Universität Ulm
Medizinische Fakultät
Institut für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik
Leiter: Prof. Dr. biol. hum. L. E. Claes

Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften der Schrauben–Knochen–Verbindung im kortikalen Knochen

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

Vorgelegt von
Melanie Kebernik
aus Darmstadt

Ulm 2005

Amtierender Dekan:	Prof. Dr. med. Klaus-Michael Debatin
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. biol. hum. Peter Augat
2. Berichterstatter:	Priv. Doz. Dr. med. Alexander Beck
Tag der Promotion:	24.11.2005

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis I
Abkürzungsverzeichnis III
1 EINLEITUNG 1
1.1 Das Knochengewebe 1
1.1.1 Morphologie 1
1.1.2 Physiologische Alterung 3
1.1.3 Pathophysiologische Veränderungen 3
1.1.4 Diagnostik der Osteoporose 4
1.1.5 Frakturen 5
1.1.6 Anpassungsvorgänge (Remodeling) 5
1.1.7 Mechanische Eigenschaften 6
1.2 Die Schraubenosteosynthese 7
1.2.1 Prinzipien der operativen Frakturbehandlung 7
1.2.2 Frakturheilung unter stabiler innerer Fixation 7
1.2.3 Die Kortikalisschraube 8
1.2.4 Kompressionsosteosynthese 11
1.2.5 Finite–Elemente–Modell der Schrauben–Knochen–Verbindung 13
1.3 Ziele der Arbeit 13
2 MATERIAL UND METHODEN 16
2.1 Untersuchungsgut 16
2.1.1 Vorbereitungen 16
2.1.2 Herstellung der Prüfkörper für die Belastungsversuche 19
2.1.3 Herstellung der Prüfkörper für die Schraubenausdrückversuche 23
2.2 Messung der Knochenmineraldichte und der Knochengeometrie am CT 24
2.2.1 Scannen der Femora 24
2.2.2 Auswahl der Messgrößen 25
2.2.3 Auswertung 25
2.3 Mechanische Prüfungen an Knochenproben 26
2.3.1 Parametervorgaben für das Materialprüfprogramm und Ergebnisparameter 26
2.3.2 Zugversuche 26
2.3.3 Druckversuche 29
2.3.4 Torsionsversuche 32
2.4 Ausdrückversuche von Knochenschrauben 33

2.4.1 Implantierung der Kortikalisschraube 33
2.4.2 Versuchsdurchführung 36
2.4.3 Auswahl der Messgrößen 37
2.4.4 Statistische Analyse 37
3 ERGEBNISSE 39
3.1 Messung am CT 39
3.2 Belastungsversuche: Messung von Elastizität und Festigkeit des kortikalen Knochens 44
3.2.1 Zugversuche 44
3.2.2 Druckversuche 46
3.2.3 Torsionsversuche 50
3.2.4 Schraubenausdrückversuche 52
3.3 Zusammenfassung der Ergebnisse 57
3.3.1 Festigkeiten und Elastizitätsmoduln 57
3.3.2 Schraubenausdrückversuche 58
4 DISKUSSION 59
4.1 Vergleichbarkeit von Studien 59
4.2 Probengewinnung 60
4.3 Quantitative Computertomographie 61
4.4 Kritische Betrachtungen zur Probenherstellung 62
4.5 Differenzen der Druckmoduln 62
4.6 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur 65
4.6.1 Geometrische Eigenschaften und Knochenmineraldichte des kortikalen Knochens 65
4.6.2 Mechanische Eigenschaften des kortikalen Knochens 67
4.6.3 Trabekulärer Knochen 72
4.6.4 Knochenbrüchigkeit durch Mikrofrakturen 73
4.6.5 Anisotropie 74
4.6.6 Schraubenosteosynthese 76
5 ZUSAMMENFASSUNG 81
Literaturverzeichnis 83
Anhang 95
Danksagung V

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

α	Flankenwinkel, spitzenseitig
Abb.	Abbildung
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
β	Flankenwinkel, kopfseitig
BMD	Bone Mineral Density, Knochenmineraldichte
CSA	Cortical Shell Area, kortikale Querschnittsfläche
CT	Computertomographie
D	Außendurchmesser des Muttergewindes
d_1	Außendurchmesser der Schraube
D_1	Kerndurchmesser des Muttergewindes
d_5	Innendurchmesser der Schraube
DXA	Dual–energy X–ray absorptiometry, Zwei–Energie–Röntgen–Absorptiometrie
e	Ausrundung der Gewindespitze
E–Modul	Elastiztitätsmodul
E_t	Zugmodul
E_c	Druckmodul
FE	Finite–Elemente
FEM	Finite–Elemente–Modell
G	Schubmodul
HA 4,5	Kurzzeichen zur Bezeichnung eines Schraubengewindes mit kleiner Gewindetiefe und 4,5 mm Außendurchmesser
m	männlich
MAX	Maximum
MIN	Minimum
MW	Mittelwert
MPa	Mega Pascal
n.s.	nicht signifikant
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
P	Steigung
pQCT	Periphere quantitative Computertomographie

QCT	Quantitative Computertomographie
r	Bravais–Pearson–Korrelationskoeffizient
r_4	Radius am Kern, spitzenseitig
r_5	Radius am Kern, kopfseitig
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
w	weiblich

1 EINLEITUNG

Ein gesunder Knochen ist den mechanischen Belastungen des täglichen Lebens gewachsen. Wenn die Beanspruchung die Festigkeitsgrenze des Knochengewebes übersteigt, kommt es durch die Überlastung zur Fraktur. Als Folge der wachsenden Mobilität und Mechanisierung des Lebens haben die Verletzungen des Bewegungsapparates, insbesondere die Frakturen, in den letzten Jahrzehnten in Anzahl und Schweregrad stark zugenommen (Debrunner 1995 e).

Zur Unterstützung des Heilungsvorgangs einer Fraktur ist häufig die Implantation von Osteosynthesematerial notwendig, so dass die ursprüngliche Stabilität des Knochens möglichst vollständig wiederhergestellt werden kann. Sowohl der Schweregrad der Verletzung, d.h. Frakturtyp und Ausmaß des begleitenden Weichteilschadens, als auch die Beschaffenheit der Knochengrundsubstanz bestimmen dabei den Erfolg der operativen Frakturbehandlung. Wenn der osteosynthetisch versorgte Knochen wieder teil– oder voll belastet wird, zeigt sich, ob die krafttragende Einheit aus Knochen und Implantaten dieser Belastung standhalten kann. Eine ausreichende Verankerungsstabilität der Osteosynthese gewährleistet dann eine knöcherne Konsolidierung. Das heute gebräuchliche Osteosynthesematerial kann diese Funktion in der Frakturbehandlung des sonst gesunden, festen Knochens zufrieden stellend erfüllen.

Beim alten, brüchigen oder osteoporotisch veränderten Knochengewebe hingegen ist die Verankerungsstabilität sehr häufig unzureichend. Wenn der Knochen–Implantat–Verbund versagt und sich die Implantate lockern oder sogar ausreißen, meistens verbunden mit der Refraktur des Knochens, bleibt der Heilungserfolg aus. Refrakturen nach Osteosynthesen sind am Femurschaft besonders häufig (Debrunner 1995 a).

Eine Möglichkeit, auf die verminderte Knochenqualität zu reagieren, ist die Anpassung des Osteosynthesematerials zur Erhöhung der Verankerungsstabilität im osteoporotischen Knochen.

1.1 Das Knochengewebe

1.1.1 Morphologie

Die zellulären Bestandteile, die Osteoblasten, Osteozyten und Osteoklasten bilden ein Netzwerk. Sie sind eingebettet in eine von den Osteoblasten abgeschiedene

organische Substanz, dem Osteoid, eine Matrix aus Typ I–Kollagen und anderen Proteinen, in die anorganische Mineralsalze, vor allem Calciumphosphat und Calciumcarbonat abgelagert werden. Die Osteoklasten bauen dieses Knochengewebe durch proteolytische Verdauung wieder ab.

Im Bereich der Diaphyse eines langen Röhrenknochens wie auch als dünne Hüllschicht im metaphysären Bereich ist kortikales Knochengewebe zu finden, während das Innere der Metaphyse und der Epiphyse aus spongiösem Knochengewebe besteht. Das Netzwerk der spongiösen Knochenbälkchen kann abhängig von Lokalisation, Alter und Beanspruchung stark variieren (Mosekilde 2000). Deshalb sind stufenlose Übergänge bis zur Kompakta hin möglich, umkehrt kann diese auch durch Resorptionsvorgänge in Spongiosa umgewandelt werden. Bestimmt man die relative Dichte einer Knochenprobe, d.h. das Verhältnis zwischen Dichte der Probe und der von vollständig dichter Kortikalis, die in der Regel mit 1,8 g/cm³ bemessen wird, wird die Zuordnung des Knochengewebes als kortikal oder spongiös möglich. Die relativen Dichtewerte des trabekulären Knochengewebes bewegen sich zwischen 0,05 und 0,7, die des kortikalen Knochengewebes zwischen 0,7 und 0,95 (Hayes 1991).

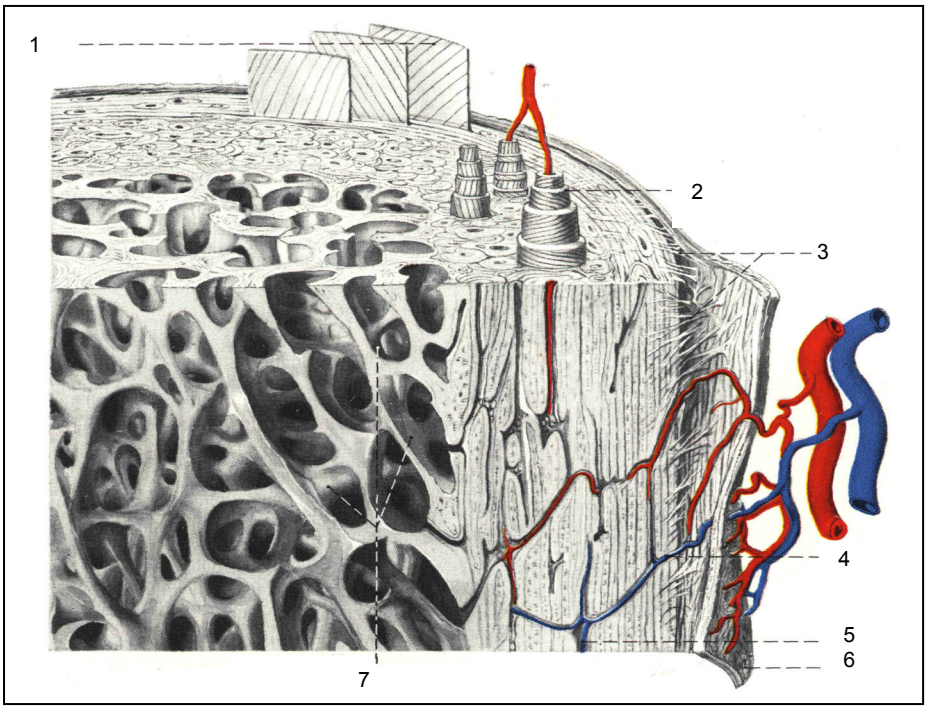

Abb. 1: *Schema vom Aufbau eines Knochens: 1: Einzelne Lamelle der äußeren Generallamellen, 2: Osteon auseinandergezogen, 3: SHARPEYsche Fasern, 4: VOLKMANNscher Kanal, 5: HAVERSscher Kanal mit Blutgefäß, 6: Periost, 7: Erweiterte HAVERSsche Kanäle der Spongiosa (Rahn 1985)*

1.1.2 Physiologische Alterung

Im Laufe des Lebens unterliegt das Knochengewebe ständigen physiologischen Umgestaltungs– und Anpassungsvorgängen (Mosekilde 1993).

Bis zur Skelettreife überwiegt der Knochenaufbau. Während des Knochenwachstums wird der Durchmesser der Querschnittsfläche des langen Röhrenknochens durch periostale Anlagerung von primären Knochenlamellen vergrößert (bone modeling).

Nach Abschluss der Wachstumsphase, im Erwachsenenalter, befinden sich Auf– und Abbauvorgänge in etwa im Gleichgewicht. So werden pro Jahr ca. 25% Spongiosa und 3% Kortikalis erneuert (bone remodeling) (Witt 1995).

Im Senium stehen Degenerationsvorgänge im Vordergrund. Die Gesamtmenge an Knochengewebe nimmt ab, es erfolgt also ein Verlust an Knochenmasse. Nach dem 60. Lebensjahr verliert der Mensch pro Jahr bis zu 0,5% seines Knochengewebes. Diese physiologische Altersatrophie wird als Osteopenie bezeichnet (Witt 1995).

Beim langen Röhrenknochen, zum Beispiel beim Femur, erfolgt der altersbedingte Knochenabbau vom Markraum her, während periostal Knochenmasse angebaut wird. Insgesamt betrachtet kompensiert der periostale Knochenanbau den Verlust an Knochenmasse vom Markraum her jedoch nicht vollständig, die Knochenwand wird also zunehmend dünner (Bouxsein et al. 1994, Bouxsein et al. 1996, Carter et al. 1996).

1.1.3 Pathophysiologische Veränderungen

Überschreitet der Knochenschwund das alterstypische Maß, und findet dieser Prozess bei ungünstigen inneren, den Stoffwechsel betreffenden, oder äußeren Bedingungen, beispielsweise Inaktivität, schon früh in verstärktem Umfang statt, nennt man die Knochenatrophie Osteoporose (Lane und Vigorita 1983, Rittinghaus et al. 1990). Bei der Osteoporose unterscheidet man die primäre (postklimakterische) und die sekundäre Form.

Die Osteoporose tritt meist generalisiert auf, manifestiert sich aber v.a. an distalem Radius, Wirbelsäule und Femur und macht ca. 15% aller Skeletterkrankungen aus. Im Wirbelkörper zum Beispiel zeigt sich makroskopisch eine aufgelockerte Spongiosa und, meist erst in einem späteren Krankheitsstadium auftretend, eine verschmälerte Kompakta.

Histologisch ist für den verminderten Knochenumbau bei der Osteoporose ein Ungleichgewicht zwischen osteoklastärem Abbau und osteoblastärem Aufbau verantwortlich. Die Knochentrabekel werden schmäler und verschwinden zum Teil gänzlich. Besonders in der stark beanspruchten Oberschenkelhals– und Wirbelspongiosa lassen sich als Vorläufer der pathologischen Frakturen beim osteoporotisch veränderten Knochen so genannte Mikrofrakturen beobachten, die chronische Schmerzen verursachen können.

Bei Untersuchungen über den Einfluss von Mikrofrakturen auf die Stabilität des Knochens wurde die durchschnittliche Länge oder Dichte dieser so genannten Mikrocracks gemessen. Hierbei fand man eine umgekehrt signifikante Beziehung zwischen dem Ausmaß der Mikrofrakturierung und den mechanischen Parametern des Knochenmaterials: Je höher die Anzahl der Mikrofrakturen, umso weniger stabil war der Knochen, also umso schlechter seine Materialeigenschaften (Norman et al. 1998).

1.1.4 Diagnostik der Osteoporose

Für die klinische Abgrenzung der Osteoporose von der nicht therapiebedürftigen Altersatrophie des Knochens ist der Nachweis von Wirbeldeformitäten im Sinne von Frakturen oder Einbrüchen ohne adäquates Trauma ausschlaggebend (Deckplattenimpressionen, Keilwirbel, Fischwirbel).

Im Röntgenbild stellt sich der osteoporotische Knochen blass und glasig dar, jedoch scharf begrenzt. Eine Osteoporose wird auf dem Röntgenbild allerdings erst nach Verschwinden von über einem Drittel bis der Hälfte der Knochensubstanz erkennbar. Ab diesem Zeitpunkt setzt auch die Rarefizierung und Vergröberung der Bälkchen ein. Die Knochendichte im Röntgenbild ist kein geeignetes Kriterium für die Diagnosestellung der Osteoporose, da sie zu sehr von der Aufnahmetechnik abhängt sowie davon, wie schlank oder adipös der Patient ist. Hinzu kommt, dass die Übergänge von normal zu pathologisch fließend sind (Debrunner 1995 g).

Die standardisierte Knochendichtemessung (Osteodensitometrie) erfolgt in der so genannten Zwei–Energie–Röntgen–Absorptiometrie (DXA). Dabei wird der Kalzium–Hydroxylapatit–Gehalt des Knochens als Marker der Knochenmasse quantifiziert (Pollähne und Minne 2001).

Aber auch die häufig im ambulanten Bereich eingesetzte periphere quantitative Computertomographie (pQCT) hat einen Stellenwert in der Osteoporosediagnostik

(Niedhart et al. 2003): Bei der quantitativen Computertomographie (QCT) wird die Knochenmineraldichte der trabekulären und kortikalen Regionen bestimmt, wobei im klinischen Alltag in der Regel drei bis vier Wirbelkörper im Bereich BWK12 bis LWK4 bzw. der ultradistale Radius ausgewertet werden. Die Bestimmung der mittleren Knochendichte aus mehreren Schichten erhöht die Reproduzierbarkeit, verlängert aber auch die Messzeit. Die gemessenen CT-Werte werden mit Hilfe eines Kalibrierphantoms in äquivalente Knochenmineraldichtewerte umgerechnet. Dadurch wird die Konzentration des Knochenmineralgehaltes innerhalb einer definierten Auswertregion (region of interest, ROI) bestimmt. Die Konzentration wird typischerweise als Knochenmineraldichte (bone mineral density, BMD) bezeichnet und in g/cm³ angegeben. Dagegen wird mit dem projektiven Verfahren der DXA eine Flächenkonzentration in g/cm² bestimmt, die in Analogie zur Dichte beim QCT als Flächendichte bezeichnet wird (Engelke 2002). Damit ist der durch die DXA gemessene Knochenmineralgehalt in gewissem Maße von Körpergröße und –gewicht abhängig (Gluer 1994). Der Unterschied zwischen Dichte (QCT) und Flächendichte (DXA) wird in der Literatur meist vernachlässigt (Engelke 2002).

1.1.5 Frakturen

Altersbedingter Knochenschwund oder Osteoporose haben einen großen Einfluss auf das Frakturrisiko. Andererseits beeinflusst auch die erhöhte Anzahl der Stürze bei alten Menschen das Frakturrisiko erheblich. Somit sollte einerseits dem Verlust an Knochendichte medikamentös vorgebeugt werden, andererseits versuchen, die Anzahl der Stürze zu verringern. Welchem Risikofaktor des Knochenbruchs beim alten Menschen nun größere Bedeutung beigemessen werden sollte, bleibt sicherlich schwierig zu beantworten.

