützenden Bolzen. Somit ist die axiale Belastung für die betroffenen Abschnitte des Knochenlagers deutlich geringer als bei der Einfachverriegelung.

Die **Abschätzung der Knochenlagerstabilität**, v.a. im Hinblick auf eine Eignung des Knochens zur Kompressionsnagelung, ist zum Teil anhand der hier beschriebenen **Röntgenindizes** möglich.
Jedoch ist mit dieser Methode eine absolut signifikante Voraussage über die Knochenlagersteifigkeit nicht erreichbar. Wir konnten demonstrieren, daß diese Eigenschaft weder anhand von CT-Knochendichtemessungen, noch histomorphometrischen Werten, noch Alter oder anderen mathematischen Daten zuverlässig zu verifizieren ist. Außerdem sind die invasiven Methoden, wie hier beschrieben, im klinischen Alltag nicht praktikabel oder sinnvoll.

Im proximalen Bereich des Marknagels sollte beim Kompressionsmechanismus an der Tibia besser mit zwei Querbolzen verriegelt werden. Wenn trotzdem ein Bolzen

benutzt werden sollte, dann wird eine eher **distale Positionierung** am proximalen Fragment entscheidend sein. Die initiale Kompression kann im Beispiel des Schienbeines 1500 N betragen, ohne eine biomechanisch relevante plastische Deformation zu induzieren. Die hierbei erreichte Kompressionsstrecke bleibt minimal unter 1 mm.

Aussagen zur Langzeitstabilität des Knochenlagers unter der Einwirkung von Verriegelungsbolzen können anhand dieser Untersuchungen nicht getroffen werden. Zielparameter der Arbeit war die Primärstabilität zwecks Vermeidung einer initialen, irreversiblen Schädigung des Knochenlagers, welche über Verlust des Verriegelungs- bzw. Kompressionseffektes zu einer Instabilität des Systems führen würde. Durch **Resorptionsvorgänge** sind aber mechanisch relevante Veränderungen des Knochenlagers in Abhängigkeit von Zeit- und Druckschädigung (BLÜMLEIN et al.,1977, S.603) zu erwarten, wobei letztere über Perfusionsminderung zum Knochenabbau führt.

Da, wie in der vorliegenden Arbeit aufgezeigt wurde, die Kompressionsstrecke (1 mm bei 1500 N Kompressionskraft) relativ gering ist, gewinnt die **Federenergiereserve** als zentrale Komponente der Kompressionsnagelung (MITTELMEIER, W.: 1999, S.68) eine entscheidende Bedeutung für die zu erwartende Dauerstabilität. Über die design-immanente Federenergiereserve des Nagels (Material, Querschnitt, Wandstärke; Krümmung) können Druckspitzen unter den Bolzen weiter vermindert und der durch Knochenresorption entstandener Kompressionsverlust unter den Bolzen kompensiert werden.

Wie hier dargestellt, kann aber bereits die Anwendung von 2 Bolzen zur Krafteinteilung wesentlich zur Reduktion der Flächenpressung an den Bolzen beitragen.

5. Zusammenfassung

Bei der Verwendung von intramedullären Kraftträgern langer Röhrenknochen bestehen je nach anatomischer Lokalisation unterschiedliche Voraussetzungen hinsichtlich der Knochenstrukturen und der Stabilität des Knochenlagers. Dabei ist insbesondere ein Kompressionseffekt lediglich bei ausreichender Abstützung der kraftübertragenden proximalen Verriegelungsschraube im Knochenlager erzielbar. In dieser Studie wird die Primärstabilität des Knochenlagers unter axialer Kompression bei Anwendung von einem oder zwei Verriegelungsbolzen im biomechanischen Modell der Tibia untersucht. Diese Untersuchung vergleicht die biomechanischen Ergebnisse mit verschiedenen Parametern (Kortikalisindex, Knochendensometrie und -histomorphometrie), die einen Einfluß bei der Knochenstabilität haben können.
An 24 kryokonservierten humaner Tibiae wurden in zwei Ebenen zunächst Kortikalisindizes (in Anlehnung von SPOTORNO und ROMAGNOLI), CT-Knochendichte gemessen. Zusätzlich wurde eine Referenzebene histomorphometrisch untersucht. Die Präparate wurden anschließend in drei Serien einfach bzw. doppelt verriegelt (55 mm und 80 mm unterhalb des Oberrandes der Tuberositas tibiae) unter axialer Belastung von 5000 N und unter Zuhilfenahme von einem speziell hergestellten Prüfstempel und der Zwick-Universal-Prüfmaschine untersucht.

Die Stabilität des Knochenlagers unter den Bolzen streut erheblich. Mit Hilfe von Maßen des jeweiligen Präparates, Alter oder Geschlecht, Röntgenparametern, CT-Knochendichte und histomorphometrischen Daten läßt sich die Festigkeit des Knochenlagers nicht signifikant voraussagen. Die Ergebnisse belegen, daß die Positionierung der Verriegelungsbolzen einen erheblichen Einfluß auf die maximale Kraftaufnahme sowie das Deformationsverhalten des Knochenlagers hat.

Die Verriegelungsbolzen sollten beim proximalen Kompressionsmechanismus mit nur einem Bolzen und eher in der distal untersuchten Ebene plaziert werden. Zwei Verriegelungsbolzen verteilen die eingeleitete Last günstiger auf das Knochenlager, indem die maximalen Lastspitzen unter den Bolzen reduziert werden. Die

Initialkompression kann im Beispiel des Schienbeines 1500 N betragen, ohne eine biomechanisch relevante plastische Deformation zu induzieren. Die hierbei erreichte Kompressionsstrecke bleibt minimal unter 1 mm.

6. Literaturverzeichnis

ADAMS, P., DAVIES, G.T., SWEETMAN, P. Observer error and measurements of the metacarpal. Br. J. Radiol. 42 (495): 192-197, 1969.

BAUMANN, J.U., SCHÄR, A., MEIER, G. Kräfte und Drehmomente an Hüft- und Kniegelenken beim Gehen. Orthopäde 21 (1): 29-34, 1992.