1.1.6 Anpassungsvorgänge (Remodeling)

Die Knochengeometrie kann sich während der Frakturheilung, beim Alterungsprozess, unter starker regelmäßiger Belastung oder nach bestimmten Operationen verändern. Knochengewebe kann seine Eigenschaften und Form also an veränderte mechanische Beanspruchung anpassen (Huiskes 1980, Schneider et al. 1989, Selvik 1989, Snorrason und Karrholm 1990), um dadurch die Funktion des Skeletts unter sich ändernden biomechanischen Vorraussetzungen immer so gut wie möglich aufrecht erhalten zu können. Dieser funktionelle Umbau wurde bereits von Wolff 1892 im „Transformationsgesetz“ und von Roux 1895 in der Lehre der „funktionellen Anpassung“ formuliert (Wolff 1892,

Roux 1895). Sie hatten festgestellt, dass ein Knochen unter abnormaler Beanspruchung, z.B. einer Fehlstellung, einem Umbauprozess unterliegt und sich so in seiner Struktur wieder genau der neuen Beanspruchung anpassen kann. Pauwels entwickelte diese Theorie weiter zur Lehre des funktionellen Aufbaues des Knochens (Pauwels 1960).

Eine Zunahme der Knochendichte kann zum Beispiel bei intensiver Trainingsbelastung und unter medikamentöser Behandlung auftreten. Umgekehrt kann die Knochendichte während des Alterns, bei Immobilisation und unter bestimmten Stoffwechselbedingungen abnehmen (Jones et al. 1977, Woo et al. 1981).

Dass sich die Form der Querschnittsfläche der langen Röhrenknochen während des Alterns verändert, kann als ein kompensatorischer Vorgang angesehen werden, der altersbedingten Abnahme der Knochendichte und der Verschlechterung der biomechanischen Eigenschaften entgegenzuwirken. Epidemiologische Untersuchungen weisen darauf hin, dass mit der altersbedingten verminderten Knochendichte und Knochenfestigkeit kein dramatischer Anstieg der Inzidenz von Schaftfrakturen bei älteren Menschen einhergeht. Es scheinen also bei geringeren mechanischen Belastungen kompensatorische Mechanismen eine Rolle zu spielen (Hayes 1991). Bei sehr hoher mechanischer Belastung wie beim Sturz sind solche Kompensationsmechanismen jedoch nicht ausreichend.

1.1.7 Mechanische Eigenschaften

Der Anatom Meyer hat 1873 erstmals erkannt, dass Form und Aufbau des Knochens an seine mechanischen Aufgaben angepasst sind (Meyer 1873). Er erkannte beispielsweise in der Trabekelstruktur des proximalen Femur ein statisches Konstruktionsprinzip, nach welchem die Trabekel als krafttragende Elemente Zug– und Drucktrajektorien bilden.

Um Knochengewebe als ein Material zu beschreiben und seine Qualität als solches zu quantifizieren, verwendet man mechanische Parameter wie Elastizität oder Festigkeit, wie sie auch in der Materialwissenschaft vorkommen. Für die mechanische Belastbarkeit des Knochens sind die Funktion und Verbundstruktur seiner zellulären Bauelemente, sein Mineral–, insbesondere sein Calciumgehalt und die Anzahl der Mikrofrakturen von wesentlicher Bedeutung. Ändern sich diese im Alter oder im Krankheitsfall, zieht dies eine Verschlechterung der

mechanischen Parameter nach sich. Dadurch entsteht ein erhöhtes Risiko der Frakturierung oder des Versagens einer Implantat–Knochen–Verbindung.

1.2 Die Schraubenosteosynthese

1.2.1 Prinzipien der operativen Frakturbehandlung

Dass neuer Knochen auch unter Druck entstehen kann, hatten Wolff und Roux bereits im letzten Jahrhundert erkannt (Wolff 1870, Wolff 1892, Roux 1895). Die Schweizerische Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (AO) wies nach, dass hoher Druck unter stabilen Verhältnissen keine Knochenresorption zur Folge hat, und schaffte mit den Prinzipien der Osteosynthese die Grundlage für die Kompressionsosteosynthese in der operativen Frakturbehandlung (Müller et al. 1992): Die Vitalität von Knochen und Weichteilen seien zu erhalten, es müsse die richtige Repositionstechnik angewendet und eine stabile Osteosynthese geschaffen werden, mit der postoperativ wenigstens eine Teilbelastung möglich sei und die richtige Stellung bis zur knöchernen Konsolidation erhalten werden könne.

Die Implantate sollten adäquat dimensioniert verwendet und vorwiegend auf Zug und Druck, nicht auf Biegung beansprucht werden, da es sonst zu Ermüdungsbrüchen kommt. Dafür muss der Einsatz der Osteosynthesen biomechanisch zweckmäßig nach dem Prinzip des Verbundes zwischen Knochen und Implantat erfolgen. In der Regel ist ein Implantat nicht geeignet, die volle Belastung zu tragen. Osteosynthesen müssen so angelegt sein, dass der Knochen, im Verbund mit den Platten und Schrauben, die Beanspruchung selbst trägt. Die Herabsetzung großer Biegebeanspruchungen kann durch das in der Statik gebräuchliche Entlastungsprinzip (Zuggurtungsprinzip) technisch umgesetzt werden. Fasst man den menschlichen Bewegungsapparat als System von Tragachsen und Zuggurten auf, werden zum Beispiel die langen Röhrenknochen der unteren Extremität durch die Muskel– und Faszienzüge axial zur Hauptachse auf Druck beansprucht und so die Ausschaltung großer Biegekräfte erzielt (Debrunner 1995 b).

1.2.2 Frakturheilung unter stabiler innerer Fixation

Eine absolut stabil fixierte Fraktur ohne Mikrobewegungen unter Wechsellast ist die Voraussetzung für die sogenannte primäre Knochenheilung, bei der ein Frakturkallus völlig fehlt („soudure autogène“) (Danis 1949). Mikrobewegungen an

den Kontaktstellen des Frakturspaltes unter wechselnder funktioneller Belastung verursachen Knochenzerstörung und –resorption, umgekehrt ermöglicht mechanische Ruhe Knochenumbau und –anbau bis an die Kontaktfläche zwischen Knochen und Implantat. Somit ist die mechanische Ruhigstellung in der Einheilphase Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Osseointegration durch primär stabile Implantatverankerung (Pauwels 1960, Schenk und Hermann 1983, Schneider 1987, Yamaji 2001).

Eine starre Verbindung zwischen Knochen und Implantat kann durch Presspassung oder interfragmentären Kompressionsosteosynthesen und mittels Verschraubung erzielt werden. Neben der Auswahl der geeigneten Operationstechnik spielen die Materialeigenschaften des Implantates einschließlich seines Beschichtungsmaterials sowie das Implantatdesign selbst eine entscheidende Rolle.

1.2.3 Die Kortikalisschraube

Schraubenimplantate erfüllen unterschiedliche Funktionen: Sie dienen als interfragmentäre Zugschrauben der stabilen Fixierung von Knochenfragmenten untereinander, sie fungieren als Teil eines internen oder externen Fixateurs oder befestigen Osteosyntheseplatten zur Überbrückung des Frakturspalts am frakturierten Knochen.

Man unterscheidet nach Art des zu versorgenden Knochens Kortikalis– und Spongiosaschrauben, nach dem Einbringverfahren selbstschneidende Schrauben und solche, die das Schneiden eines Gewindes erfordern.

Als Osteosynthesematerial weisen Schrauben je nach Einsatzgebiet bestimmte geometrische Merkmale auf, relevant sind die Länge des Schraubenschaftes, der Außen– und Kerndurchmesser des gewindetragenden Teils, die Gewindegeometrie sowie die Größe und Form des Schraubenkopfes. Der Schraubenkopf trägt eine schlitzförmige, kreuzförmige, quadratische oder einem Sechskantimbus angepasste Vertiefung. Osteosyntheseschrauben werden mittlerweile in verschiedenen Materialausführungen wie Reintitan, chirurgischem Stahl (Chrom–Kobalt–Molybdän–Legierungen) oder sogar resorbierbaren Materialien angeboten.

Die AO–Kortikalisschraube wurde im Jahr 1958 von Maurice E. Müller entwickelt und gehört seither zum weltweiten Standard der operativen Frakturbehandlung

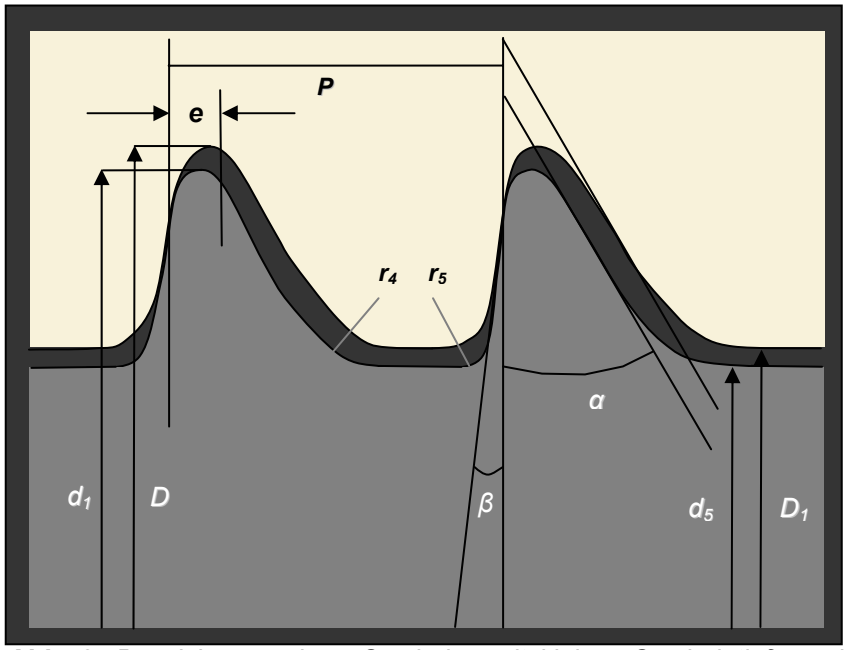

Abb. 2: *Bezeichnung eines Gewindes mit kleiner Gewindetiefe und d_1=4,5 mm (Kurzzeichen HA 4,5) (angelehnt an: Chirurgische Implantate: Gewinde für Knochenschrauben und Muttern, DIN 58 810, März 1984, Normenausschuss Feinmechanik und Optik (NA FuO) im DIN Deutsches Institut für Normung e. V.); d_1: Außendurchmesser der Schraube; d_5: Innendurchmesser der Schraube; D: Außendurchmesser des Muttergewindes; D_1: Kerndurchmesser des Muttergewindes; α: Flankenwinkel, spitzenseitig, β: Flankenwinkel, kopfseitig; r_4: Radius am Kern, spitzenseitig; r_5: Radius am Kern, kopfseitig; e: Ausrundung der Gewindespitze; P: Steigung*

Tab.1: *Gewindeparameter nach DIN 58 810 der Kortikalisschraube mit 4,5 mm Durchmesser*

Kurz-zeichen	Durch-messer d_1	Kern-durchmesser d_5	Ausrundung der Gewinde-spitze e	Steigung P	Radius am Kern spitzen-seitig r_4	Radius am Kern kopf-seitig r_5	Flanken-winkel spitzen-seitig α	Flanken-winkel kopf-seitig β
HA 4,5	4,5 mm	3 mm	0,1 mm	1,75 mm	1 mm	0,3 mm	35°	3°

(Müller et al. 1977). Sie ist in die Normen DIN 58 810 und ISO 5835/1 eingegangen (Abb. 2).

Die DIN 58 810 enthält auch die Parameter eines 4,5–mm–Muttergewindes, welches jedoch nicht dem Gewinde des Gewindeschneiders bzw. des geschnittenen Knochengewindes, sondern dem Gewinde einer Implantat–Mutter entspricht. Für die Abmessungen der Gewindeschneider gibt es keine Norm. In der Regel besitzen sie die gleichen Abmessungen und Toleranzen wie die Schraube.

Nach der DIN–Norm werden die Gewindeprofile in solche mit kleiner (HA) und mit großer Gewindetiefe (HB) unterteilt. Bei Kortikalisschrauben, Kleinfragmentschrauben, Fingerschrauben und Malleolarschrauben wird das

Gewindeprofil mit kleiner Gewindetiefe angewendet; bei Spongiosaschrauben das mit großer Gewindetiefe.

Alle AO–Schrauben haben einen sechskantigen Imbus und bedürfen eines entsprechenden Schraubenziehers. Diese Besonderheit ist von Vorteil, weil die direkte Übertragung des Drehmoments auf die Schraube das Ein– oder Ausschrauben erleichtert und die Gefahr verringert, den Schraubenkopf zu verletzen. Die genaue Passform von Schraubenkopf und Schraubenzieher ermöglicht, dass die Einschraubrichtung bzw. die Schraubenlage im Gewebe während der Operationen durch den Schraubenzieher als Verlängerung exakt kontrolliert werden kann.

Die Verankerungsstabilität der Kortikalisschraube wird beeinflusst von den das Gewindedesign beschreibenden Parametern (Tab. 1) und von ihrer Insertionstiefe im Lagergewebe, d.h. der Anzahl der verankerten Gewindegänge.

Das Anziehen der Schrauben bei der Operation bewirkt kontinuierlichen Druck und damit Vorspannung, womit Stabilität auf mikroskopischer Ebene erzeugt wird. Unter solchen Bedingungen findet Knochenanbau statt, bei Instabilität hingegen ist Knochenresorption zu beobachten.

Im Jahr 1963 trug unter anderem H. Wagner mit seinen Arbeiten über die Reaktion des Knochens auf Schraubenimplantation zur Grundlagenforschung bei (Wagner 1963). Abb. 3 zeigt anhand eines histologischen Schnittes die Knochenbildung im Gewindegang einer AO–Kortikalisschraube acht Jahre nach der Osteosynthese: Um möglichst viel Knochen in den Gewindegängen zu erhalten, wird das Gewinde entweder mit einem (nicht genormten) Gewindeschneider vorgeschnitten, oder es werden selbstschneidende Schrauben verwendet. Links der Kittlinie in Abb. 3 ist autochthone, umgebaute Kortikalis zu erkennen, rechts davon füllt neuer Lamellenknochen den Gewindegang aus. Entsprechend ist ein schematisches Gewinde einer AO–Kortikalisschraube im Profil gegenübergestellt: Die Gewindezüge sind breit ausladend, entscheidend für den Halt im Knochen. Der Flankenwinkel α ist klein, die dazwischenliegenden Rinnen breit. Die dem Schraubenkopf zugewandten Flächen des Gewindes nehmen den Druck auf und übertragen ihn auf den Knochen. Sie sind horizontal ausgerichtet, somit wirken Druckkräfte senkrecht zu ihrer Oberfläche.

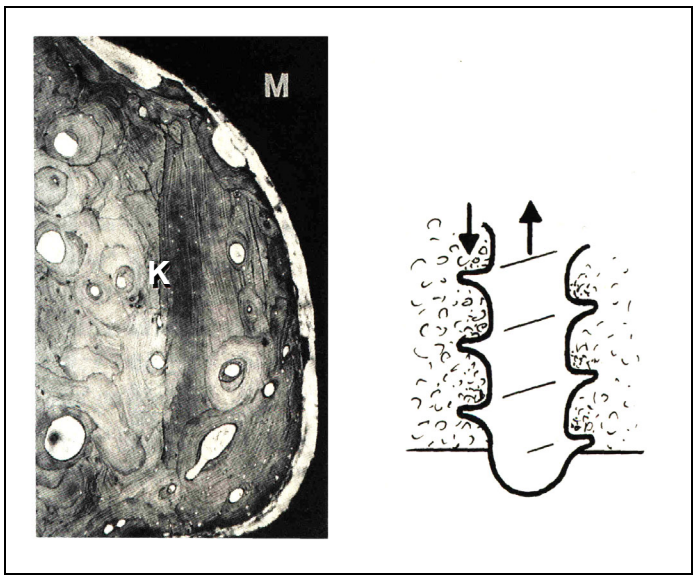

Abb. 3: *Links: Histologischer Schnitt der Knochenbildung im Gewindegang einer AO–Kortikalisschraube (M, schwarz) acht Jahre nach der Osteosynthese. Die senkrechte Kittlinie (K) entspricht dem Rand des ehemaligen Bohrloches vor dem Gewindeschneiden. Rechts: Schemazeichnung des Gewindes einer AO-Schraube im Profil (Debrunner 1995 c)*

1.2.4 Kompressionsosteosynthese

Die normale Kortikalis des Erwachsenen hat eine hohe Druckfestigkeit, was eine hochbelastende Bearbeitung des Knochens mit Osteosynthesen erlaubt.

Mit Zugschrauben können zwei Knochenfragmente fest zusammengepresst werden. Somit sind sie für stabile Osteosynthesen von großer Bedeutung. Als Stabilisierungsprinzip gilt bei der Kompressionsosteosynthese die Vorspannung: Zur Erzeugung eines ausreichenden interfragmentären Drucks werden die Knochenbruchstücke fest gegeneinander gepresst und so unverschieblich fixiert. Der Kompressionsdruck erzeugt Vorspannung und damit maximale Stabilität durch Verzahnung und Reibung an der Kontaktstelle der beiden Fragmentoberflächen. Der konstante Druck durch die Vorspannung schädigt den Knochen nicht, sondern gewährleistet durch die absolute Stabilität die primäre Knochenheilung (Abb. 4). Die Vorspannung muss dabei größer sein als die funktionelle, wechselnde Belastung.

Da an größeren Knochen Schrauben alleine nicht genügen, muss die Fixation durch Platten verstärkt und gesichert werden („Neutralisationsplatte“). Bei der Plattenosteosynthese kann die Gegenkortikalis unter Druck gesetzt und so eine ausreichende Stabilität erzielt werden, indem die Platte vorgebogen ist und nach dem Gleitlochmechanismus gearbeitet wird. „Das Schicksal der Osteosynthese

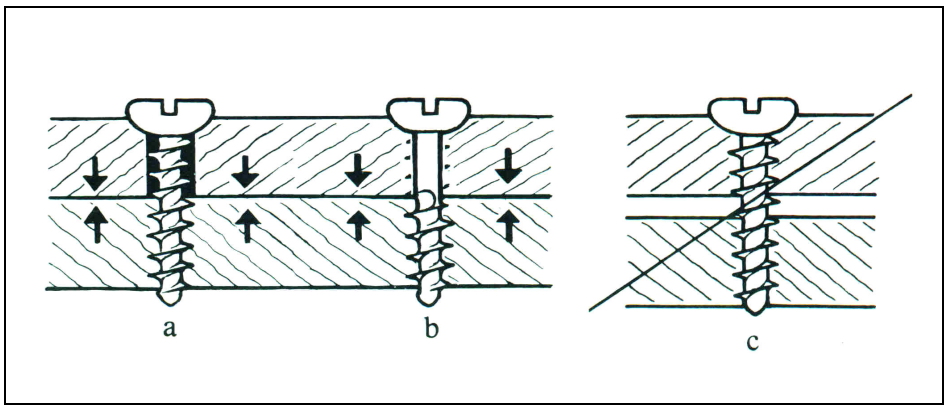

Abb. 4: *Die Zugschraube sollte mit ihrem Gewinde nur das distale Fragment fassen, sonst sperrt es. Somit darf die Zugschraube entweder nur vorne ein Gewinde haben, oder das Schraubenloch im proximalen, näheren Fragment wird soweit aufgebohrt, dass die Gewindegänge hier hindurchgleiten können. Würde ein durchgehendes Schraubengewinde beide Fragmente fassen, wäre es nicht möglich, diese zusammenzupressen (Debrunner 1995 d)*

liegt in der Gegenkortikalis“ (M. E. Müller) (Debrunner 1995 e) (Abb. 5). Auch bei wechselnder Biegebeanspruchung kann der Knochen die entstehenden Druckkräfte übernehmen, und in der (vorgespannten) Platte treten nur Zugkräfte auf. Dieser „echte Verbundbau“ hält der physiologischen Beanspruchung stand, der Knochenbruch kann unter stabilen Verhältnissen ausheilen und wird tragfähig, bevor die Platte Ermüdungserscheinungen zeigt.

Auf diese Weise können interfragmentäre Zugschrauben eingesetzt oder Platten und Prothesenteile mit Schrauben stabil am Knochen befestigt werden.

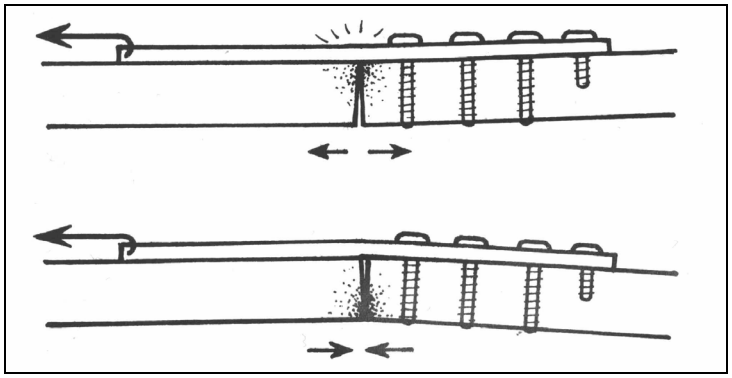

Abb. 5: *Oben: Mittels des Spanngerätes werden die Fragmentenden aufeinandergepresst. Dadurch entsteht bei flach anliegender Platte auf der Gegenseite ein Spalt. Die Platte wird als alleiniger Kraftüberträger auf Biegung beansprucht und kommt meist früher oder später zu Bruch, während die Frakturheilung durch die ständigen kleinen Bewegungen im Bruchspalt verhindert wird. Unten: Durch eine vorgebogene Platte kann die gegenseitige Kortikalis unter Druck gesetzt werden (Debrunner 1995 f)*

1.2.5 Finite–Elemente–Modell der Schrauben–Knochen–Verbindung

Die bei axialer Belastung wirkenden Kräfte bauen intraossär ein Spannungsfeld auf. Will man die Stabilität des Implantats im Knochen verbessern, gilt es, dieses Spannungsfeld zu minimieren.

Die Ergebnisse der in dieser Arbeit durchgeführten Versuche sollten der Entwicklung und der Überprüfung eines rotationssymmetrischen Finite–Elemente–Modells dienen, welches anhand von dreidimensional geltenden Werkstoffgesetzen, Versagenskriterien und Spannungszuständen die maximale, initiale Haltekraft einer Schrauben–Knochen–Verbindung unter axialer Belastung im Voraus berechnen kann. Das Finite–Elemente–Modell selbst ist nichtlinear und zweidimensional, rotationssymmetrisch und berücksichtigt sowohl die Reibung zwischen Knochen und Schraube als auch die Plastizität des kortikalen Knochengewebes nach einem Fließgesetz nach Drucker und Prager (Bergander 1992).

Die verschiedenen Parameter zur Beschreibung der Gewindeform beeinflussen die maximale Haltekraft der Schraube im Knochen. Entscheidend hierbei sind die Gewindesteigung und der Winkel der dem Schraubenkopf zugewandten Gewindeflanke, die vorwiegend auf Druck beansprucht wird.

Gemäß der anisotropen Eigenschaften des kortikalen Knochen wurde berücksichtigt, dass die Steifigkeit des Knochens axial zur Schraubenachse geringer sein muss als die Steifigkeit in radialer bzw. tangentialer Richtung. Zwischen den beiden letztgenannten konnte aufgrund der Rotationssymmetrie des Modells bezüglich der Schraubenachse nicht unterschieden werden.

Außerdem mussten die nichtlinearen irreversiblen, bei hoher Belastung charakteristischen Veränderungen des Knochengewebes hinreichend beachtet werden. Das ideal–elastisch–plastische Fließgesetz nach Drucker und Prager ohne Verfestigung beschreibt das hinsichtlich Zug und Druck unsymmetrische Fließverhalten des kortikalen Knochens.

1.3 Ziele der Arbeit

Vor allem beim alten, brüchigen oder osteoporotischen Knochen ist die Einbringung stabiler Osteosynthesen kaum oder gar nicht mehr möglich. Im dünneren kortikalen Knochen finden Schrauben keinen ausreichenden Halt mehr und reißen unter dauerhafter Belastung schließlich aus. So stoßen beim gesunden

Knochengewebe bewährte Behandlungsmethoden an ihre Grenzen und zufrieden stellende Heilungsergebnisse bleiben aus.

In bisher durchgeführten Studien wurden die genauen Auswirkungen einer Vergrößerung des schraubenkopfnahen Flankenwinkels von Kortikalisschrauben auf die Haltekraft im humanen Femurschaft des alten Menschen noch nicht hinreichend untersucht. Durch eine Abflachung der Gewindesteigung fand man bereits einen signifikant positiven Einfluss auf die axiale Verankerungsstabilität des Implantats im Knochen (Hackenberg et al. 1998).

Es stellte sich daher die Frage, ob man durch ein verändertes Design des Schraubengewindes erreichen könnte, dass die primäre Verankerungsstabilität der Schraubenosteosynthese im alten oder osteoporotischen kortikalen Knochen und auf längere Sicht die Heilungschance von Schaftfrakturen alter Menschen verbessert werden kann.

Das FE–Programm stützt sich auf Werkstoffparameter, die hinsichtlich des alten, kortikalen Knochengewebes mit seinen anisotropen Eigenschaften zunächst durch entsprechende Belastungsversuche ermittelt werden mussten, da der zur Verfügung stehenden Literatur auch hierzu keine passenden Parameter entnommen werden konnten.

Die FE–Analyse ließ vermuten, dass die maximale Haltekraft der AO–Kortikalisschraube im kortikalen Knochen durch eine Modifizierung ihrer asymmetrischen Gewindeform erhöht werden kann. Unter Verwendung der neu ermittelten Werkstoffparameter wurde eine neue Gewindeform entworfen.

Es galt dann, experimentell zu überprüfen, wie stark – verglichen mit der Simulation – ein größerer schraubenkopfnaher Flankenwinkel das an der Grenzschicht Knochen–Implantat wirkende Kräftemuster zugunsten einer besseren Stabilität der Schrauben–Knochen–Verbindung verändert. Die Daten wurden in Schraubenausdrückversuchen erhoben, um erstmalig zwischen Simulation und Experiment vergleichen zu können. Daraus sollten Ansätze zur weiteren Gewindeoptimierung abgeleitet und Fehlerquellen analysiert werden.

Zusammengefasst resultierten für unsere Untersuchung folgende Fragen:

I. Welche Eigenschaften hinsichtlich Querschnittsfläche und Knochendichte weist die humane Femurdiaphyse des alten Menschen auf?

II. Welche Materialeigenschaften (Elastizität, Festigkeit) zeigen die humanen Kortikalisproben bei Belastung durch Zug, Druck und Torsion?

III. Welche maximale Haltekraft erreicht eine Gewindeform mit größerem Flankenwinkel im Experiment in humanen Kortikalisproben?

2 MATERIAL UND METHODEN

2.1 Untersuchungsgut

Das Probenkollektiv bestand aus insgesamt 15 humanen Femora, die ein Altersspektrum zwischen 79 und 100 Jahren aufwiesen, davon stammten sechs von männlichen und neun von weiblichen Verstorbenen. Die Knochenproben wurden bei -20°C tiefgekühlt gelagert und vor den jeweiligen Versuchen in Kochsalzlösung aufgetaut. Das Studienprojekt erfüllte die in Deutschland geltenden Bestimmungen zum Einsatz humaner Knochenmaterialien in experimentellen Studien und wurde von einer unabhängigen Ethikkommission genehmigt.

2.1.1 Vorbereitungen

2.1.1.1 Herstellung von Zylinder– und Segmentstücken

Zur Herstellung der verschiedenen Prüfkörper für die Belastungstests musste der Knochen in mehreren Schritten bearbeitet werden.

Vor Beginn der eigentlichen Sägearbeiten wurde die Oberfläche der Femora geglättet und gesäubert, indem die noch anhaftenden Weichteile bis auf das Periost vollständig entfernt wurden. Dann wurde die jeweilige Gesamtlänge der einzelnen Femora ermittelt. Mit einer Handsäge wurde das Femur in der Mitte der abgemessenen Länge geteilt, durch einen zweiten Schnitt an der distalen Knochenhälfte wurde ein 12 cm langes Diaphysenstück abgesetzt.

Die weiteren Arbeitsschritte erfolgten an einer wassergekühlten Diamant–Bandsäge (Hersteller: Exakt) unter Zuhilfenahme spezieller Einspannvorrichtungen, die an den Schlitten der Bandsäge angebracht werden und das zu bearbeitende Knochenstück fixieren konnten.

Aus dem 12 cm langen Diaphysenstück sollte ein genau 50 mm langes Zylinderstück herausgesägt werden. Dazu wurde die Diaphyse in eine mit zwei Greifarmen ausgestattete Haltevorrichtung eingespannt und ein erster Sägeschnitt ca. 55 bis 60 mm vom proximalen Ende entfernt gesetzt (Abb. 6).

Das anfallende distale Stück wurde für die späteren Ausdrückversuche konserviert. An ihm wurde das proximale Ende mit einer Markierung versehen, um die ehemalige Lage in vivo reproduzieren zu können.

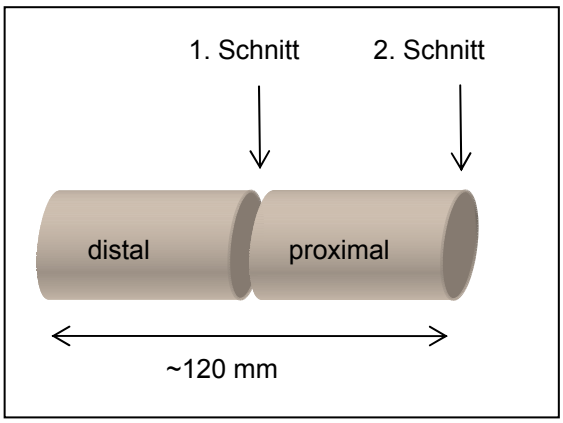

Abb. 6: *Schnittführung an der Femurdiaphyse*

Am proximalen Stück, das noch in der Einspannverrichtung fixiert war, wurde in 50 mm Abstand eine zweite Schnittfläche gesägt (Abb. 5). Dieser zweite Schnitt befand sich dadurch ganz am proximalen Ende der Diaphyse, als Schnittrest fiel hier eine schmale Knochenscheibe an.

Bei allen Arbeitsschritten an der Bandsäge wurde der Schnittverlust durch das Sägeblatt (0,4 mm) beachtet. Der Abstand zwischen den beiden Anschlägen der Einspannvorrichtung musste demnach auf 50,4 mm eingestellt werden.

Durch die Verwendung des Bandsägschlittens war sichergestellt, dass die beiden entstandenen Schnittflächen des proximalen Zylinderstücks genau parallel zueinander waren.

Es sollte gewährleistet sein, dass die aus den 15 Femora entnommenen Knochenproben für die verschiedenen Belastungstests aus vergleichbaren Regionen des Röhrenknochens stammten und alle Knochen nach dem gleichen Arbeitsablauf bearbeitet wurden. Deshalb legte man fest, dass das Knochenstück, aus dem die Proben für die implantatfreien Belastungsversuche hergestellt werden sollten, aus dem proximaleren Diaphysenstück gewonnen werden sollte und aus dem distaleren die Proben für die Belastungsversuche mit den Schraubenimplantaten.

Die Knochenmineraldichte der proximalen Diaphysenstücke wurde im pQCT gemessen (siehe 2.2).

Nun wurde das proximale Zylinderstück weiter bearbeitet. Mit einer Einspannvorrichtung, in die das Knochenstück aufrecht eingebracht werden konnte, wurden vier 6 mm breite Segmentstücke hergestellt.

Zur Vereinheitlichung werden die Richtungen des Röhrenknochens durch ein Koordinatensystem beschrieben, welches bei den später entstehenden Probekörpern an die ursprüngliche Lage im Röhrenknochen und somit immer

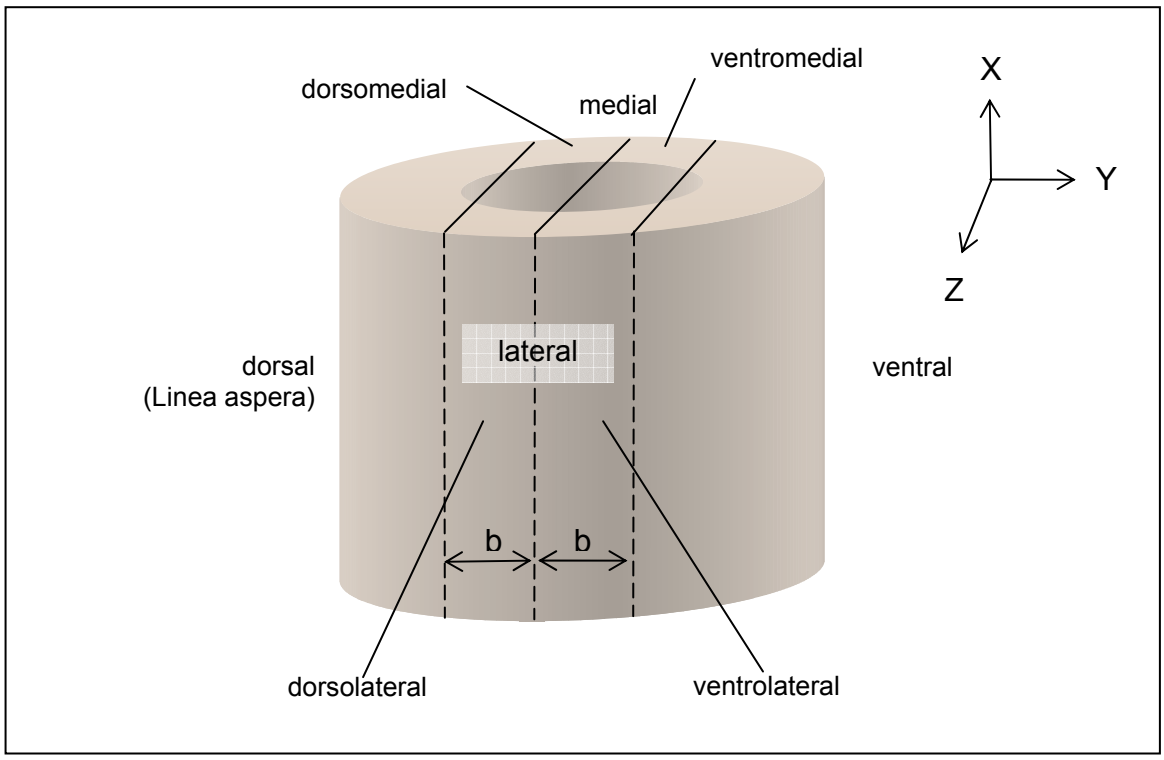

Abb. 7: *Schnittführung am proximalen Zylinderstück; Probenbreite b = 6 mm*
Koordinatensystem:

X	*proximal – distale*	*longitudinale (axiale) Richtung*	*später L/ L_0*
Y	*ventral – dorsale*	*tangentiale Richtung*	*später b*
Z	*endostal – periostale*	*radiale Richtung*	*später d*

wieder an den Verlauf der axial ausgerichteten kortikalen Knochenstrukturen erinnern soll (Abb. 7).

Beim Einspannen des Zylinders in aufrechter Position wurden die beiden Greifarme der Haltevorrichtung zur Fixierung des Knochenstücks nicht rechts und links vom Sägeblatt, sondern auf derselben Seite positioniert, um ein Auseinanderweichen der beiden Schnitthälften während eines Schnittes zu vermeiden.

Die Fertigung des ersten Schnitts mit der Bandsäge erfolgte ganz außen an der freien, nicht fixierten Seite des Knochenstücks, der zweite und dritte jeweils näher in Richtung der Greifarme. So konnte das in der Haltevorrichtung einmal fixierte Stück während der drei Sägeschnitte durchgehend eingespannt bleiben; andernfalls wäre die Parallelität der Schnittflächen nicht mehr gewährleistet gewesen.

Nach dem ersten Sägeschnitt wurde der Schlitten einschließlich des fixierten Knochenstücks relativ zum Sägeblatt mit der Millimeterspindel um 6,4 mm verstellt, wobei wiederum der Schnittverlust von 0,4 mm mit einberechnet wurde. Mit der Millimeterspindel konnte bei den Einstellungen eine Genauigkeit von 0,1 mm erzielt werden.

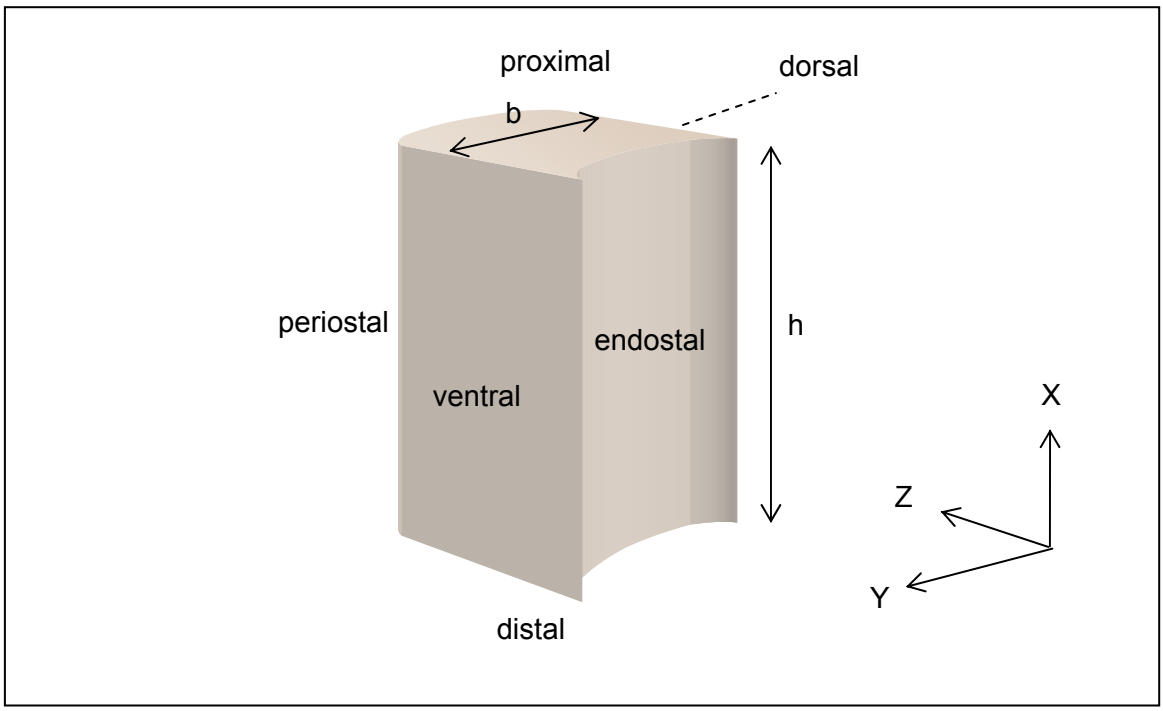

Abb. 8: *Segmentstück: Breite b = 6 mm, Höhe h = 50 mm*

Insgesamt waren aus den 15 Femora fünfzehnmal vier Segmentstücke entstanden (Abb. 8).