BEYER, W. Die Dichteverteilung des subchondralen Knochens im Tibiakopf bei humanen Früharthrosen. Eine histomorphometrische Studie. Med. Habil. Schr., Erlangen-Nürnberg, 1991

BIRKENHÄGER-FRENKEL, D.H., COURPRON, P., HÜPSCHER, E.A. Age-related changes in cancellous bone structure. Bone. Miner. 4 (2): 197-216, 1988.

BLÜMLEIN, H., CORDEY, J., SCHNEIDER, U.A., RAHN, B.A., PERREN, S.M. Langzeitmessungen der Axialkraft von Knochenschrauben. Z. Orthop. 115: 603-604, 1977.

BOELLARD, J.W., HIRSCH, T.v. Die Herstellung histologischer Schnitte von nicht entkalkten Knochen mittels Einbettung in Methacrylsäureester. Mikroskopie 13: 186-189, 1959.

BÖRNER, M., MATTHECK, C., HÄBERER, B. Biomechanische Analyse eines seltenen Metallbruches an einem Verriegelungsnagel. Unfallchirurg 88 (5): 235-238, 1985.

BRÅTEN, M., NORDBY, A., TERJESEN, T., ROSSVOLL, I. Bone loss after locked intramedullary nailing. Acta. Orthop. Scand. 63 (3): 310-314, 1992.

BRENNWALD, J., MATTER, P., ARX, C.v., CORDEY, J., PERREN, S.M. Perioperative Messung des Drehmoments an Knochenschrauben. Z. Unfallied. Berufskr. 68 (3): 123-126, 1975.

BURSTEIN, H.A., WRIGHT, T.M. Biomechanik in Orthopädie und Traumatologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 1997.

BÜHREN, V., MITTELMEIER, W., MITTELMEIER, H. Indikation und Anwendung eines kleinkalibrigen und kompressionsvermittelnden Verriegelungsnagels für Tibia und Femur. Unfallchirurg 232: 536-539, 1993.

BÜHREN, V. Fracture treatment and bone lengthening with intramedullary implants. International afor course on osteosynthesis and joint replacement, 1-2, 1995.

CAMERON, J.R., MAZESS, R.B., SØRENSON, J.A. Precision and accuracy of bone mineral determination by direct photon absorptiometry. Invest. Radiol. 3 (3): 141-150, 1968.

CEZAYIRLIOGLU, H., BAHNIUK, E., DAVY, D.T., HEIPLE, K.G. Anisotropic yield behavior of bone under combined axial force and torque. J. Biomech. 18 (1): 61-69, 1985.

CHENG, S., TOIVANEN, J.A., SUOMINEN, H., TOIVANEN, J.T., TIMONEN, J. Estimation of structural and geometrical properties of cortical bone by computerized tomography in 78-year-old women. J. Bone. Miner. Res. 10 (1): 139-148, 1995.

CIARELLI, M.J., GOLDSTEIN, S.A., KUHN, J.L., CODY, D.D., BROWN, M.B. Evaluation of orthogonal mechanical properties and density of human trabecular bone from major metaphyseal regions utilizing materials testing and computer. J. Orhtop. Re. 9 (5): 674-682, 1991.

COCHRAN, G. Orthopädische Mechanik. Bücherei des Orthopäden, Enke-Verlag, Band 51: 114-115, 1988.

DELLING, G. Über eine vereinfachte Metacryleinbettung für unentkalkte Knochenschnitte. Beitr. Pathol. 145 (1): 100-105, 1972.

DONATH, K., BREUNER, G. A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Säge-Schliff (sawing and grinding) Technique J. Oral. Pathol. 11 (4): 318-326, 1982.

DUNN, W.L., WAHNER, H.W., RIGGS, B.L.: Measurements of bone mineral content in human vertebrae and hip by dual photon absorptiometry. Radiology 136 (2): 485-487, 1980.

DURAND, E.P., RÜEGSEGGER, P. Cancellous bone structure: Analysis of high-resolution CT images with the run-length method. J. Comput. Assist. Tomogr. 15 (1): 133-139, 1991.

ESSES, S.I., LOTZ, J.F., HAYES, W.C. Mechanical properties of the proximal femur determined in vitro by single-energy quantitative computed tomography. J. Bon. Miner. Res. 4: 715-722, 1989.

FAIRBANK, A.C., THOMAS, D., CUUNINGHAM, B., CURTIS, M., JINNAH, R.H. Stability of reamed and unreamed intramedullary tibial nails: a biomechanical study. Injury 26 (7): 483-485, 1995.

FERRETTI, J.L., CAPOZZA, R.F., MONDELO, N., ZANCHETTA, J.R. Interrelationships between densitometric, geometric and mechanical properties of rat femora: Interferences concerning mechanical regulation of bone modeling. J. Bone. Miner. Res. 8 (11): 1389-1396, 1993.

GRUNMACH, R., MATTHECK, C., FUX, H.D. Der Einfluß des Schlitzes auf das Versagen von Marknägeln durch Knicken und bei Biegebelastung. Akt. Traumatol. 15: 110-114, 1985.

GOLDSTEIN, S.A. The mechanical properties of trabucular bone. Dependence on anatomic location and function. J. Biomech. 20 (11): 1055-1061, 1987.

GONSCHOREK, O., HOFMANN, G.O., BÜHREN, V.: Interlocking compression nailing : A report on 402 application. Arch. Orthop. Trauma. Surg. 117 (8): 430-437, 1998.

HARMS, J., DIEHL, K., KUMPOSCHT, P. Zur Biomechanik des Kompressionsnagels. MOT 75: 120-122, 1973.

HAYDER, A.Y. Geschichte der Osteosynthese. Med. Diss. Schr., Berlin, 1977.

HESS, T. Die quantitative Holographie als Methode zur Verformungs- und Dehnungsmessung am Beispiel der Osteosynthese und Endoprothetik des Femurs. Med. Habil. Schr., Homburg, 1997.