2.1.1.2 Gruppeneinteilung

Entsprechend ihrer ursprünglichen Lage im Röhrenknochen wurden die Segmentstücke zu vier Gruppen mit jeweils 15 Proben eingeteilt:

Bevor die Knochenproben einer Belastung durch Zug, Druck oder Torsion ausgesetzt werden konnten, mussten die Segmentstücke weiter bearbeitet werden, um die Knochenproben in eine den verschiedenen Belastungsarten angepasste Form zu bringen. Dazu wurde festgelegt, welche „Gruppe“ von Segmentstücken zu welchen Prüfkörpern weiterbearbeitet werden sollte:

Gruppe 1	dorsolateral	Zugproben
Gruppe 2	dorsomedial	Druckproben (Quader und Würfel)
Gruppe 3	ventromedial	Torsionsproben
Gruppe 4	ventrolateral	Ersatz

2.1.2 Herstellung der Prüfkörper für die Belastungsversuche

2.1.2.1 Herstellung der Zugproben

Die Segmentstücke der Gruppe 1 sollten zu Zugstäbchen weiterbearbeitet werden. Sie hatten bis zu diesem Zeitpunkt jeweils zwei Mal zwei zueinander parallele Seiten, das dritte Seitenpaar entsprach noch der ursprünglichen endostalen und periostalen Fläche. Diese beiden noch unbehandelten Seiten

eines Segmentstückes wurden mit einer Universal–Fräsmaschine im mittleren Teil verjüngt, an den Enden wurden diese Flächen unbehandelt belassen. Das Stäbchen war auf einer Länge von 30 mm verjüngt, die belassenen Enden waren jeweils 10 mm lang.

Die Querschnittsfläche des verjüngten Stäbchenschafts war rechteckig und hatte die Maße 3 x 6 mm² bzw. 3 x 3 mm² (Abb. 9).

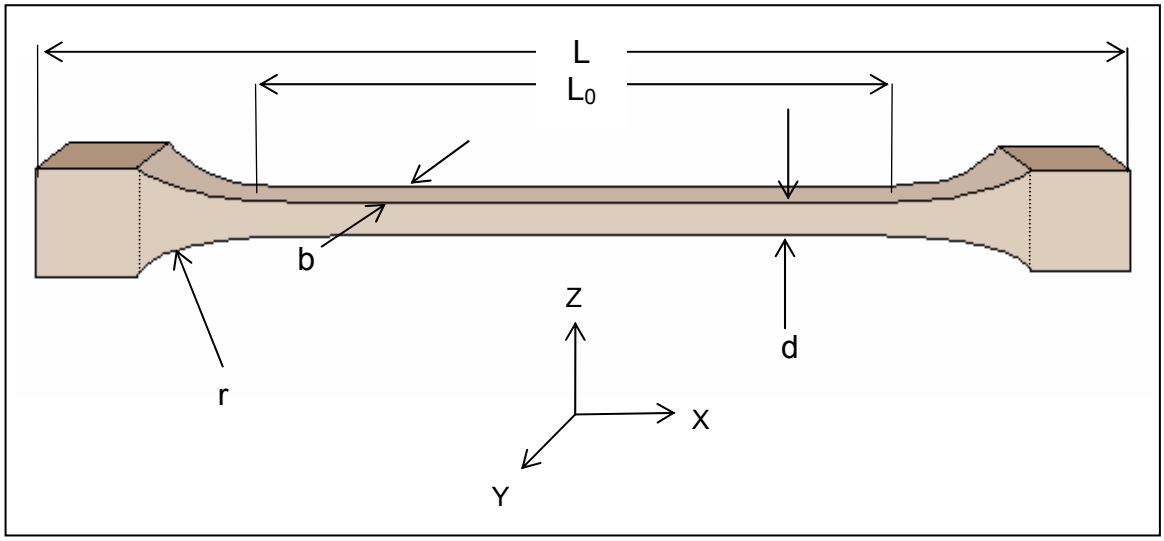

Abb. 9: *Zugprobe: Probenlänge L = 50 mm; Messlänge L0 (X) = 30 mm; Probenbreite b (Y) = 6 mm bzw. 3 mm; Probendicke d (Z) = 3 mm; Radius des Fräswerkzeugs (R5): r = 5 mm*

Zehn der 15 Proben einschließlich einer Probe als Vorversuch wurden mit diesen Probenmaßen angefertigt.

In den Zugbelastungsversuchen stellte sich heraus, dass einige Zugproben mit der Querschnittsfläche 3 x 6 mm² in der Einspannvorrichtung verrutschten, bevor sie zerstört wurden. In diesen Fällen mussten die Zugproben fester eingespannt werden. Durch das Einspannen des Probekörpers in der Einspannvorrichtung durfte jedoch die Einbettung der Proben in Knochenzement (Technovit®) oder die Probe selbst nicht zerstört werden, die Einspannkraft war somit auch begrenzt. Zur Erleichterung wurde die Querschnittsfläche der noch nicht getesteten übrigen fünf Proben von 3 x 6 mm² auf 3 x 3 mm² verkleinert, indem die Probenbreite b von ursprünglich 6 mm auf 3 mm verjüngt wurde.

Die genauen Querschnittsmaße jeder Zugprobe wurden vor Versuchsdurchführung an drei verschiedenen Stellen mit einer digitalen Messlehre ausgemessen und daraus der Mittelwert errechnet.

Die Enden der Zugstäbchen sollten in die Haltevorrichtung der Zwick–Prüfmaschine eingespannt werden, oben und unten von jeweils zwei gegenüberliegenden rauen Halteflächen fixiert.

Um die Kontaktfläche zwischen Stäbchen und Halteflächen zu vergrößern, wurden die Stäbchenenden mit Hilfe von Silikon–Förmchen in Polymethylmethacrylat (Technovit®) eingegossen.

Die ausgehärteten Technovit®–Quader hatten am Ende eine Größe von ca. 18 x 18 x 6 mm.

2.1.2.2 Herstellung der Druckproben in Quaderform

Für die zerstörenden Druckbelastungsversuche sollten aus den Segmentstücken der Gruppe 2 quaderförmige Prüfkörper hergestellt werden.

Die beiden noch nicht bearbeiteten (endostale und periostale) Seiten bestimmten in ihrer Form und Beschaffenheit die maximal mögliche Probendicke d der Druckquader. Waren die endostalen und periostalen Seiten aufgrund der ursprünglichen Femurform und –größe stark konkav bzw. konvex gebogen, musste durch Sägeschnitte entsprechend viel Knochen abgetragen werden, um zwei glatte Seitenflächen zu erhalten.

Die Sägearbeiten wurden wieder an oben genannter Bandsäge durchgeführt. Hier wurden wiederum die erforderlichen Bedingungen eingehalten, um die Parallelität der zwei letzten Quaderseiten zu gewährleisten.

Die Kantenlänge zwischen den früher nach proximal und distal ausgerichteten Seiten wurde als Probenlänge L_0, die zwischen den nach ventral und dorsal ausgerichteten Seiten als Probenbreite b und die zwischen den nach endostal und periostal ausgerichteten Seiten als Probendicke d definiert.

Die Probenlänge L_0 des Druckstäbchens sollte nur 10 mm betragen, deshalb wurde mit der Bandsäge ein 10 mm langes Stück vom bisher noch 50 mm langen Knochenquader abgesetzt. Dabei wurde durch die Konstruktion der Haltevorrichtung wiederum die Parallelität der Schnittführung gewährleistet.

Die so hergestellten Prüfkörper für die zerstörenden Druckversuche waren 10 mm lang, 6 mm breit und unterschiedlich dick (Abb. 10). Die Probendicke d bewegte sich zwischen Werten von 1,84 mm und 5,98 mm und bestimmte folglich die Größe der Querschnittsfläche der Druckquader. Der anfallende Schnittrest der Größe 40 mm x 6 mm x d wurde für die nachfolgende Herstellung der Druckwürfel konserviert.

Während der Arbeitsschritte wurden sowohl die Seiten des Druckquaders als auch die Seiten des Schnittrestes jeweils so gekennzeichnet, dass die ursprüngliche Lage des Knochenstücks im Röhrenknochen in vivo immer nachvollziehbar blieb.

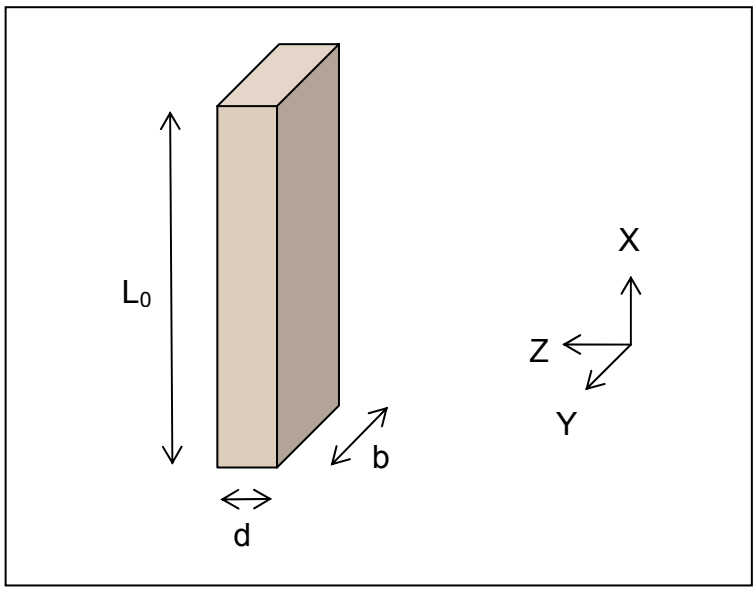

Abb. 10: *Druckprobe in Quaderform für die zerstörende Druckprüfung: Probenlänge L_0 = 10 mm; Probenbreite b = 6 mm; Probendicke d variabel*

2.1.2.3 Herstellung der Druckproben in Würfelform

Für die nicht zerstörenden Druckbelastungsversuche sollten aus den Schnittresten der Gruppe 2 würfelförmige Prüfkörper hergestellt werden.

Die kleinste Kantenlänge der Schnittreste bestimmte die Kantenlänge der entstehenden Würfel (Abb. 11). Die längeren Kanten der Schnittreste wurden mit der Bandsäge auf das kleinste Maß gekürzt. Die Parallelität der neu entstehenden Seitenflächen wurde bewahrt.

Die Seiten der Druckwürfel wurden gemäß ihrer ursprünglichen Ausrichtung im Röhrenknochen gekennzeichnet. Die Bezeichnungen Probenlänge, –breite und –dicke wurden wie bei den zerstörenden Druckversuchen verwendet.

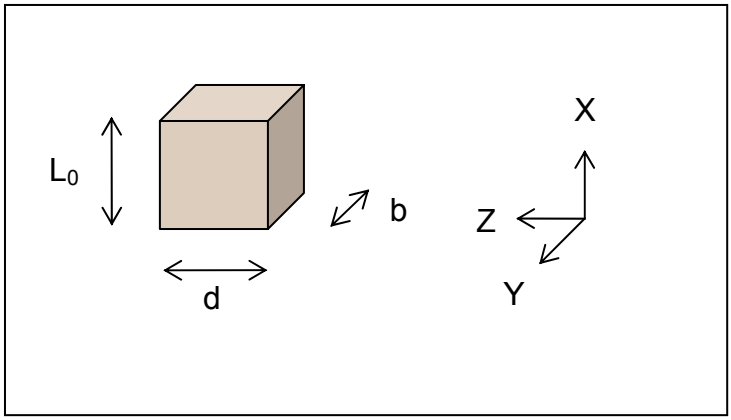

Abb. 11: *Druckprobe in Würfelform für die nicht zerstörende Druckprüfung : Probenlänge L_0 = Probenbreite b = Probendicke d = x mm*

2.1.2.4 Herstellung der Torsionsproben

Die Segmentstücke der Gruppe 3 wurden zu Torsionsproben weiterbearbeitet.

Weil diese Probekörper einer Torsionsbelastung ausgesetzt werden sollten, erhielt das Mittelstück eines Segmentstückes eine zylindrische Form, indem seine Kanten an einer Drehbank abgerundet wurden. Die Enden des Segmentstückes behielten ihre ursprüngliche Form (Abb. 12).

Der verjüngte Abschnitt des Stäbchens war 30 mm lang, die unbearbeiteten Enden jeweils 10 mm. Die kreisförmige Querschnittsfläche des verjüngten Stäbchenschafts hatte einen Durchmesser von 3,5 mm, die Fläche des Probenquerschnitts war somit 9,6 mm² groß. Auch hier wurden die Stäbchenenden in Polymethylmethacrylat (Technovit®) eingegossen.

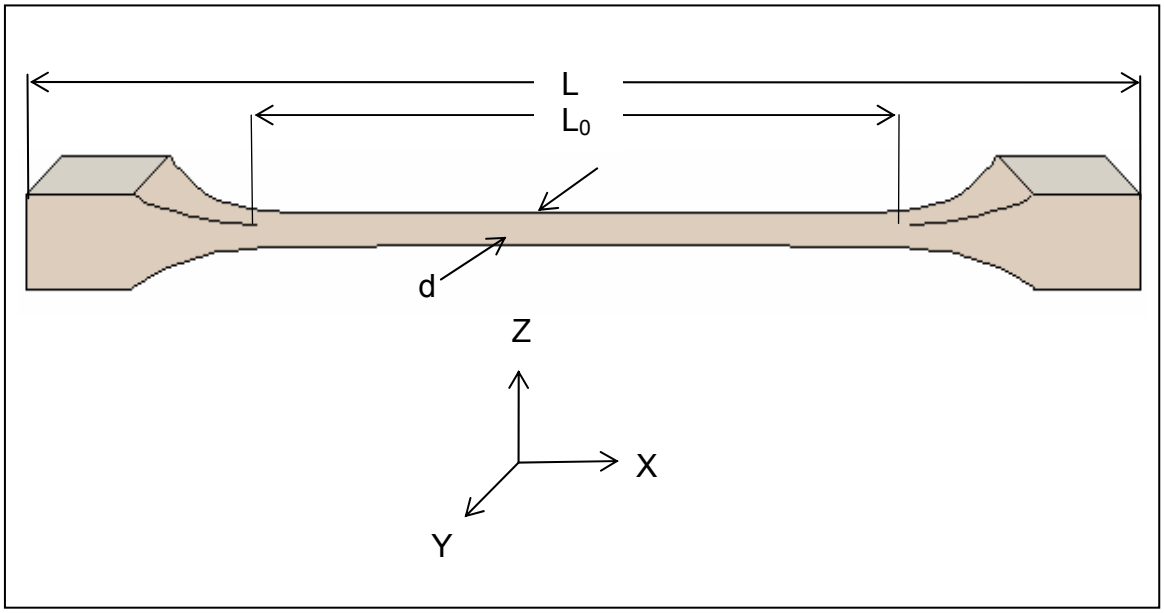

Abb. 12: *Torsionsprobe: Probenlänge L = 50 mm; Messlänge L_0 = 30 mm; Probendurchmesser d = 3,5 mm*

2.1.3 Herstellung der Prüfkörper für die Schraubenausdrückversuche

Wie in der Versuchsplanung festgelegt (siehe 2.1.1.1), wurde das konservierte, vormals distale Knochenstück zur Herstellung der Proben für die Belastungsversuche mit den Kortikalisschrauben verwendet.

Aus einem zylindrischen Knochenstück wurden jeweils zwei identische Knochenplättchen herausgesägt. Dabei stammte das erste Knochenplättchen vom proximalen Ende (später Gruppe 1), das zweite vom weiter distalen Teil des Zylinderstückes (später Gruppe 2), so dass noch ein distaler Knochenrest anfiel. Je nach Knochenform wurde der Probekörper aus dem vormals medialen oder lateralen Bereich des Femur entnommen.

Die Herstellung erfolgte wieder mit der Bandsäge, die Seiten der entstehenden quaderförmigen Knochenplättchen waren annähernd parallel. Die Proben wurden mit der digitalen Schieblehre ausgemessen (Probenmaße siehe Anhang). Sie sollten eine quadratische Grundfläche mit der Seitenlänge 20mm aufweisen und ca. 5mm hoch sein (Abb. 13).

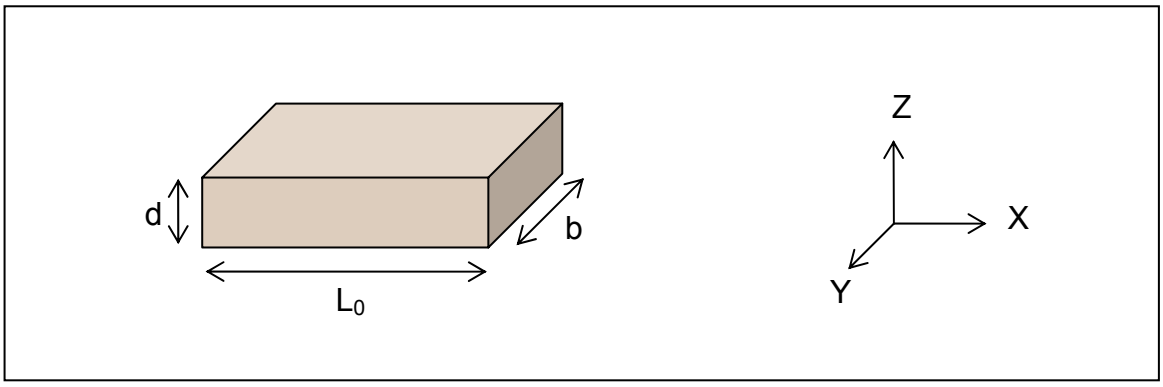

Abb. 13: *Knochenplättchen: Probenlänge L_0 = 20 mm; Probenbreite b = 20 mm; Probendicke d = 5 mm*

2.2 Messung der Knochenmineraldichte und der Knochengeometrie am CT

2.2.1 Scannen der Femora

Bei dieser Untersuchung kam ein Stratec XCT–960A–Gerät (Stratec Medizintechnik GmbH, Pforzheim, Deutschland), bestehend aus einem CT–Scanner und einer Rechnereinheit mit der CT–Software 5.20 (Versions–Stand 24.06.1996) zum Einsatz.

Die gemessenen Parameter waren die Querschnittsfläche (Cortical Shell Area, CSA in mm²), die Dichte (Bone Mineral Density, BMD in mg/cm³) und die kortikale Wanddicke in den vier verschiedenen Richtungen ventral, dorsal, medial und lateral (in mm). Für die Bestimmung der kortikalen Wanddicke legte man selbst in jeder der vier Richtungen zwei Bildpunkte – einen endostalen und einen periostalen Bildpunkt – mit dem Cursor fest, das Programm lieferte dann das Ergebnis der so ausgemessenen Wanddicke.

Für die Bestimmung der Knochendichte misst das Gerät den Schwächungskoeffizienten (in 1/cm) für jeden Bildpunkt (Voxel). Mit Hilfe des Standardphantoms für kortikalen Knochen wird dieser Schwächungskoeffizient in einen zugehörigen Dichtewert umgesetzt.

Hierfür musste zunächst eine Kalibrierung des XCT–960A–Gerätes anhand des oben erwähnten Standardphantoms erfolgen. Grundsätzlich wurde ein

Gesamtquerschnittsbild aus 15 einzelnen Scanpositionen zusammengesetzt, die jeweils um 12,5° voneinander differierten. Anhand der jeweils einem Bildpunkt zugehörigen Schwächungskoeffizienten und mit Hilfe des Standardphantoms konnten die den einzelnen Bildpunkten zugeordneten Dichtewerte ermittelt werden. Zur Erfassung der den verschiedenen Femora zugehörigen Knochenmineraldichtewerte wurden die proximalen Zylinderstücke nach einem standardisierten Verfahren im pQCT gescannt. Sie wurden luftdicht verpackt und der Länge nach in die Messvorrichtung so eingelegt, dass die proximal abgesetzte Fläche vom Bediener weg zeigte und die Mitte des Knochenstücks im Messfeld lag. Dabei wurde jedes Mal die Lage der einzelnen Knochenstücke im Messfeld ausgemessen, um eine einheitliche Positionierung zu gewährleisten.
Pro Knochenprobe konnten so im Abstand von 1 mm drei Schichten entsprechend der Horizontalebene in vivo erfasst werden. Dabei musste sichergestellt sein, dass auf allen drei Querschnittsbildern der gesamte Knochenquerschnitt zur Darstellung kam. Nach dem Scannen aller Knochenproben wurden die Querschnittsaufnahmen für die spätere Auswertung im dem pQCT–Gerät zugehörigen PC gespeichert.

2.2.2 Auswahl der Messgrößen

In der Absicht, die vorliegenden Knochenproben zunächst hinsichtlich ihrer geometrischen Eigenschaften und ihrer Knochenmineraldichte zu analysieren, wählten wir aus dem Systemprogramm folgende Messfunktionen aus:

- Kortikale Wanddicke in den Richtungen ventral, dorsal, medial und lateral
- Knöcherne Querschnittsfläche (CSA in mm^2)
- Knochenmineraldichte (BMD in mg/cm^3)

Alle in dieser Messreihe erhaltenen Daten wurden dokumentiert und für die spätere Auswertung im PC gespeichert.

2.2.3 Auswertung

Mittels der Tabellenkalkulation Excel `98 aus dem Microsoft Office Paket ´98 für Windows (Microsoft Corporation) erfolgte die Auswertung der gespeicherten CT–Daten. Am Ende der Untersuchung standen von jedem der 15 gescannten Femora jeweils drei (aus den drei Einzelschichtaufnahmen) mal sechs Messwerte für die spätere Auswertung und als Grundlage für die darauf folgenden Untersuchungen zur Verfügung.

2.3 Mechanische Prüfungen an Knochenproben

Alle Belastungstests wurden an einer Materialprüfmaschine der Firma Zwick durchgeführt. Die Zwick–Materialprüfmaschinen werden einmal pro Jahr durch die Firma Zwick kalibriert. In die Kalibrierung mit eingeschlossen sind alle verwendeten Längenänderungsaufnehmer und Kraftmessdosen.
Vorbereitend wurden die Proben vor jeder Versuchsreihe bis auf Zimmertemperatur aufgetaut. Während der Versuche wurden sie in mit Kochsalzlösung getränkten Tupfern aufbewahrt.

2.3.1 Parametervorgaben für das Materialprüfprogramm und Ergebnisparameter

Alle Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt. Als Parametervorgaben für das Material–(Zwick–)Prüfprogramm waren bestimmte Angaben erforderlich. Diese wurden für die Belastungsversuche jeweils festgelegt, dazu zählten unter anderem die Abmessungen der einzelnen Probekörper, die Vorkraft, die Prüfgeschwindigkeit und der obere ($F_{el}1$) und untere Wert ($F_{el}2$) zur E–Modul–Ermittlung. Tab. 17 im Anhang enthält alle Werte.
Tab. 16 fasst die Ergebnisparameter des Zwick–Prüfprogramms zusammen, die im Folgenden bei den jeweiligen Versuchsreihen nochmals erläutert werden; sie enthält die im Zwick–Prüfprogramm verwendeten Einheiten und die entsprechenden SI–Einheiten von maximaler Druckkraft, Bruchfestigkeit, Längenänderung und Dehnung bei maximaler Kraft, Zug–, Druck– und Schubmodul.

2.3.2 Zugversuche

2.3.2.1 Versuchsdurchführung

Beim Einspannen der Prüfkörper wurden die in Technovit eingebetteten Probenenden zwischen den Halteflächen möglichst fest eingespannt, um bei hoher Zugkraft ein Verrutschen der Probe in der Einspannung vor der endgültigen Frakturierung zu verhindern. Dennoch durften die Kräfte beim Einspannvorgang die Knochenstruktur nicht zerstören.
Die Zugbelastung des Probekörpers erfolgte entlang der Längsachse des Zugstäbchens. Die Wirkungsachse der Zugkraft war parallel zur Längsachse des Probekörpers. Durch das Herstellungsverfahren war die Längsachse des Zugstäbchens wiederum parallel zur ursprünglichen Längsachse der

Femurdiaphyse. Durch die Zugkraft resultierte eine Verlängerung des Zugstäbchens, bis dieses im verjüngten Teil frakturierte. Erst dann galt der Versuch als erfolgreich abgeschlossen.

Nach Versuchsdurchführung konnte bei den Proben F11R und F26L beobachtet werden, dass sich die Verbindung zwischen Zement und Knochen leicht gespalten hatte. Dafür konnten der Einspannvorgang vor Versuchsbeginn einerseits oder auch die hohen Zugkräfte bei der Versuchsdurchführung selbst andererseits verantwortlich gemacht werden.

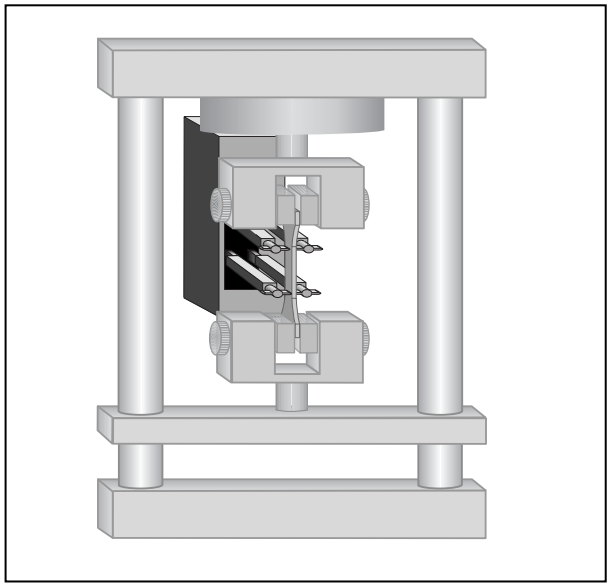

Abb. 14: *Schematischer Versuchsaufbau der Zugbelastungsversuche mit Kraftmessdose und Zugprobe*

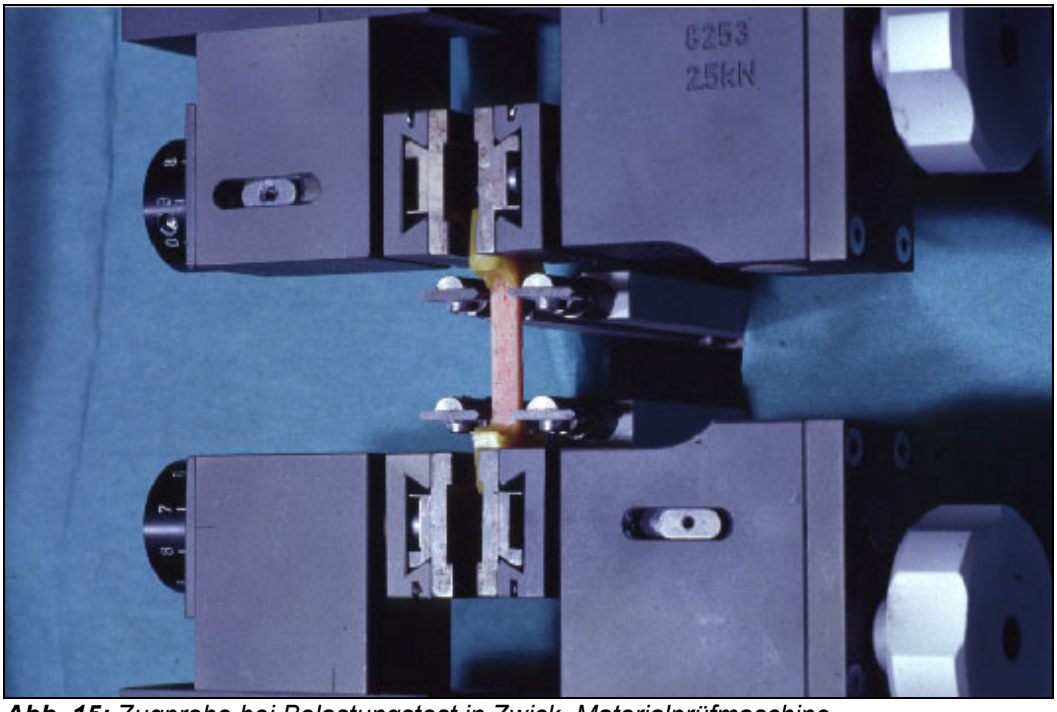

Abb. 15: *Zugprobe bei Belastungstest in Zwick–Materialprüfmaschine*

2.3.2.2 Auswahl der Messgrößen

Aus der Größe der aufgebrachten Zugkraft F und der erreichten Verlängerung ΔL des Probekörpers ließen sich die Parameter zur Beschreibung der Elastizität und der Festigkeit des Knochenmaterials ermitteln. Zielgrößen des Versuchs waren die Bruchfestigkeit bei Zugbelastung und der Zugmodul. Die primär gemessenen und daraus abgeleiteten Größen waren im Einzelnen (Abb. 16):

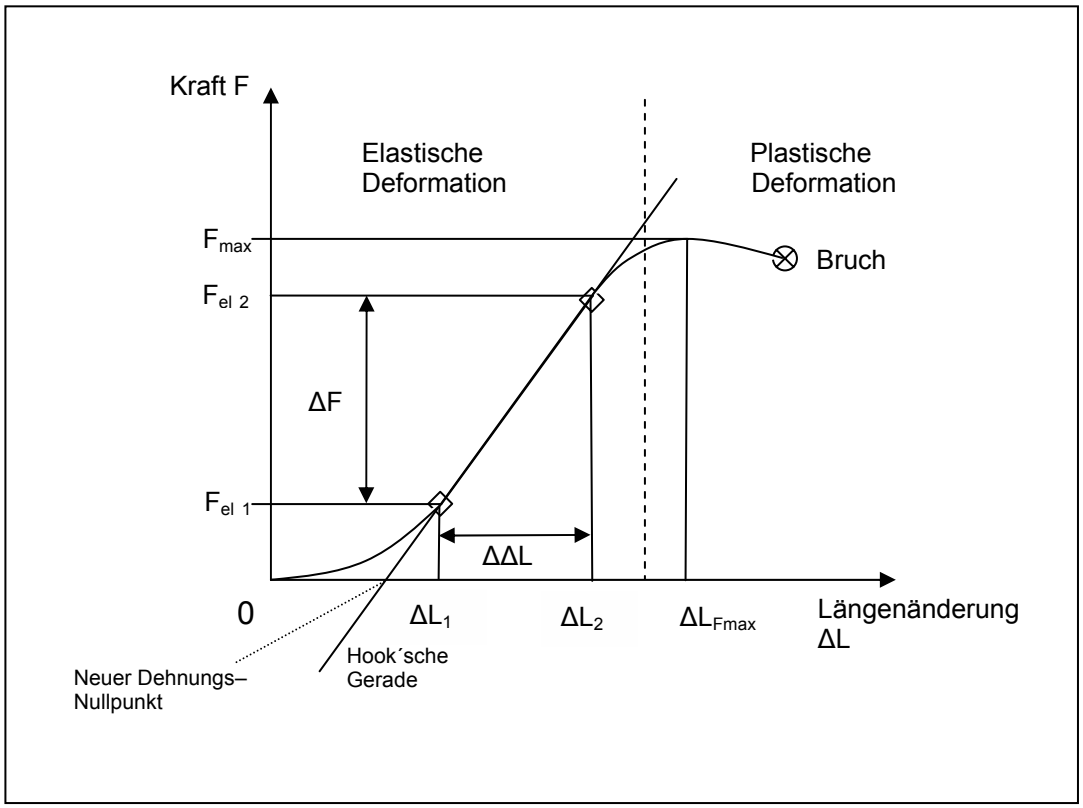

Abb. 16: *Kraft–Verlängerungs–Kurve*

Elastische Eigenschaften:

1. die Längenänderungen des Zugstäbchens ΔL_1 und ΔL_2 in mm
2. die Kraftwerte F_{el1} und F_{el2} in N zum Zeitpunkt der Längenänderungen ΔL_1 und ΔL_2; die zwei Punkte (ΔL_1, F_{el1}) und (ΔL_2, F_{el2}) müssen auf der Hook´schen Gerade im linearen Bereich der Kurve festgelegt werden
3. daraus abgeleitet $\Delta\Delta L = \Delta L_2 - \Delta L_1$ und die Kraftänderung $\Delta F = F_{el2} - F_{el1}$
4. aus ΔΔL und ΔF resultierend der Zugmodul E_t in MPa: Dieser wird als Spannungs–Dehnungs–Quotient im linearen Verformungsbereich der Kurve bestimmt: $E_t = \frac{\Delta\sigma_{max}}{\Delta\varepsilon_{max}} = \frac{\Delta F \cdot L_0}{\Delta\Delta L \cdot A}$

Festigkeitseigenschaften:

1. die maximale Längenänderung ΔL_{Fmax}; L_{Fmax} wird durch die Verlängerung der Hook´schen Gerade und dem dadurch resultierenden Dehnungs–Nullpunkt ermittelt
2. die maximale Zugkraft F_{max} in N; diese ist am höchsten Punkt der Kraft–Verlängerungs–Kurve erreicht
3. daraus abgeleitet die Zugfestigkeit σ_{max} in MPa; die Zugfestigkeit σ_{max} in MPa errechnet sich aus der maximalen Zugkraft pro Fläche: $\sigma_{max} = \frac{F_{max}}{A}$; $A = b \cdot d$
4. ebenfalls daraus abgleitet die Dehnung ε_{max} in %. Die Dehnung ε_{max} der Probe entspricht der maximalen Längenänderung ΔL_{Fmax} im Verhältnis zur Ausgangslänge L_0 der Probe in %: $\varepsilon_{max} = \frac{\Delta L_{F\,max}}{L_0}$

2.3.3 Druckversuche

Als Druckversuche wurden sowohl „zerstörende" als auch „nicht zerstörende" Belastungstests durchgeführt. Für die zerstörenden Druckversuche wurden quaderförmige Knochenstäbchen, für die nicht zerstörenden Druckversuche würfelförmige Knochenstückchen hergestellt. Beide Knochenproben entstammten demselben Segmentstück. Für die Druckversuche waren die Segmentstücke „dorsomedial" verwendet worden.

2.3.3.1 Versuchsdurchführung der zerstörenden Druckversuche

Die Druckbelastung des Probekörpers erfolgte entlang der Längsachse des Druckstäbchens bis zum Bruch. Die Wirkungsachse der Druckkraft war parallel zur Längsachse des Probekörpers. Gemäß seiner Herstellung war die Längsachse des Druckstäbchens wiederum parallel zur ursprünglichen Längsachse der Femurdiaphyse. Verglichen mit den zuvor durchgeführten Zugversuchen war diesmal die Belastungsrichtung genau umgekehrt, ebenso die resultierende Längenänderung der Probekörper. Die Druckkraft bewirkte eine Verkürzung und am Ende die Frakturierung des Druckstäbchens.

Aus versuchstechnischen Gründen konnten die Proben F11R und F15R nicht in die Wertung eingehen.

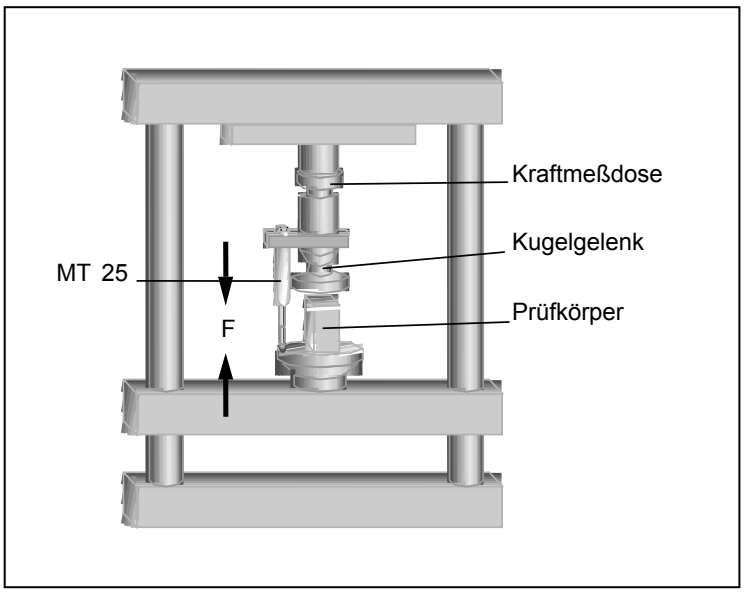

Abb. 17: *Schematischer Versuchsaufbau der Druckbelastungsversuche mit Kraftmessdose, Wegsensor und Druckprobe*

2.3.3.2 Versuchsdurchführung der nicht zerstörenden Druckversuche

Hier kamen die würfelförmigen Probekörper zur Anwendung, die Belastung erfolgte nacheinander in den drei Richtungen longitudinal, tangential und axial. Im Unterschied zu den zerstörenden Druckversuchen wurden die Einzelversuche angehalten, sobald die Kraft–Verformungs–Kurve im Materialprüfprogramm linear anstieg, d.h. die Verformung der Probekörper fand nur innerhalb des elastischen Bereiches statt. Eine makroskopisch erkennbare Zerstörung des Probekörpers trat nicht ein.

Aus versuchstechnischen Gründen konnten die Proben F15R, F16R, F17R und F21R nicht in die Wertung eingehen.