HESS, T., HOPF, T., FRITSCH, E., MITTELMEIER, H. Biomechanische Vergleichsuntersuchungen über herkömmliche und selbstschneidende Kortikalisschrauben. Z. Orhtop. Ihre Grenzgeb. 129 (3): 278-282, 1991.

HOPF, T., MITTELMEIER, W., MITTELMEIER, H. Die Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese. Vergleichende tierexperimentelle Untersuchung zwischen herkömmlichen und nach dem Zespol-Prinzip funktionierenden Autokompressionsplatten. Aktuelle Traumatol. 19(2): 65-72, 1989.

HVID, I. und HANSEN, S.L. Trabecular bone strength patterns at the proximal tibial epiphysis. J. Orthop. Res. 3 (4): 464-472, 1985.

HVID, I., JENSEN, J., NIELSEN, S. Bone strength measurements at the proximal tibia. Penetration tests and epiphyseal compressiv strength. Int. Orthop. 10 (4): 271-275, 1986.

HVID, I. Trabecular bone strength at the knee. Clin. Orthop. 227: 210-221, 1988.

HVID, I., BENTZEN, S.M., LINDE, F., MOSEKILDE, L., PONGSOIPETCH, B. X-Ray quantitative computed tomography: The relations to physical properties of proximal tibial trabecular bone specimens. J. Biomech. 22: 837-844, 1989.

KABUS, K.H. Mechanik und Festigkeitslehre. Verlag Fachwissenschaft der Technik, 3. Auflage, 260, 1990.

KAESSMANN, H.J. Stabile Osteosynthese durch den Kompressionsmarknagel. Chirurg 37: 272-276, 1966.

KAESSMANN, H.J., WEBER, H.G. Die Technik der Kompressionsmarknagelung. Zbl. Chirurgie 15: 496-502, 1969.

KATTHAGEN, B.D., BECHTEL, U. Technik der unentkalkten Knochenhistologie und Histomorphometrie. MTA Praxis 7: 164-174, 1985.

KEMPF, I., GROSSE, A., LAFFORGUE, D. L´apport du verrouillage dans l´enclouage centro-médullaire des os longs. Rev. Chir. Orthop. 64(8): 635-651, 1978.

KEMPF, I., JAEGER, J.H., CLAVERT, J.M., MOCHEL, D., GLAESENER, P. L´enclouage centromédullaire avec alesage - Critique théorique et experimentale des princips de Küntscher. Rev. Chir. Orthop. 64: 629-635, 1978.

KEMPF, I., KARGER, C., WILLINGER, R. Locked intramedullary nailing: Improvement of mechanical properties. In: PERREN, S.M., SCHNEIDER, E. (Eds.) Biomechanics: Current interdisciplinary research. Martinus Nijhoff Publishers, Boston, 352-359, 1985.

KINAST, C., ZUBER, K., FRIGG, R., PERREN, S.M. Biomechanische Untersuchungen zur proximalen Verriegelung des Verriegelungsnagels. H. Unfallheilkd. 200: 84-85, 1987.

KINAST, C., FRIGG, R., PERREN, S.M. Biomechanics of the interlocking nail.
Arch. Orthop. Trauma. Surg. 109 (3): 197-204, 1990

KLEMM, K., SCHELLMANN, W.D. Dynamische und statische Verriegelung des Marknagels. Mschr. Unfallheilk. 75 (12): 568-575, 1972.

KÜNTSCHER, G. Die Marknagelung von Knochenbrüchen. Langenbecks Arch. Chir. 200: 443-455, 1940.

KÜNTSCHER, G. Die Marknagelung des Trümmerbruches. Langenbecks Arch. Chir. 322: 1063-1069, 1968.

KUMMER, B. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenksmeniskus. Langenbecks Arch. Chir. 372: 241-246, 1987.

KUNER, E. H., SEIF EL-NASR, M., MÜNST, P., STAIGER, M. Die Tibiamarknagelung ohne Aufbohrung. Unfallchirurg. 19: 278-283, 1993.

LOTY, B. Effects of preservation methods on musculoskletal banked tissues.
The 5th International Conference on Tissue Banking, Berlin, Sep. 1996.

LOTZ, J.F., GERHART, T.N., HAYES, W.C. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. J. Biomech. 24 (5): 317-329, 1991.

LOTZ, J.F., GERHART, T.N., HAYES, W.C. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study. J. Comput. Assisted. Tomogr. 14: 107-114, 1990.

LAMPMANN, L.E.H., DUURSMA, S.A., RUYS, J.H. CT densitometry in osteoporosis.

Martinus Nijhoff Publishers, Boston, 1984.

MAATZ, R., LENTZ, W., ARENS, W., BECK, H. Die Marknagelung und andere intramedulläre Osteosynthesen. Schattauer Verlag, Stuttgart - New York, 1983.

MAATZ, R. Besondere Nagelformen. a) Einleitung.
In: MAATZ, R., LENTZ, W., ARENS, W., BECK, H. (Hrsg.) Die Marknagelung und andere intramedulläre Osteosynthesen. Schattauer Verlag, Stuttgart - New York, 117-120, 1983.

MAATZ, R. Geschichte der intramedullären Osteosynthese.
In: MAATZ, R., LENTZ, W., ARENS, W., BECK, H. (Hrsg.) Die Marknagelung und andere intramedulläre Osteosynthesen. Schattauer Verlag, Stuttgart - New York, 307-310, 1983.

MACLENNAN, W.J., CAIRD, F.I. Measurement of bone thickness from radiographs of a metacarpal bone. Gerontol. Clin. Basel 15 (1): 32-36, 1973.

MARTIN, R.B. Porosity and specific surface of bone. Crit. Rev. Biomed. Eng. 10 (3): 179-222, 1984.

MATTER, T., RAHN, B., CORDEY, J., MIKUSCHKA-GALGOCZY, E., PERREN, S.M. Die Beziehung zwischen Röntgendichte und maximal erreichbarer Axialkraft von AO-Schrauben im Knochen. Unfallheilkunde 80: 165-167, 1977.