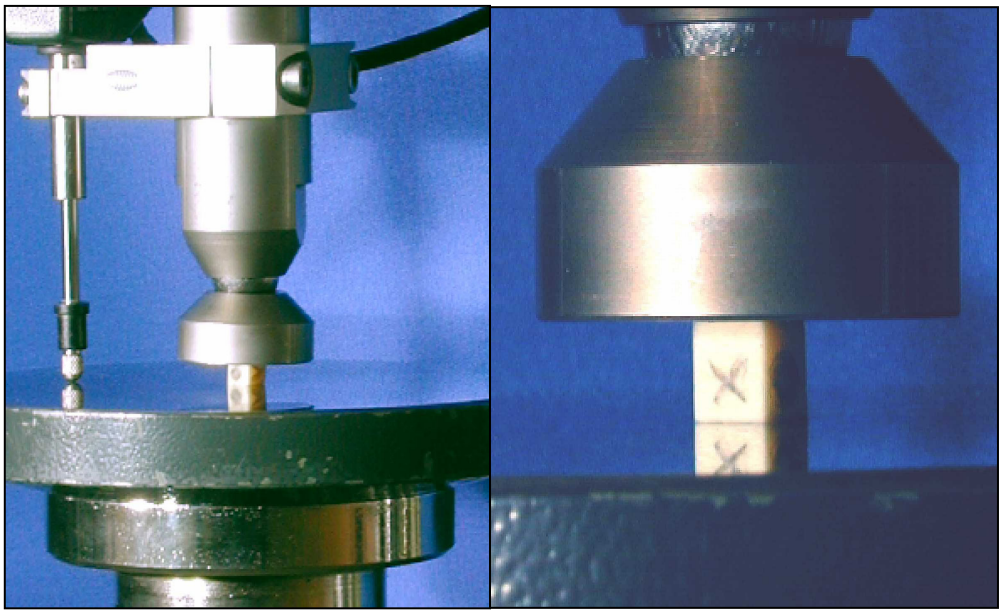

Abb. 18: *Kraftmessdose mit Druckprobe in Würfelform*

2.3.3.3 Auswahl der Messgrößen

Gesucht waren analog zum Zugversuch die Bruchfestigkeit bei Druckbelastung und der Druckmodul des humanen Femur. Diese Parameter zur Beschreibung seiner Elastizität und Festigkeit ließen sich aus der Größe der aufgebrachten Druckkraft und der resultierenden Verkürzung des Probekörpers ermitteln.

Die gemessenen und daraus abgeleiteten Größen zum Verhalten des untersuchten Knochenmaterials bei Druckbelastung waren im Einzelnen:

Elastische Eigenschaften:

1. die Längenänderungen des Druckstäbchens ΔL_1 und ΔL_2 in mm
2. die Kraftwerte F_{el1} und F_{el2} in N zum Zeitpunkt der Längenänderungen ΔL_1 und ΔL_2; die zwei Punkte (ΔL_1, F_{el1}) und (ΔL_2, F_{el2}) müssen auf der Hook´schen Gerade im linearen Bereich der Kurve festgelegt werden
3. daraus abgeleitet $\Delta\Delta L = \Delta L_2 - \Delta L_1$ und die Kraftänderung $\Delta F = F_{el2} - F_{el1}$
4. aus $\Delta\Delta L$ und ΔF resultierend der Druckmodul E_c in MPa: Dieser wird als Spannungs–Dehnungs–Quotient im linearen Verformungsbereich der Kurve bestimmt: $E_c = \frac{\Delta\sigma_{max}}{\Delta\varepsilon_{max}} = \frac{\Delta F \cdot L_0}{\Delta\Delta L \cdot A}$

Festigkeitseigenschaften:

1. die maximale Längenänderung ΔL_{Fmax}; ΔL_{Fmax} wird durch die Verlängerung der Hook´schen Gerade und dem dadurch resultierenden Dehnungs–Nullpunkt ermittelt
2. die maximale Druckkraft F_{max} in N; diese ist am höchsten Punkt der Kraft–Verlängerungs–Kurve erreicht
3. daraus abgeleitet die Druckfestigkeit σ_{max} in MPa; die Druckfestigkeit σ_{max} in MPa errechnet sich aus der maximalen Druckkraft pro Fläche: $\sigma_{max} = \frac{F_{max}}{A}$; $A = b \cdot d$
4. ebenfalls daraus abgleitet die Dehnung ε_{max} in %. Die Dehnung ε_{max} der Probe entspricht der maximalen Längenänderung ΔL_{Fmax} im Verhältnis zur Ausgangslänge L_0 der Probe in %: $\varepsilon_{max} = \frac{\Delta L_{F\,max}}{L_0}$

2.3.4 Torsionsversuche

2.3.4.1 Versuchsdurchführung

Mit einer eigens für die Torsionsversuche hergestellten Haltevorrichtung wurde die durch die Prüfmaschine ausgeübte lineare Bewegung in eine Drehbewegung zur Ausübung der Torsionsbelastung umgewandelt.

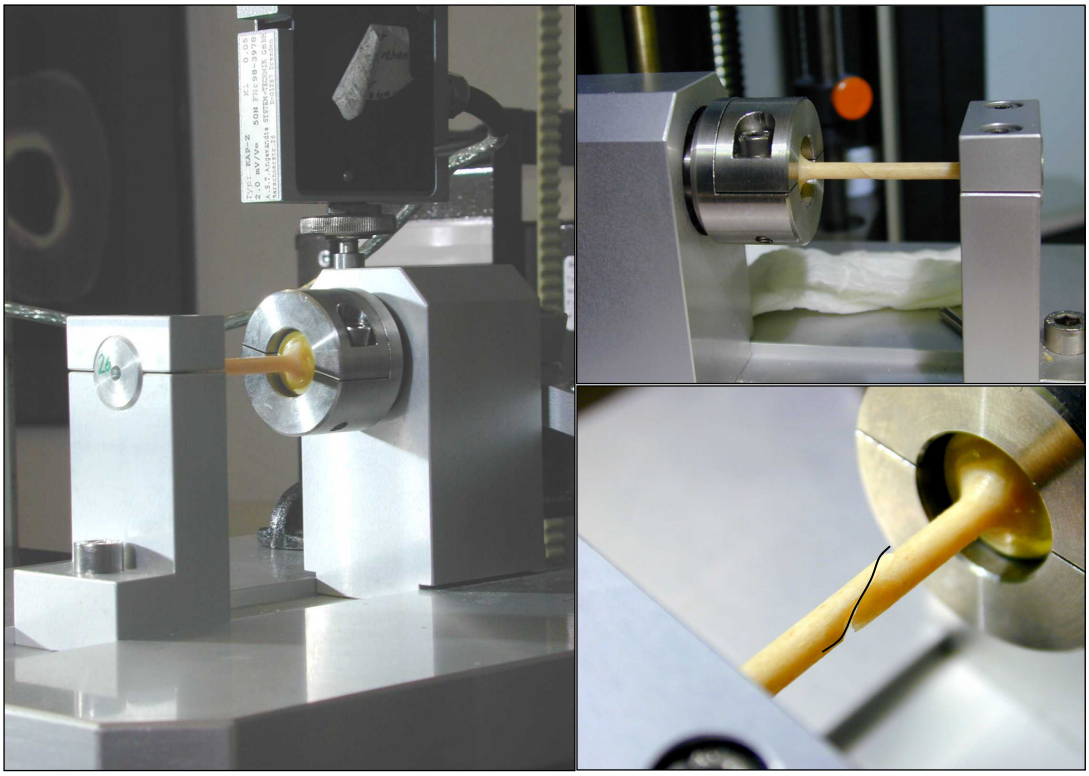

Abb. 19: *Links und rechts oben: Torsionsprobe in Einspannvorrichtung; rechts unten: gebrochene Torsionsprobe; die Bruchlinie ist durch eine Linie hervorgehoben.*

2.3.4.2 Auswahl der Messgrößen

Ermittelt wurden die Schubfestigkeit τ_{max} der zylindrischen Torsionsprobe und deren Schubmodul G. Die vorliegende Torsionsprobe hatte eine Gesamtlänge L von 50 mm, ihr verjüngter Mittelteil wies eine Messlänge L_0 von 30 mm und einen Querschnittsdurchmesser d von 3,5 mm auf.

Zur Berechnung der Messwerte des Torsionsversuchs war außerdem die Hebellänge h der Haltevorrichtung (gemessen von der Achsmitte bis zur Krafteinleitungsstelle – eine eingelassene Kugel) relevant. Die Hebellänge h betrug 50 mm.

Beim Torsionsversuch zogen wir den Wert für die Kompressionssteifigkeit E in MPa zur Errechnung des Schubmoduls G heran. Dieser Messwert wurde vom Prüfprogramm wie unter 2.4.4.3 bzw. unter 2.4.3.3 beschrieben ermittelt.

Der Schubmodul G wurde im linear–elastischen Verformungsbereich der Probe bestimmt. Zu dessen Bestimmung wurde folgende Formel herangezogen:

$$G = 8\frac{h^2 d_D^2}{l_D} \cdot \frac{L_0}{d^4} \cdot E_D$$

Als geometrische Parameter wurden die Werte des tatsächlichen Torsions–Prüfkörpers ausgewählt, so dass galt:

$l_D = L_0$ und $d_D = d$

So vereinfachte sich die Formel zu:

$$G = 8\frac{h^2}{d^2} \cdot E_D$$

Die Schubfestigkeit τ_{max} wurde aus der maximalen Kraft der zerstörenden Prüfung bestimmt:

$$\tau_{max} = \frac{16}{\pi} \cdot \frac{h}{d^3} \cdot F_{max} \approx 5{,}1h\frac{1}{d^3} \cdot F_{max}$$

2.4 Ausdrückversuche von Knochenschrauben

2.4.1 Implantierung der Kortikalisschraube

Die Belastung der Schrauben im Versuch sollte die Zugbelastung einer interfragmentären Zugschraube in vivo simulieren, wie sie im Bereich der Gegenkortikalis auftritt.

Das Prinzip der Zugschraubenosteosynthese beruht auf der Anbringung eines Gleitloches im ersten Fragment und eines Gewindeloches im zweiten Fragment zur Überbrückung einer Fraktur. Eine vom Gleitloch aus eingebrachte Schraube kann durch die alleinige Gewindeverankerung in der Gegenkortikalis mit dem Schraubenkopf eine Kompression der Fragmente erzeugen. Deshalb wurde in vitro die Situation der Gegenkortikalis betrachtet (Abb. 20).

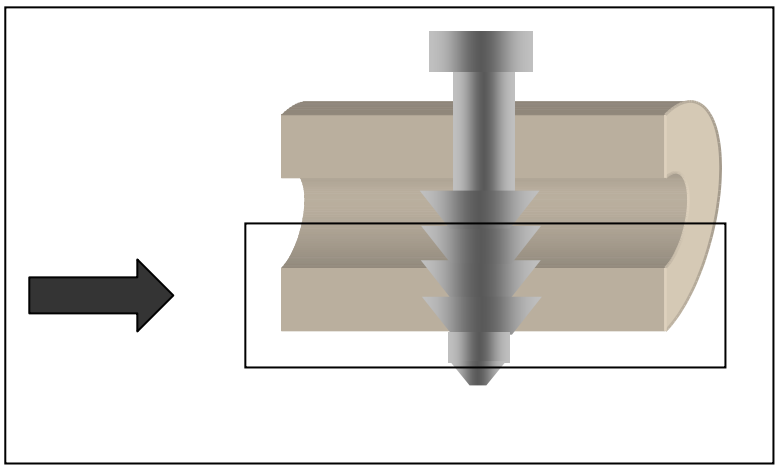

Abb. 20: *Schematische Darstellung der interfragmentären Zugschraube mit Gleitloch; das Gewinde ist nur in der Gegenkortikalis verankert.*

Bei einem Schraubenausdrückversuch nehmen die dem Schraubenkopf zugewandten Flächen den Druck auf und übertragen ihn auf den Knochen. Beim standardisierten DIN-Gewinde wird ein sehr steiler Flankenwinkel β von nur 3° belastet. Der gegenüberliegende Flankenwinkel α beträgt bei der Standardschraube 35° (Abb. 2).

Die Berechnung mit dem Finite–Elemente–Modell hatte für eine Abflachung des Flankenwinkels β eine verbesserte Haltekraft gegenüber dem steilen Winkel bei der herkömmlichen Gewindeform vorausgesagt. Es sollte deshalb das Standardgewinde in ungekehrter Richtung belastet werden. Somit wurde ein Gewinde mit inversen Flankenwinkeln simuliert.

Vierzehn Plättchen, die aus dem proximalen Bereich der Zylinderstücke hergestellt worden waren, wurden zu Gruppe I zusammengefasst, die aus den sich anschließenden distalen Stücken stammenden vierzehn Plättchen zu Gruppe II.

Die Hälfte der Knochenplättchen der Gruppe I (F18R–1, F20R–1, F21R–1, F22R–1, F24R–1, F25R–1, F26L–1) wurden mit den herkömmlichen Kortikalisschrauben mit der Gewindeform nach DIN bestückt, die andere Hälfte (F11R–1, F12R–1, F13R–1, F14L–1, F15R–1, F16R–1, F17R–1) mit den Schrauben mit der inversen Gewindeform. Hierzu dienten ebenfalls DIN–Kortikalisschrauben, die jetzt aber in umgekehrter Lastrichtung verwendet wurden. Mit den Knochenplättchen aus Gruppe II wurde umgekehrt verfahren, so dass hier eine ausgewogene Verteilung der verschiedenen Schraubengewinde auf die beiden Gruppen entstand.

Zur Versuchsdurchführung wurden Gruppen mit jeweils gleicher Gewindeform gebildet, und so ergaben sich die folgenden beiden Gruppen (Abb. 21):

Gruppe I: Gewindeform nach DIN

F11R–2, F12R–2, F13R–2, F14L–2, F15R–2, F16R–2, F17R–2, F18R–1, F20R–1, F21R–1, F22R–1, F24R–1, F25R–1, F26L–1

Gruppe II: Neue = inverse Gewindeform

F11R–1, F12R–1, F13R–1, F14L–1, F15R–1, F16R–1, F17R–1, F18R–2, F20R–2, F21R–2, F22R–2, F24R–2, F25R–2, F26L–2

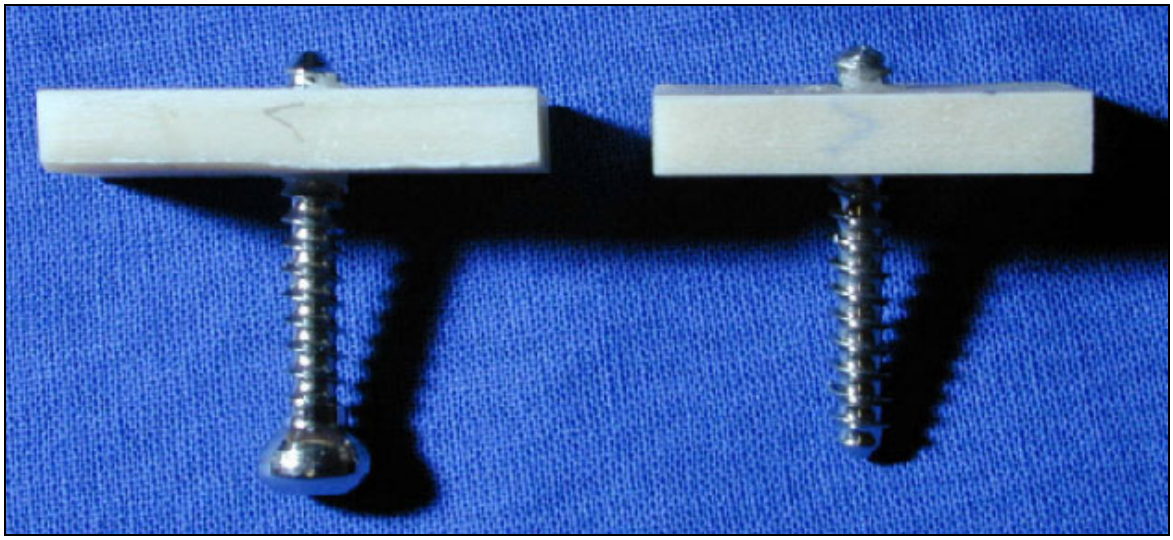

Abb. 21 *In die Knochenplättchen eingebrachte Schrauben; links: Gruppe I: die Kortikalisschraube HA 4,5, 15 mm lang; rechts: Gruppe II: Kortikalisschraube HA 4,5 mm, der der Schraubenkopf entfernt wurde.*

Eine Zugbelastung des in der Gegenkortikalis eingebrachten Gewindes in vivo von der Seite des Schraubenkopfes aus wurde in vitro durch eine Druckbelastung auf das Schraubenende simuliert. Bei Betrachtung des Gewindes in der Gegenkortikalis (Abb. 20) musste also von der periostalen Seite des hergestellten Knochenplättchens aus eine Druckkraft ausgeübt werden.

Für die Bestückung der Knochenplättchen der Gruppe I bedeutete dies, dass 14 Kortikalisschrauben DIN 58810 HA 4,5 von der endostalen Seite her eingebracht werden mussten, nachdem vorschriftsgemäß mit einem Durchmesser von 3,2 mm vorgebohrt und anschließend manuell ein Gewinde geschnitten worden war (HA 4.5). Dann wurde das Schraubenende von der periostalen Seite aus mit einer Druckkraft belastet.

Bei Gruppe II erfolgten Vorbohrung und Schneidung des Gewindes mit demselben Gewindeschneider von der periostalen Seite aus. Die Knochenplättchen wurden wieder von ihrer periostalen Seite aus belastet. Da hier jetzt aber eigentlich der Schraubenkopf zum Liegen gekommen wäre, waren die Köpfe der Schrauben, die

als inverse Gewindeform dienen sollten, vor dem Einbringen in die Knochenplättchen entfernt worden. Das entstehende Schraubenende war abgerundet worden. So konnte im Druckversuch auch hier ein „Schraubenende“ belastet werden (Abb. 22).

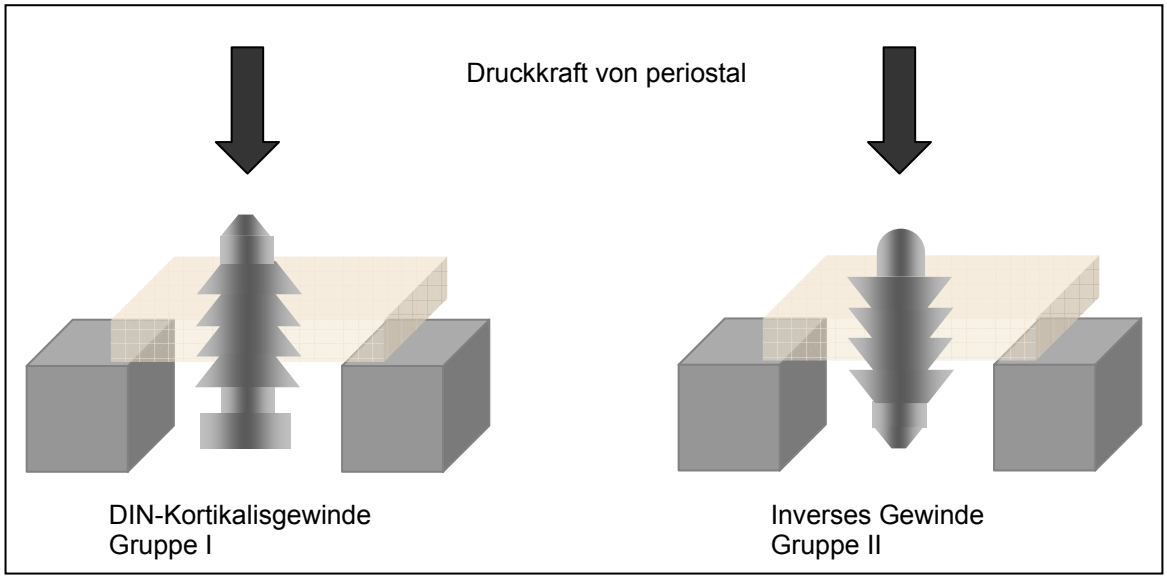

Abb. 22: *Druckbelastung der zwei Gewindeformen: Die Druckkraft wird jeweils von der periostalen Seite des Knochenplättchens her ausgeübt.*

2.4.2 Versuchsdurchführung

Die mit den DIN–Schrauben bestückten Knochenplättchen der Gruppe I wurden jeweils wie in Abb. 23 und 24 in die Materialprüfmaschine eingebracht. Nach den Vorgaben des Materialprüfprogrammes wurden die nach oben ragenden Schraubenenden mit einer Druckkraft belastet.

Abbruchkriterium war die hörbare Zerstörung des Knochenplättchens durch das sich durchdrückende Gewinde der Schraube.

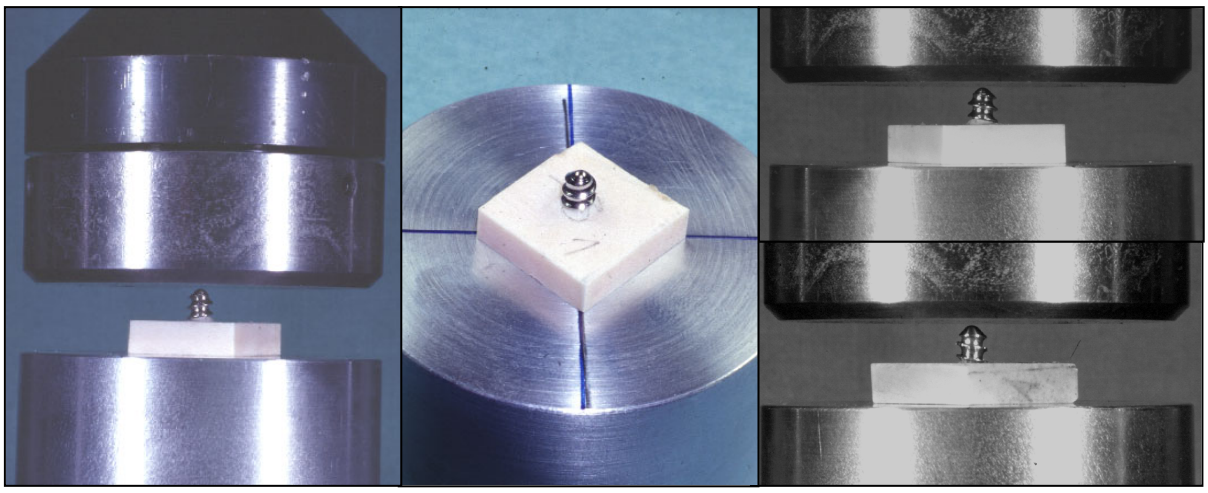

Abb. 23: *Knochenplättchen mit Kortikalisschraube, links: in Prüfmaschine; Mitte: auf Druckmatrize; rechts oben: Probe mit DIN–Gewindeform, rechts unten: Probe mit inverser Gewindeform.*

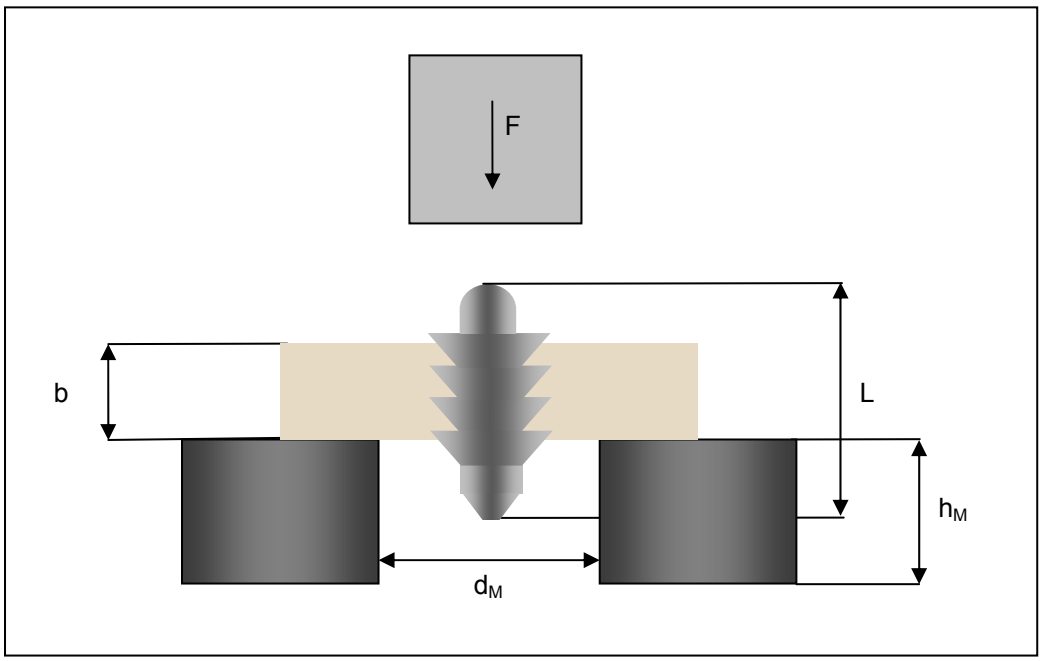

Abb. 24: *Schematischer Versuchsaufbau der Schrauben–Druckbelastungsversuche mit Kraftmessdose und Schrauben–Knochen–Plättchen (hier mit inversem Schraubengewinde); F = Druckkraft in N; l = 15 mm; b = 5 mm; Druckmatrize, auf der die Schrauben–Knochen–Probe aufliegt: h_M = 10 mm; d_M = 10 mm; Außendurchmesser = 40 mm.*

2.4.3 Auswahl der Messgrößen

Die maximal aufzubringende Druckkraft F_{max} in N gibt die Festigkeit der Schrauben–Osteosynthese wieder. Da die einzelnen Knochenplättchen in ihrer Höhe um einige Zehntel Millimeter voneinander abwichen, haben wir die Maximalkraft auf die Höhe des Knochenplättchens bezogen. Hierbei liegt die Annahme zugrunde, dass ein proportionales Verhältnis zwischen Höhe der Gewindeverankerung und aufzubringender Druckkraft besteht.

Somit war die maximale bezogene Ausreißfestigkeit F_{max}/h der Schrauben–Knochen–Verbindung die gesuchte Größe.

2.4.4 Statistische Analyse

Sowohl die im pQCT gemessenen als auch die an der Materialprüfmaschine gewonnenen Daten wurden mit Hilfe der Tabellenkalkulation Excel `98 weiterbearbeitet.

Die Fallzahl n betrug 15, davon konnten aus versuchstechnischen Gründen bei den Zugversuchen und den zerstörenden Druckversuchen nur 13, bei den nicht zerstörenden Druckversuchen und den Schraubenausdrückversuchen nur 11 Proben ausgewertet werden.

In Abb. 26, 40, 47 und 48 wurden die Ergebnisse zur Strukturierung der Rohdaten deskriptiv statistisch ausgewertet. Als Lagemaß wurde das arithmetische Mittel,

als Streumaß die Standardabweichung verwendet. Beides wurde mit Hilfe der Funktion „MITTELWERT“ und „STABWN“ des Excel–Programmes berechnet. Zur Darstellung der mittleren Wandstärke in den vier Richtungen ventral, dorsal, medial und lateral (Abb. 25) und der Anisotropie (Abb. 41) wurden Grafik–Boxplots mit Hilfe des Excel–Programmes erstellt.

Die Diagramme mit den Gegenüberstellungen von Alter bzw. Knochenmineraldichte und Festigkeiten bzw. Elastizitätsmoduln wurden mit Hilfe des Excel–Programmes erstellt. Allen Werteverteilungen wurde so eine lineare Trendlinie (Regressionsgerade) hinzugefügt.

Der Signifikanztest und die Errechnung des Korrelationskoeffizienten wurde mit der Datenanalysesoftware „Statistica“ von StatSoft (Europe) GmbH durchgeführt. Hier wurde auf den Bravais–Pearson–Korrelationskoeffizienten r zurückgegriffen, der sich wie folgt definiert:

$$(x_i, y_i), i = 1, \cdots, n \text{ und } r = \frac{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^{n}(y_i - \bar{y})^2}} = \frac{S_{xy}}{S_x S_y}.$$

Ist r > 0, besteht eine positive Korrelation bzw. ein gleichsinniger linearer Zusammenhang, ist r < 0, besteht eine negative Korrelation bzw. ein gegensinniger linearer Zusammenhang. Bei r = 0 liegt keine Korrelation bzw. kein linearer Zusammenhang vor.

Beim Vergleich der Schraubenhaltefestigkeiten kam der gepaarte T-Test zur Anwendung. Es wurden dabei zwei Mittelwerte verbundener Stichproben verglichen.

Dieser spezielle Test wurde angewendet, da der Effekt des neuen Schraubendesigns getestet werden sollte, indem an paarweisen Proben das herkömmliche und das neue Gewinde belastet wurde. Dabei stammten die paarweisen Proben vom selben Individuum und waren nicht unabhängig voneinander.

Der Test geht davon aus, dass unter der Nullhypothese der Mittelwert der gepaarten Differenzen gleich Null ist, bzw. unter der Gegenhypothese, dass die Differenz signifikant von Null verschieden ist. Daher wurden für den Test nicht die Ursprungsmesswerte der zwei Stichproben verwendet, sondern ausschließlich die Differenz von jedem Messpaar.

3 ERGEBNISSE

3.1 Messung am CT

Abb. 25 soll zunächst dazu dienen, einen Überblick über die gemittelten Ausmaße der vorliegenden 15 Femurdiaphysen zu erhalten. Die Abbildung gibt wieder, dass die gemessenen Wandstärken aller Proben in der Richtung „dorsal“, also in Richtung der Linea aspera des Femurs, am stärksten voneinander abweichen. Die hier gemessenen Werte reichen von einem Minimum von 3,0 mm bis zu einem Maximum von 12,6 mm (Differenz 9,6 mm). In der Richtung „medial“ liegen die Messwerte am nächsten beieinander, hier beträgt die Differenz zwischen dem kleinsten und dem größten gemessenen Wert lediglich 4,4 mm. Tab. 2 enthält die genauen Messdaten.

Berücksichtigt man die Geschlechtszugehörigkeit, beträgt die durchschnittliche kortikale Wandstärke der weiblichen Kortikalis nur 5,9 mm, die der männlichen hingegen 7,1 mm.

Die Mittelwerte der einzelnen Richtungen zeigen, dass die kortikale Wanddicke in Richtung dorsal mit 8,1 mm das größte Ausmaß hat, in Richtung ventral mit 4,4 mm das geringste. Die Richtungen medial und lateral sind in ihren Wanddicken nahezu gleich (Abb. 25 und Abb. 26).

Aus den kortikalen Wandstärken der Richtungen ventral, dorsal, medial und lateral resultiert ein Gesamtmittelwert der kortikalen Wandstärke von 6,4 mm (Tab. 2).

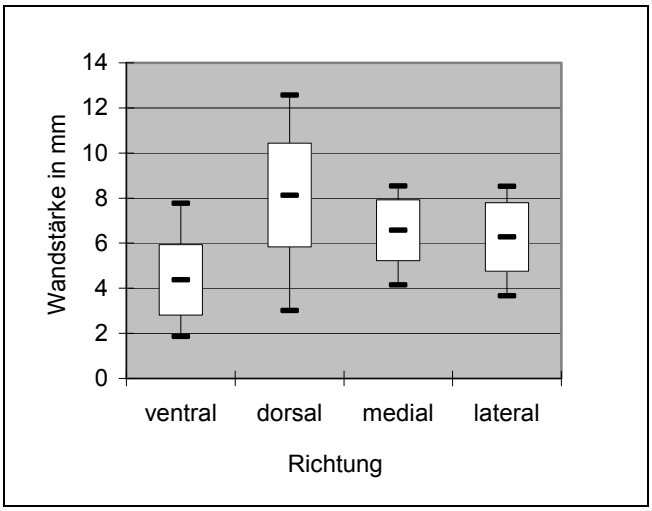

Abb. 25: *Verteilung der Messwerte (MIN, MAX, MW+SD, MW-SD, MW) der kortikalen Wandstärke, dargestellt für die jeweiligen Richtungen ventral, dorsal, medial und lateral (n=15).*

Tab. 2: *Wertetabelle zu Abb. 25: Kortikale Wandstärke in vier Richtungen (n=15).*

Kortikale Wandstärke in mm	ventral	dorsal	medial	lateral	Gesamt
MIN	1,86	3,01	4,15	3,66	1,86
MAX	7,76	12,57	8,53	8,52	12,57
MW	4,37	8,13	6,57	6,27	6,37
MW – SD	2,80	5,82	5,22	4,74	5,15
MW + SD	5,93	10,44	7,93	7,80	7,59

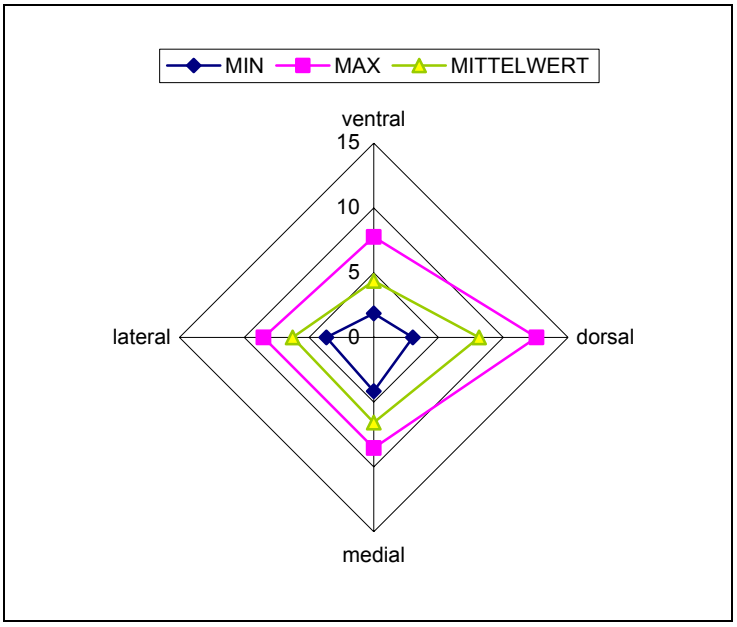

Abb. 26: *Mittelwerte, Minima und Maxima der vier gemessenen Richtungen in mm (n=15).*

Der Altersdurchschnitt der weiblichen Individuen des Probenkollektivs liegt bei 88,1 Jahren, der der männlichen bei 89,2 Jahren. Die kortikale Wandstärke einer Knochenprobe ist tendenziell kleiner, je älter die Knochenprobe ist. Dies gilt auch für eine Gegenüberstellung der mittleren kortikalen Wandstärken für weibliche und männliche Knochenproben getrennt mit ihrem jeweiligen Alter. Es ergibt sich bei einer linearen Trendlinie für die von den Männern stammenden Knochenproben ein Korrelationskoeffizient von -0,52, ohne dass dieses Verhältnis signifikant ist. Für die von den Frauen stammenden Knochenproben erhält man ein signifikantes Verhältnis mit einem Korrelationskoeffizienten von -0,68 bei $p<0,05$ (Abb. 27).

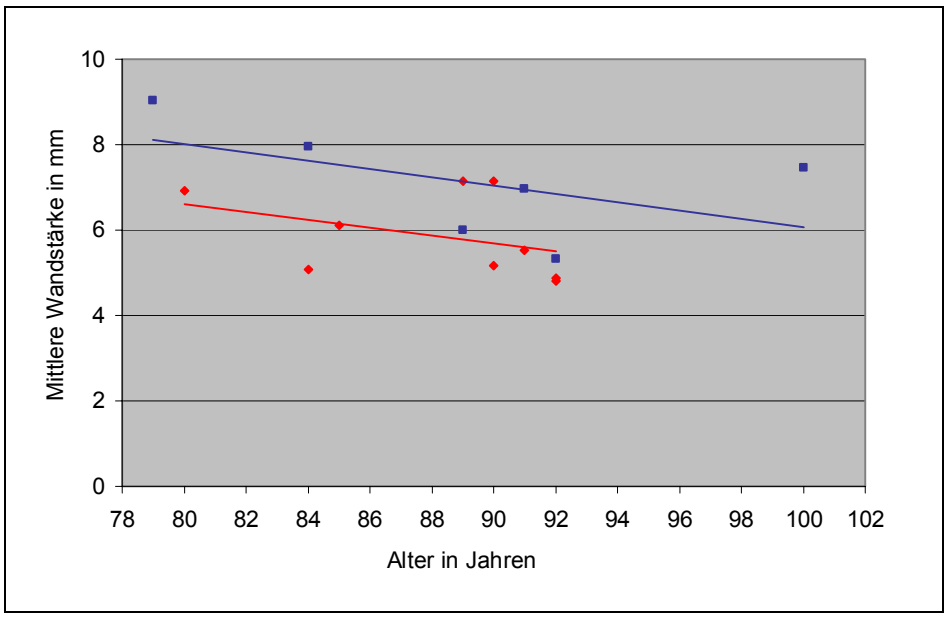

Abb. 27: *Mittlere Wandstärke in Abhängigkeit des Alters – weiblich (rot) und männlich (blau) getrennt dargestellt; Weiblich: n=9; r=-0,68 bei p<0,05; männlich: n=6; r=-0,52, n.s.*

Tab. 3: *Messwerte der kortikalen Wandstärke und Querschnittsfläche.*

	Proben-nummer	Alter in Jahren	Mittlere kortikale Wandstärke in mm	Mittlere kortikale Querschnitts-fläche in mm²
Proben weiblicher Individuen	F 11 R	91	5,5	322
	F 12 R	85	6,1	340,1
	F 13 R	80	6,9	365
	F 14 L	84	5,1	316,4
	F 15 R	92	4,8	260,1
	F 17 R	89	7,2	445,2
	F 22 R	90	7,1	382,4
	F 26 L	92	4,9	337,3
	F 27 R	90	5,2	305,4
	MW	88,1	5,9	341,6
Proben männlicher Individuen	F 16 R	84	8	492,7
	F 18 R	79	9	541,9
	F 20 R	89	6	404,7
	F 21 R	91	7	455,4
	F 24 R	92	5,3	395,7
	F 25 R	100	7,5	447
	MW	89,2	7,1	456,2

Der Mittelwert der mittleren knöchernen Querschnittsfläche beträgt 387,4 mm². Die mittlere kortikale Querschnittsfläche der Frauen beträgt 341,6 mm², während die der Männer bei 456,2 mm² liegt (Tab. 3).