MATTHECK, C. Das Versagen von Marknägeln. KfK-Nachrichten 16: 242-252, 1984.

MAQUET, P.G.J. Biomechanics of the knee. With application to the pathogenesis and the surgical treatment of osteoarthritis. Springer Verlag, Berlin - New York, 1976.

McELHANEY, J.M., FOGLE, J.L., MELVIN, J.W., HAYNES, R.R., ROBERTS, V.L., ALEM, N.M. Mechanical properties of cranial bone. J. Biomech. 3 (5): 495-511, 1970.

MITTELMEIER, H. Diskussion zum Vortrag: WENNINGER, H.v. Goetzedrähte und gedeckte Marknagelung bei Unterschenkeldrehbrüche Erwachsener. H. Unfallhlkd. 119: 85-86, 1973.

MITTELMEIER, H., TRENNHEUSER, M., MITTELMEIER, W. Biomechanische Untersuchung über die interfragmentären Kompressionskräfte mit einem neuen kombinierten Kompressions-Verriegelungsnagel. H. Unfallhlkd. 207: 305, 1988.

MITTELMEIER, W. Knochenneubildung im ersatzschwachen Lager. Demeter Verlag GmbH, Gräfeling, 86-96, 1992.

MITTELMEIER, W., HELLMUTH, F., GRADINGER, R., BÜHREN, V.: Konzept und erste biomechanische Ergebnisse des neuen Marknagel-Systems TCN - multifunktionaler Kompressionsverriegelungsnagel der 3. Generation. Osteosynthese International, 236-239, 1994.

MITTELMEIER, W., BRAUN, C., HAUSCHILD, M., SCHÄFER, R. Fingergelenksarthrodese mittels dorsaler Fadenzuggurtung. Vergleichende biomechanische Untersuchungen. Unfallchirurg 102 (6): 466-473, 1999.

MITTELMEIER, W. Biomechanische Untersuchung zur Primärstabilität der intramedullären Kompressionsosteosynthese am Femur. Med. Habil. Schr. Technische Universität München, 1999.

MITTELMEIER, W., KARAMPOUR, K., HAUSCHILD, M., GIEBEL, G., GRADINGER, R. Stabilität des Knochenlagers unter der Belastung von Verriegelungsbolzen. Vergleichende Untersuchung von Primärstabilität, Röntgenparametern, Histomorphometrie und Knochendichte. Osteologie 8: 199-120, 1999.

MORRISON, J.B. Bioengineering analysis of force actions transmitted by the knee joint. Biomed. Eng. 3 (1): 164-170, 1968.

MORRISON, J.B. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J. Biomech. 3 (1): 51-61, 1970.

MYBURGH, K.H., CHARETTE, S., ZHOU, L., STEELE, C.R., ARNAUD, S., MARCUS, R. Influence of reactional activity and muscle strength on ulnar bending stiffness in men. Med. Sci. Sports. Exerc. 25 (5): 592-596, 1993.

NIZARD, M. Knochengewebsneubildung durch Collagen-Apatit-Implantation. Med. Habil. Schr., Homburg, 1981.

NISELL, R. Mechanics of the knee - A study of joint and muscle load application in ergonomics, orthopaedics and rehabilitation. Acta. Orthop. Scand. Suppl. 216: 1-42, 1985.

NISELL, R., NEHMET, G., OLSEN, H. Joint forces in extension of the knee. Acta. Orthop. Scand. 57 (1): 41-46, 1986.

PARISIEN, M.V., McMAHON, D., PUSHPARAJ, N., DEMPSTER, D.W. Trabecular architecture in iliac crest bone biopsies: intrainvidual variability in structural parameters and changes with age. Bone 9 (5): 289-295, 1988.

PERREN, S.M., CORDEY, J., ENZLER, M., MATTER, P., RAHN, A., SCHLÄPFER, F. Die Mechanik der Plattenstellschraube. Unfallheilkunde 81 (4): 201-218, 1978.

PERREN, S.M., BEAUPRE, G. Breakage of AO/ASIF medullary nails. Material related or design tradeoff? Arch. Orthop. Trauma. Surg. 102 (3): 191-197, 1984.

PUCKETT, W.O. The metracrylate plastics as mounting media for biological materials. Anat. Rec. 80: 453-460, 1941.

PUGH, J.W., ROSE, R.M., RADIN, E.L. Elastic and viscoelastic properties of trabecular bone: dependence on structure. J. Biomech. 6 (5): 475-485, 1973.

REILLY, D.T., BURSTEIN, A.H. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J. Biomech. 8 (6): 393-405, 1975.

RHO, J.Y., ASHMAN, R.B., TURNER, C.H. Young´s modulus of trabecular and cotical bone material: Ultrasonic and microtensile measurement. J. Biomech. 26 (2): 111-119, 1993.

RHO, J.Y., HOBATHO, M.C.,ASHMAN, R.B. Relations of mechanical propertis to density and CT numbers in human bone. Med. Eng. Phys. 17 (5): 347-355, 1995.

RITTER, G., GRÜNERT, A. Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf die Druckosteosynthesen. Arch. Orthop. Unfall Chir. 75 (4): 302-316, 1973.

RITTER, G. Experimentelle Untersuchungen und theoretische Betrachtungen zur Biomechanik der Druckosteosynthese und Entwicklung eines neuen Druckosteosyntheseverfahrens. Med. Habil. Schr., Mainz, 1974.

RITTER, G., COMTE, P. Experimentelle Untersuchungen über die biomechanischen Eigenschaften von Röhrenknochen als Voraussetzung für die Konzeption eines neuen Verriegelungsnagels. H. Unfallheilkd. 181: 68-71, 1985.

RITTER, G., BIEGLER, M., AHLERS, J. Frakturheilung unter den besonderen Bedingungen einer hochstabilen Osteosynthese mit einem neuartigen Kompressionsverriegelungsnagel. H. Unfallheilkd. 189: 1197-1200, 1986.

RITTER, G. Kompressionsosteosynthese mit dem neuen AO-Universalnagel. Unfallchirurg 94 (1): 9-12, 1991.

ROMEIS, B. Mikroskopische Technik. Oldenburg, München–Wien, 1968.

RUSTGI, S.N., SIEGEL, J.A., BRAUNSTEIN, M., CRAVEN, J.D., GRENNFIELD, M.A. Accuracy of bone mineral data. Am. J. Roentgenol. 135 (5): 275-277, 1980.

SAMELIN, N., KÖLLER, W., ASCHERL, R., GRADINGER, R. Eine Methode zur Bestimmung biomechanischer Eigenschaften von Trabekeln und Knochengewebe der Spongiosa. Biomed. Tech. Berl. 41 (7-8): 203-208, 1996.

SAMELIN, N., KÖLLER, W., ASCHERL, R., GRADINGER, R. Biomechanische Untersuchung von Knochentrabekeln zur Bestimmung der Materialeigenschaften spongiösen Knochengewebes. Osteologie: 185-192, 1996.

SCHANDELMAIER, P., KRETTEK, C., TSCHERNE, H. Biomechanische Untersuchungen von 9 Tibiaverriegelungsnägeln im Knochen-Implantat-Verbund. Unfallchirurg 97: 600-608, 1994.

SCHAEFFER, C., WILLINGER, R., RENAULT, D., KEMPF, I., JAEGER, J.H. Theory of induced torsion and intramedullary nailing. In: SAHA, S. (Ed.) Biomedical engineering V: Recent developments. Pergamon, New York, 53-57, 1986.

SCHAFFLER, M.B., BURR, D.B. Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density. J. Biomech. 21 (1): 13-16, 1988.

SCHENK, R. Zur histologischen Verarbeitung von unentkalktem Knochen. Acta. Anat. Basel. 60: 3, 1965.

SENNERICH, T., RITTER, G. Klinische Ergebnisse nach Kompressionsnagelung. Unfallchirurg 233: 15-17, 1992.

SHIMMINS, J., SMITH, D.A., AITKEN, M., ANDERSON, J.B., GILLESPIE, F.C. The accuracy and reproducibility of bone mineral measurements in vivo. (b). Methods using sealed isotope sources. Clin. Radiol. 23 (1): 47-51, 1972.

SIM, E. und HÖCKER, K. Die Oberschenkelverriegelungsmaknagelung – Problem- und Fehleranalyse anhand von 80 Frakturen. Unfallchirurg. 95: 626-633, 1992.

SNYDER, S.M. and SCHNEIDER, E. Estimation of mechanical properties of cortical bone by computed tomography. J. Orthop. Res. 9 (3): 422-431, 1991.

SPOTORNO, L., SCHENK, R.K., DIETSCHI, C., ROMAGNOLI, S., MUMENTHALER, A. Unsere Erfahrung mit nicht-zementierten Prothesen. Orthopäde. 16(3): 225-238, 1987.

SPOTORNO, L., ROMAGNOLI, S., IVALDO, N., GRAPPIOLO, G., BIBBIANI, E., BLAHA, D.J., GUEH, T.A. The CLS system. Theoretical concept and results. Acta. Orthop. Belg. 59 Suppl 1: 144-148, 1993

STRÖMBERG, L., DALÉN, N., LÅFTMAN, P., SIGURDSSON, F. Atrophy of cortical bone caused by rigid plates and its recovery. In: UHTHOFF, H.K. (Ed.) Current concepts of internal fixation of fractures. Springer Verlag, Berlin - Heideiberg - New York, 289-291, 1980.

SÜKÖSD, L., ORMAI, L., SZIGETI, I. Kurzfristige Erfahrungen mit dem IC Nagel. Osteosynthese International, 172-175, 1994.

TEUBNER, E. Zur Biomechanik des Marknagels und seiner Verriegelung. Zbl. Chirurgie 110 (19): 1169-1178, 1985.

TOWNSEND, P.R., ROSE, R.M., RADIN, E.L. Buckling studies of single trabeculae. J. Biomech. 8 (3-4): 199-201, 1975.

TRENNHEUSER, M. Biomechanische Untersuchungen zur kombinierten Kompressions-Verriegelungsmarknagelung. Med. Diss. Schr., Homburg, 1987.

UHTHOFF, H.K. Current concepts of internal fixation of fractures. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 1980.

WEINANS, H., HUISKES, R., GROOTENBOER, H.J. Quantitative analysis of bone reactions to relative motions at implant-bone interfaces. J. Biomech. 26 (11): 1271-1281, 1993.

WEINSTEIN, A.M., CLEMOW, A.J.T., STARKEBAUM, W., MILICIC, M.,KLAWITTER, J.J., SKINNER, H.B. Retrieval and analysis of intramedullary rods. J. Bone. Joint. Surg. 63: 1443-1448, 1981.

WEST, R.R., REED, G.W. Measurement of bone mineral in vivo by photon beam scanning. Br. J. Radiol. 43 (516): 886-893, 1970.

WESTEN, H., MÜCK, K.F., POST, L. Enzyme histochemistry on bone marrow sections after embedding in methacrylate at low temperature. Histochemistry 70 (2): 95-105, 1981.

WU,C.und SHIH, C. Biomechanical analysis of the mechanism of interlocking nail failure. Arch. Orthop.Trauma. Surg. 111: 268-272, 1992.

ZENKER, H., BRUNS, H., HEPP, W., NERLICH, M. Long-term results of animal investigations with elastic fixation plates for osteosynthesis. In: UHTHOFF, H.K. (Ed.) Current concepts of internal fixation of fractures. Springer Verlag, Berlin - Heidelberg - New York, 363-374, 1980.

7. Anhang

Präparat-Nummer	Gesamtlänge L ges. [mm]	Durchmesser d (ap) [mm]	Geschlecht w=0 m=1	Alter [Jahr]
2	390	41	0	53
3	345	42	1	56
4	380	50	0	78
5	385	45	1	72
6	314	41	1	50
7	330	37	1	81
8	380	38	0	76
9	325	41	0	72
10	350	35	0	57
11	314	37	0	74
12	360	34	0	49
13	365	47	1	52
14	340	38	0	81
15	370	50	1	77
16	400	47	1	71
17	400	49	1	68
18	380	50	0	66
19	330	38	0	77
20	405	45	1	76
21	370	40	0	81
22	350	44	1	61
23	325	38	0	85
24	385	44	1	40
25	330	40	0	88
MittWert	375,3	44	0,5	71,38
St.-Abweichung	28,74	4,91	13,8	13,07

Tab. 5: Klinische Werte

Präparat-Nr.	AB [mm]	CD [mm]	AD [mm]	(AB+CD) / AD Index 55	EF [mm]	GH [mm]	EH [mm]	(EF+GH) / EH Index 80	Relation Index 80/ 55	(AB+CD+EF+GH) / (AD+EH) Index 55u.80
2	2	2	41,5	0,10	2	2,7	33,4	0,14	1,45	0,12
3	3	3,2	42,3	0,15	4,5	3,1	35,7	0,21	1,43	0,18
4	2,3	2,8	34,1	0,15	2,7	2,6	28	0,19	1,27	0,17
5	2,5	2,5	44	0,11	3,1	3,7	36	0,19	1,67	0,15
6	2	2,4	44	0,10	2,6	2,7	36,9	0,14	1,40	0,12
7	3,3	2	26,3	0,20	3,3	1,9	21	0,25	1,24	0,22
8	2	3,3	31,5	0,17	2,8	2,9	26	0,22	1,31	0,19
9	2	3	30	0,17	2,5	3	27	0,2	1,20	0,18
10	2,6	2,6	38,1	0,14	3,4	3,4	32	0,21	1,54	0,17
11	3	1,7	32	0,15	2	3	26,3	0,19	1,29	0,17
12	2,2	2,2	35	0,13	3	3	28	0,21	1,67	0,17
13	2	2,4	40,7	0,11	3,2	4	35	0,21	1,94	0,15
14	2	1,5	36	0,10	2	2	29	0,14	1,44	0,12
15	2,5	1,5	43	0,09	3	3	36	0,17	1,83	0,13
16	3	2,5	41,5	0,13	3	2,5	32,5	0,17	1,28	0,15
17	2,5	2,2	39	0,12	3	3	31,5	0,19	1,58	0,15
18	2,5	2	45	0,10	3	2,5	36	0,15	1,50	0,12
19	2	1	32	0,09	2,5	2,5	25	0,2	2,13	0,14
20	2,3	2,8	36,5	0,14	2,5	2,3	31	0,15	1,07	0,15
21	2,8	2,8	30	0,19	3	3	24	0,25	1,34	0,21
22	3	3,3	38	0,17	3,5	3	30,5	0,21	1,27	0,19
23	3	2,6	33	0,17	3	3	28	0,21	1,24	0,19
24	2,3	3,6	46	0,13	3	3,8	38	0,18	1,40	0,15
25	1,9	2,1	30,5	0,13	1,4	1	24,7	0,1	0,76	0,12
MittWert	2,55	2,52	38,92	0,14	2,96	2,97	31,98	0,19	1,50	0,16
St.-Abweichung	0,43	0,64	5,64	0,03	0,62	0,64	4,75	0,04	0,29	0,03

Tab. 6: Radiologisch ermittelte Daten

Präparat-Nummer	Dichte 25 mm [mg/ ml]	Dichte 55 mm [mg/ ml]	Dichte 80 mm [mg/ ml]	Relation 25/ 80 mm [%]	Relation 25/ 55 mm [%]	Relation 55/ 80 mm [%]
2	231,8	783	948,5	24,44	29,60	82,55
3	467,8	67,3	1137,8	41,11	695,10	5,91
4	129,8	716,6	983,1	13,20	18,11	72,89
5	362,2	935,5	1145,2	31,63	38,72	81,69
6	422	836,3	772,4	54,63	50,46	108,27
7	215,9	533,4	588,6	36,68	40,48	90,62
8	126,3	746,3	927	13,62	16,92	80,51
9	187,1	638,3	752,1	24,88	29,31	84,87
10	191,8	611,5	727,2	26,38	31,37	84,09
11	272,2	731,7	813,2	33,47	37,20	89,98
12	352,3	947,7	1018,7	34,58	37,17	93,03
13	421,4	1024	1145,5	36,79	41,15	89,39
14	187,6	678,7	914,6	20,51	27,64	74,21
15	200,9	777,7	1016,3	19,77	25,83	76,52
16	283,1	766,9	435,8	64,96	36,91	175,98
17	371,6	850,2	1042,1	35,66	43,71	81,59
18	190,9	549,9	818,5	23,32	34,72	67,18
19	175,1	542,6	777,8	22,51	32,27	69,76
20	221,3	602,5	779,9	28,38	36,73	77,25
21	204,3	735,8	919,8	22,21	27,77	80,00
22	304,6	870,1	1038,7	29,33	35,01	83,77
23	357,1	991,9	837,7	42,63	36,00	118,41
24	185,3	660,7	903,3	20,51	28,05	73,14
25	158,6	356,2	469,9	33,75	44,53	75,80
MittWert	274,3	745,43	919,12	31,94	63,1	91,01
St.-Abweich.	99,50	210,06	192	12,06	135	27,63

Tab. 7: CT-Densometrie

Präparat-Nummer	Knochenfläche Schnittebene 1 [mm]	Knochenfläche Schnittebene 2 [mm]	Gesamtfläche Schnittebene 1 [mm]	Gesamtfläche Schnittebene 2 [mm]
2	340,54	371,55	2410,75	2456,55
3	604,79	636,78	2250,88	2120,25
4	570,03	543,79	2069,21	2008,51
5	502,88	464,13	1676,76	1604,09
6	570,85	536,88	2265,65	2059,77
7	436,76	401,84	2397,15	2424,54
8	298,56	308,55	2330,51	2415,67
9	405,45	360,8	2628,84	2560,72
10	411,34	370,48	2830,31	2734,36
11	599,56	573,09	2368,37	2301,44
12	702,33	814,76	2433,57	2388,43
13	576,04	554,72	2280,88	2270,37
14	424,65	455,03	1847,82	1797,52
15	605,26	588,98	2000,04	1906,11
16	599,93	603,7	2771,75	2703,43
17	386,81	412,6	2277,4	2208,19
18	412,08	372,62	2850,4	2724,46
19	392,36	345,58	2353,1	2160,52
20	681,45	685,35	2813,77	2821,46
21	608,32	590,73	1992,43	1911,27
22	834,65	769,39	2838,32	2743,01
23	536,41	485,86	1749,84	1634,37
24	615,31	594,29	2705,8	2549,35
25	194,98	216,46	1524,5	1516,27
MittWert	533,93	521,75	2389,37	2317,70
St.-Abweichung	144,99	147,81	385,13	386,58

Tab. 8.1: Histomorphometrie

Präparat-Nummer	Knochenfläche Mittelwert [mm]	Gesamtfläche Mittelwert [mm]	Knochenfläche / Gesamtfläche 1 [%]	Knochenfläche / Gesamtfläche 2 [%]	Knochenfläche / Gesamtfläche Mittelwert [%]
2	356,05	2433,65	14,13	15,12	14,63
3	620,79	2185,57	26,87	30,03	28,40
4	556,91	2038,86	27,55	27,07	27,31
5	483,51	1640,43	29,99	28,93	29,47
6	553,87	2162,71	25,20	26,07	25,61
7	419,30	2410,85	18,22	16,57	17,39
8	303,56	2373,09	12,81	12,77	12,79
9	383,13	2594,78	15,42	14,09	14,77
10	390,91	2782,34	14,53	13,55	14,05
11	586,33	2334,91	25,32	24,90	25,11
12	758,55	2411,00	28,86	34,11	31,46
13	565,38	2275,63	25,26	24,43	24,85
14	439,84	1822,67	22,98	25,31	24,13
15	597,12	1953,08	30,26	30,90	30,57
16	601,82	2737,59	21,64	22,33	21,98
17	399,71	2242,80	16,98	18,68	17,82
18	392,35	2787,43	14,46	13,68	14,08
19	368,97	2256,81	16,67	16,00	16,35
20	683,40	2817,62	24,22	24,29	24,25
21	599,53	1951,85	30,53	30,91	30,72
22	802,02	2790,67	29,41	28,05	28,74
23	511,14	1692,11	30,65	29,73	30,21
24	604,80	2627,58	22,74	23,31	23,02
25	205,72	1520,39	12,79	14,28	13,53
MittWert	527,84	2353,53	23,65	23,92	23,78
St.-Abweich.	146,40	384,26	6,34	6,75	6,50

Tab. 8.2: Histomorphometrie

Präparat-Nummer	Ein.–Verrg. 55mm=1, 80mm=2 Doppel.–Verrg.=3	Fmax [N]	Fmax ? >Fmax=1 <Fmax=0	Lmax [mm]	Lmax ? >Lmax=1 <Lmax=0	Fopt [N]	Lopt [mm]
2	1	2844	0	5,17	1	2692	4,77
3	1	3670	0	3,55	0	2140	1,16
4	3	3500	0	1,5	0	3103	0,86
5	2	3713	0	5,07	1	2551	1,08
6	2	1224	0	0,42	0	1188	0,26
7	2	352	0	0,22	0	317	0,11
8	2	3306	0	3,75	0	2997	3,55
9	3	4685	0	4,74	0	3856	4,14
10	3	2709	0	5,17	1	711	0,26
11	1	1813	0	4,3	0	1586	4,1
12	1	1741	0	1,41	0	1298	1,01
13	1	663	0	0,65	0	313	0,29
14	1	1315	0	0,82	0	1131	0,62
15	2	2814	0	5,1	1	670	0,35
16	2	3066	0	5,12	1	888	0,55
17	3	2027	0	0,48	0	1534	0,31
18	3	994	0	0,62	0	626	0,28
19	1	769	0	0,42	0	742	0,26
20	3	1386	0	0,99	0	1386	0,99
21	2	2711	0	5,1	1	613	0,5
22	1	2891	0	1,53	0	2521	1,33
23	3	2164	0	3,1	0	2164	3,1
24	2	2432	0	5,07	1	994	0,33
25	3	2001	0	5,15	1	693	0,58
MittWert		2282,92		2,89		1529,75	1,28
St.-Abweich.		1104,85		2,04		990,86	1,45

Tab. 9.1: Biomechanische Daten

Präparat-Nummer	Steifigkeit 1 (Vorphase) [N/mm]	Steifigkeit 2 (Zw.-phase) [N/mm]	Steifigkeit 3 (Endphase) [N/mm]	Schrauben-Defor. (keine=0, Def.=1, Bruch=2)	Knoch.-Defor. (keine=0, Def.=1, Bruch=2)
2	2559	1319	494	1	0
3	3763		2043	1	2
4	3953		2907	0	2
5	4300	1559	220	1	0
6	4337		3891	0	2
7	4066		1585	0	0
8	3581	368	1793	0	0
9	1561	282	1788	0	2
10	2534		305	0	1
11	1775	190	1670	0	2
12	1207		1135	0	0
13	1328		973	0	0
14	3007		1949	0	2
15	2355		470	1	0
16	1820		476	0	0
17	4254			0	0
18	2565		1081	0	0
19	1991		1068	0	2
20	897		2300	0	0
21	1022		422	0	1
22	1531		2420	1	0
23	3421		556	0	1
24	2716		414	1	0
25	1161		301	0	1
MittWert	2571	743,6	1260,88		
St.-Abweichung	1156,07	643,54	970,81		

Tab. 9.2: Biomechanische Daten

Danksagung

Mein Dank gilt dem Direktor der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München, Herrn Univ.-Prof. Dr. med. R. Gradinger für die Vergabe des Themas sowie für die Überlassung der Räumlichkeiten, Maschinen und Materialien.

Meinem Betreuer, Herrn PD Dr. med. Wolfram Mittelmeier, leitender Oberarzt der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München danke ich verbindlich für die Unterstützung bei der Konzeption dieser wissenschaftlicher Arbeit, der Entwicklung der Methode und weitere wertvolle Anregungen.

Herrn Dr. Ing. Wolfgang Köller, Labor für Biomechanik der Orthopädischen Klinik am Universitätsklinikum Lübeck, sowie Herrn Dr. Ing. E. Steinhauser, Labor für Biomechanik der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München danke ich für die Einarbeitung an den technischen Geräten und Unterstützung in technischen Fragen.

Herrn Heinz Schäfer und Herrn Horst Höhn wird für die exakte Herstellung der Probenhalterung gedankt.

Mein Dank gilt auch Herrn PD Dr. H. Friedrich, Institut für medizinische Statistik und Dokumentation an der Med. Universität zu Lübeck für die statistische Auswertung der Ergebnisse, Herrn PD Dr. med. B. Gehl, Oberarzt der Klinik für Radiologische Diagnostik an der Med. Universität zu Lübeck für die Durchführung von Röntgen- und CT-Diagnostik, Fr. P. Tiede und Fr. Dr. S. Kirschbaumer für die Durchführung der histomorphometrischen Experimente.

Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name:	KARAMPOUR, Kiarash
Geburtsdatum:	18.12.1971 in Teheran/Iran
Staatsangehörigkeit:	iranisch
Familienstand:	ledig

Schulausbildung:

1976 - 1982	Grundschule in Teheran/Iran
1982 - 1985	Gymnasium in Teheran/Iran
1985 - 1990	Mannlich-Gymnasium in Homburg/Saar
Juni 1990	Schulabschluß mit Abitur

Hochschulbildung:

Oktober 1990	Chemiestudium an der Universität des Saarlandes
April 1991	Beginn des Medizinstudiums an der Med. Fakultät der Universität des Saarlandes/Homburg
April ´94 - März ´95	Stipendiat des Europäischen Austauschprogramms (ERASMUS) an der Universidad de València/Spanien
März 1995	Wechsel an die Med. Universität zu Lübeck
Mai 1998	Abschluß des Medizinstudiums an der Med. Universität zu Lübeck
September 1998	AiP an der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie des Kreiskrankenhauses Lüdenscheid (Lehrkrankenhaus der Universität Bonn, Chefarzt: Prof. G. Giebel)
Seit März 2000	Assistenzarzt

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Schematische Darstellung der Kortikalisindizes	8
Abb. 2:	Schematische Darstellung der Schnittebenen und zugehörigen CT- , histomorphometrischen und biomech. Untersuchungen	10
Abb. 3:	Kortikalis-Verriegelungsschraube	15
Abb. 4:	Schematische Darstellung der biomechanischen Untersuchung mit dem Prüfstempe	19
Abb. 5:	Speziell gefertigter Prüfnagel mit runden Bohrungen und aufgesetzter Bohrhilfe	20
Abb. 6:	Zwick-Universal-Prüfmaschine	21
Abb. 7:	Beispiele von Röntgendokumentation der Tibia-Präparate.	23
Abb. 8:	Beispiel der unterschiedlichen Knochendichte; CT-Messungen der 3 Schnittebenen im Vergleich.	25
Abb. 9:	Histomorphometrische Schnittebene 25 mm mit dem trabekulären Gitterwerk und der Kortikaliswand	29
Abb. 10:	Plastische Deformation des Knochenlagers durch Ausweitung nach distal (Versuch: T11, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung)	28
Abb. 11:	Ausweitung einzelner Bohrlöcher des Knochenlagers auch bei Verwendung von zwei Verriegelungsbolzen (Versuch: T10, Doppelverriegelung)	29
Abb. 12.1:	Einseitiger Längsriß des Knochenlagers vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T03, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von medial	30
Abb. 12.2:	Einseitiger Längsriß des Knochenlagers vom Bohrloch nach proximal (Versuch: T03, Bohrloch-Abstand 55 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von lateral	31
Abb. 13.1:	Rißbildung, einseitig über die gesamte Knochenwand vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T11), Ansicht von medial	35
Abb. 13.2:	Rißbildung einseitig über den gesamten Querschnitt	

des Knochens vom Bohrloch (B) nach proximal (Versuch: T11), m = medial 36

Abb. 14.1: Beidseitiger Längsriß des Knochenlagers nach proximal und distal (Versuch: T06, Bohrloch-Abstand 80 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von medial, B = Bohrloch 37

Abb. 14.2: Beidseitiger Längsriß des Knochenlagers nach proximal und distal (Versuch: T06, Bohrloch-Abstand 80 mm, Einfachverriegelung), Ansicht von kranial, m = medial 38

Tabellenverzeichnis

Tab.1: Gegenüberstellung der Werte von Fel und Fmax zum Verriegelungsmodus 32

Tab. 2: Gegenüberstellung der Werte von Lel und Lmax zum Verriegelungsmodus 33

Tab. 3: Gegenüberstellung der Steigungen zum Verriegelungsmodus 34

Tab.4: Statistische Relation zwischen den histomorphometrischen Werten und der Knochensteifigkeit 43

Tab. 5: Klinische Werte 77

Tab. 6: Radiologisch ermittelte Daten

Tab. 7: CT-Densometrie

Tab. 8.1: Histomorphometrie 43

Tab. 8.2: Histomorphometrie 77

Tab. 9.1: Biomechanische Daten 59

Tab. 9.2: Biomechanische Daten 60

Abkürzungen/Einheiten

Abb.	Abbildung
ap	anterior-posterior
CT	Computer-Tomographie
d	Durchmesser
E-Modul	Elastizitätsmodul
GF	Gesamtfläche der Knochenscheibe
HMM	Histomorphometrie
J	Jahr/-e
KF	Kortikalisfläche der Knochenscheibe
IL	Infiltrationslösung
m	männlich
Max.	Maximum
Min.	Minimum
MG	Masson-Goldner
MMA	Methylmethacrylat
qCT	quantitative Computer-Tomographie
Tab.	Tabelle
Tub. tibiae	Tuberositas tibiae
w	weiblich