Bei Betrachtung der nach Geschlecht getrennten Messwerte der knöchernen Querschnittsflächen gegenüber dem Alter der Proben lassen sich ähnliche Beobachtungen wie bei der kortikalen Wandstärke machen. Es wurden die Werte der Querschnittsflächen der männlichen Individuen in Abhängigkeit vom Alter aufgetragen, mit zunehmendem Alter weisen die Proben zunehmend kleinere

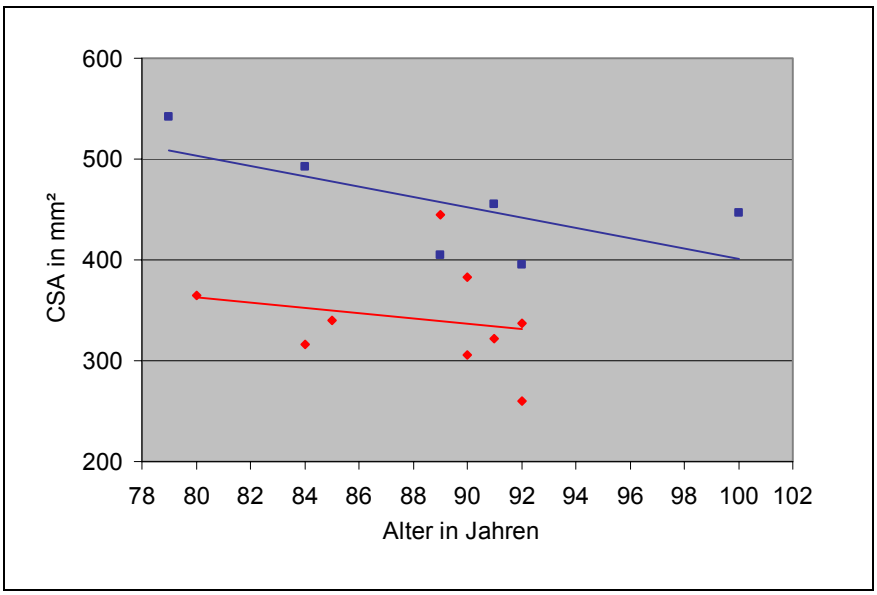

Abb. 28: *Knöcherne Querschnittsfläche (CSA) in Abhängigkeit des Alters – weiblich (rot) und männlich (blau); weiblich: n=9; r=-0,66 bei p<0,05; männlich: n=6; r=-0,67; n.s.*

kortikale Querschnittsflächen auf (Abb. 28). Hierbei erhält man bei den weiblichen Knochenproben ein signifikantes Verhältnis bei einem r von -0,66, bei den männlichen Proben ein r von -0,67 ohne Signifikanz.

Tab. 4 beinhaltet die Werte der mittleren kortikalen Knochenmineraldichte der einzelnen Proben. Der Mittelwert der Knochenmineraldichte aller kortikalen Knochenproben beträgt 1022,4 mg/cm³. Die Proben der weiblichen Individuen weisen eine mittlere Knochenmineraldichte von 1005,1 mg/cm³ auf, während die der männlichen Individuen bei 1048,5 mg/cm³ liegt. Beim Betrachten der

Tab. 4: *Messwerte der mittleren kortikalen Knochenmineraldichte.*

	Probennummer	Alter in Jahren	Mittlere Knochenmineraldichte in mg/cm³
Proben weiblicher Individuen	F 11 R	91	983,3
	F 12 R	85	1118,8
	F 13 R	84	1088,2
	F 14 L	84	992,5
	F 15 R	92	873,8
	F 17 R	89	994
	F 22 R	90	1095,5
	F 26 L	92	924,4
	F 27 R	90	975,1
	MW	88,1	1005,1
Proben männlicher Individuen	F 16 R	84	1085,7
	F 18 R	79	1128,6
	F 20 R	89	989,9
	F 21 R	91	1102,1
	F 24 R	92	973,4
	F 25 R	100	1011
	MW	89,2	1048,5

Knochenmineraldichte für Männer und Frauen getrennt fällt auf, dass die Mehrzahl der Knochenproben mit einer BMD niedriger als 1000 mg/cm³ auf der Seite der Frauen liegt.

Die Knochenmineraldichte wird in Abb. 29 ebenfalls im Verhältnis zum Alter dargestellt. Der Korrelationskoeffizient für die weiblichen Proben ist mit -0,66 nahezu gleich groß wie der für die männlichen Proben mit -0,65. In beiden Messreihen werden die Werte für die Knochenmineraldichte mit zunehmendem Alter der Knochenprobe tendenziell kleiner, jedoch hat die lineare Trendlinie der weiblichen Proben eine negativere Steigung als die der männlichen Proben. Untersucht man den Zusammenhang zwischen Knochenmineraldichte des Gesamtkollektivs und Alter, so ergibt sich hier mit 0,54 ein kleineres r als bei den nach Geschlecht getrennten Proben. Unter der nach Männern und Frauen getrennten Betrachtung der Ergebnisse ist die Abhängigkeit der Knochenmineraldichte vom Alter eindeutiger, die Datenpunkte korrelieren hier besser. Dadurch wird bestätigt, dass die Geschlechtszugehörigkeit eindeutig Einfluss auf die Knochenmineraldichte hat und dass diese nicht unabhängig vom Geschlecht des Individuums betrachtet werden kann.

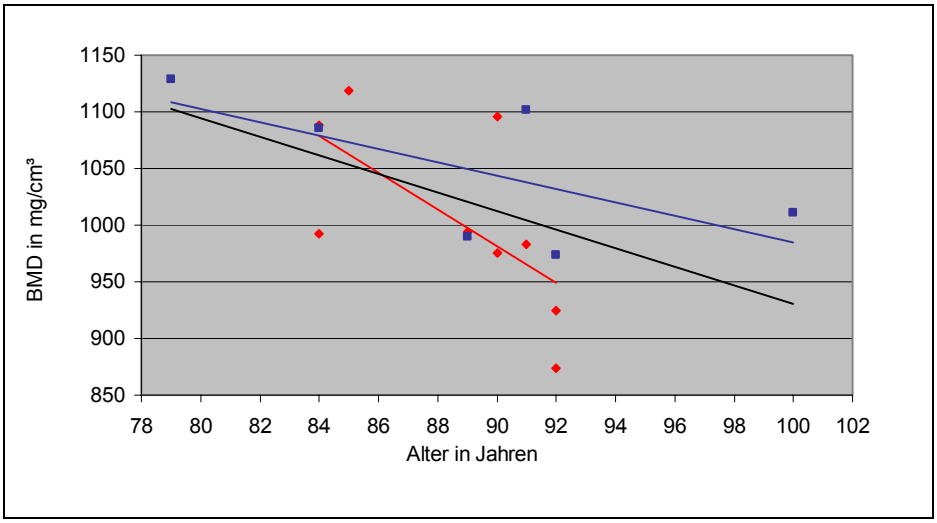

Abb. 29: *Knochenmineraldichte in Abhängigkeit des Alters – weiblich (rot), männlich (blau), Gesamtkollektiv (schwarz); weiblich: n=9; r=-0,66, n.s.; männlich: n=6; r=-0,65, n.s., Gesamtkollektiv: n=15; r=-0,54, n.s.*

3.2 Belastungsversuche: Messung von Elastizität und Festigkeit des kortikalen Knochens

3.2.1 Zugversuche

In Abb. 30 wird der Kurvenverlauf jeder einzelnen Probe dargestellt, auf die entlang ihrer Längsachse Zugkraft ausgeübt wurde. Durch die Ausübung der Zugkraft wurde das Knochengewebe deformiert, wir erhalten somit Längenänderungen, die durch die Messfühler (siehe Versuchsaufbau) registriert worden sind und graphisch dargestellt werden können. Für jede einzelne Zugprobe erhält man eine Kraft–Verformungs–Kurve (Kraft versus Längenänderung), die im Moment der Frakturierung endet.

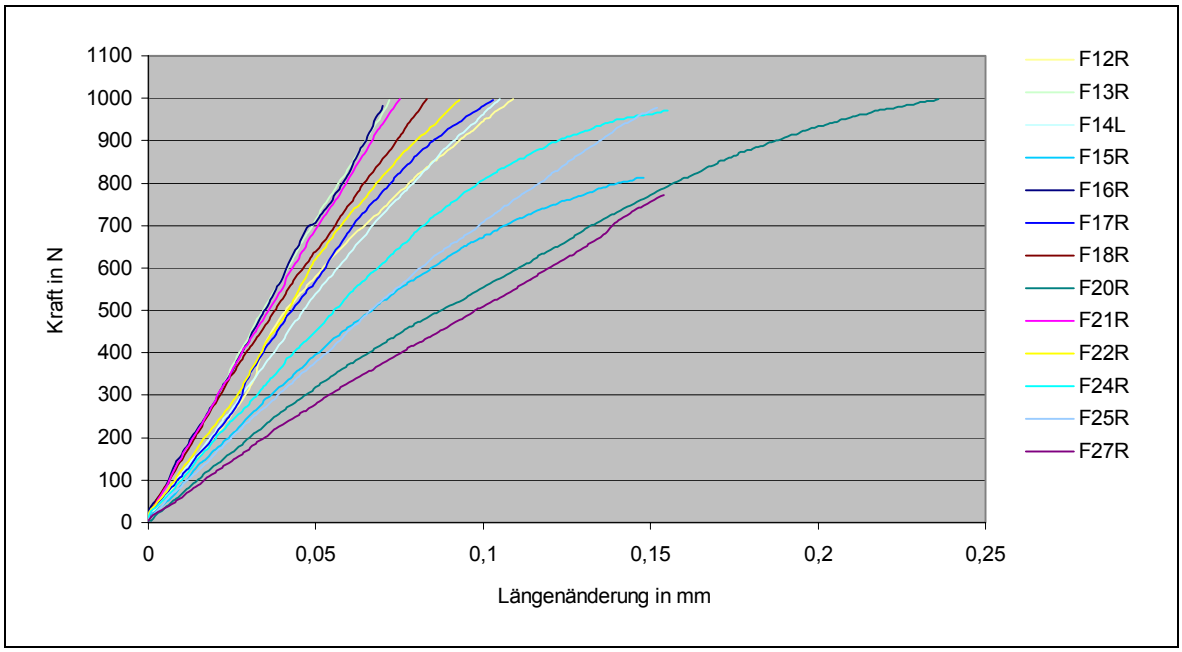

Abb. 30: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen Zugproben (n=13).*

Die Zugfestigkeit der einzelnen Proben nimmt mit steigendem Alter tendenziell ab, dabei erhält man für r -0,55. Bei der Gegenüberstellung der Zugfestigkeit mit der Knochenmineraldichte erhält man bei einem r von 0,31 kein eindeutiges Abhängigkeitsverhältnis (Abb. 31 links).

Betrachtet man Zugmodul über Alter bzw. Knochenmineraldichte, erreicht r -0,39 bzw. 0,43. Bei der Gegenüberstellung von Zugmodul und Knochenmineraldichte korrelieren die Datenpunkte besser als bei der Gegenüberstellung von Zugmodul und Alter (Abb. 31 rechts). Bei allen vier Gegenüberstellungen wird das Signifikanzniveau nicht erreicht.

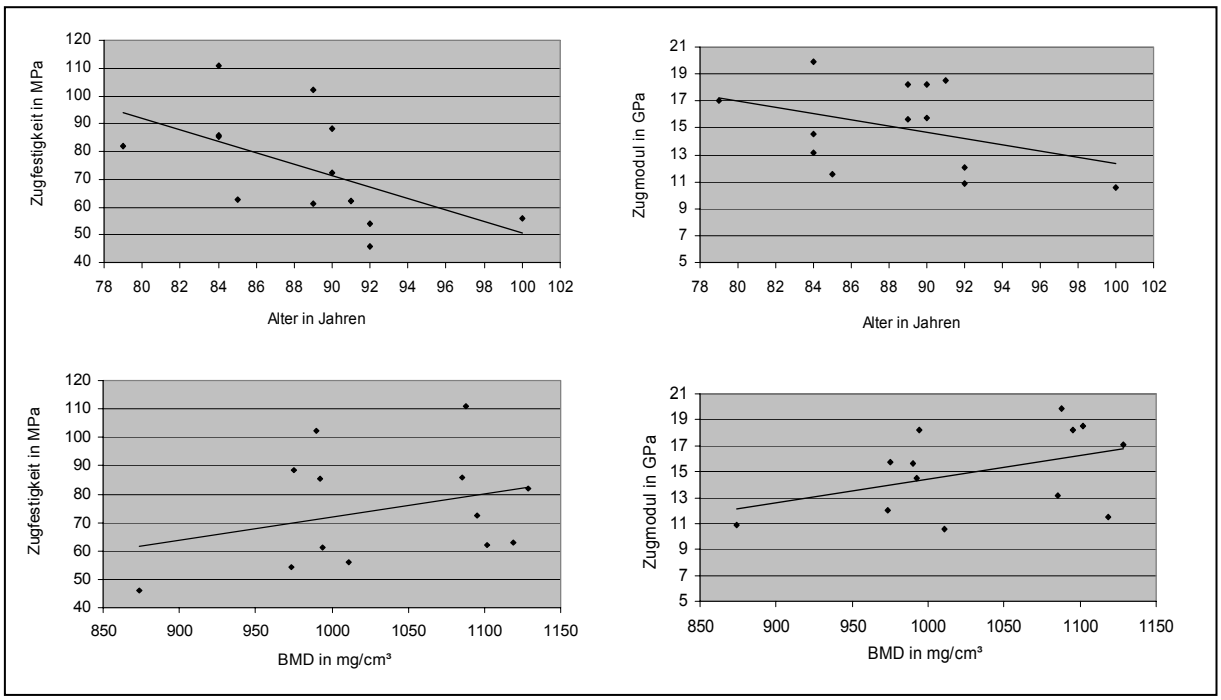

Abb. 31: *Oben links: Zugfestigkeit in Abhängigkeit des Alters: n=13; r=-0,55, n.s.; unten links: Zugfestigkeit in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=13; r=0,31, n.s.; oben rechts: Zugmodul in Abhängigkeit des Alters: n=13; r=-0,39, n.s.; unten rechts: Zugmodul in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=13; r=0,43, n.s.*

Bei der Gegenüberstellung von Zugfestigkeit und Zugmodul ergibt sich ein r von 0,53, ohne dass die Verteilung signifikant ist (Abb. 32).

Aus versuchstechnischen Gründen wurden die Proben F11R und F26L aus der Auswertung genommen (siehe 2.3.3.1).

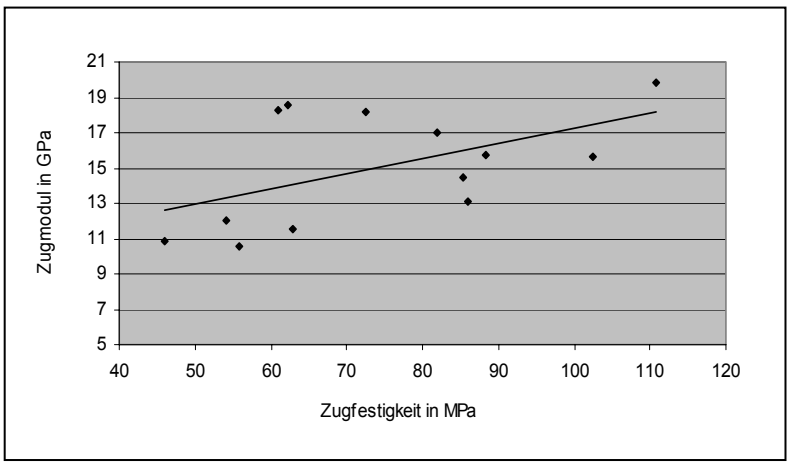

Abb. 32: *Zugmodul in Abhängigkeit der Zugfestigkeit: n=13; r=0,53, n.s.*

3.2.2 Druckversuche

3.2.2.1 Zerstörende Druckversuche

Die Einzelmesskurven in Abb. 33 geben die Längenänderungen der einzelnen Probekörper unter Druckkraft wieder. Die im Diagramm dargestellten Längenänderungen sind aus den Verkürzungen der Druckquader vom Materialprüfprogramm ermittelt worden. Die Enden der Kurven zeigen die Frakturierung der Knochenproben und damit das Ende des jeweiligen Versuchs an.

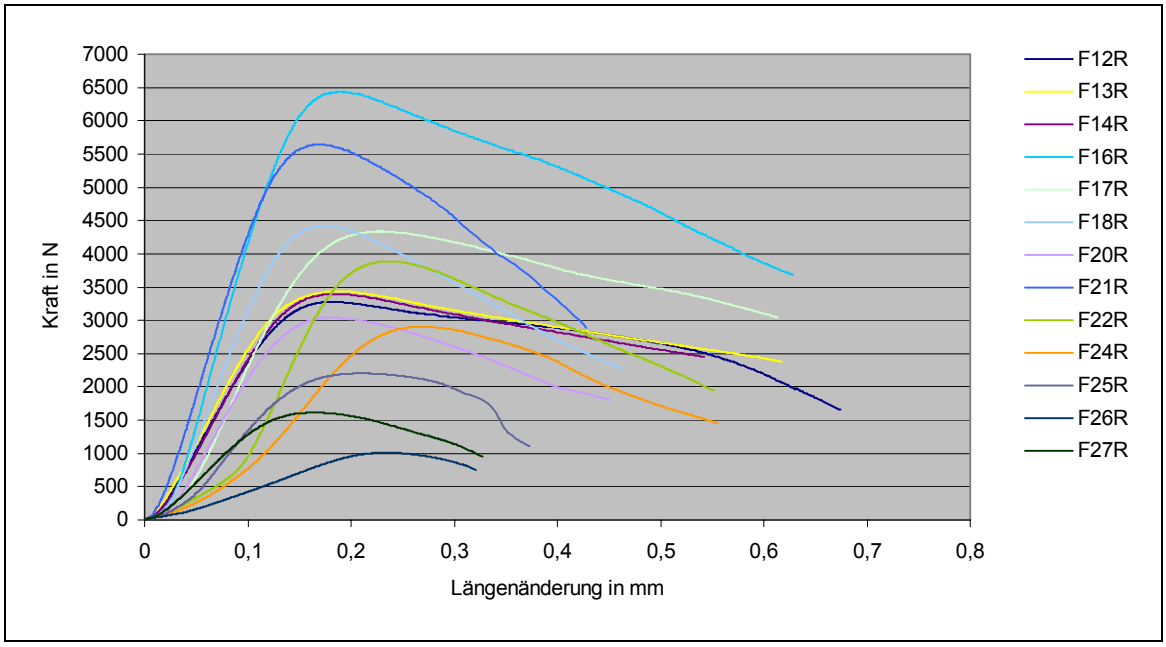

Abb. 33: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen Druckproben (n=13).*

Da die Druckproben in ihrer Größe stärker voneinander abwichen als die Zugproben oder die Torsionsproben, wird zur Veranschaulichung dargestellt, dass die aufzuwendende Druckkraft bis zum Bruch der Probe proportional zur Größe der Querschnittsfläche ist (Abb. 34). Hier erhält man eine signifikante Verteilung mit einem r von 0,94.

Die Druckfestigkeit wird, wie bereits bei der Zugfestigkeit, über Alter und Knochenmineraldichte aufgetragen (Abb. 35 links). Auch die Druckfestigkeit der einzelnen Proben nimmt mit Zunahme des Alters tendenziell ab, r beträgt hier -0,4. Die Verteilung der Werte des Verhältnisses Druckfestigkeit – Knochenmineraldichte ist bei einem r von 0,65 signifikant.

Wie auch beim Zugmodul ist eine Abnahme des Druckmoduls mit steigendem Alter zu verzeichnen. Hier liegt r bei -0,43. Beim Verhältnis Druckmodul –

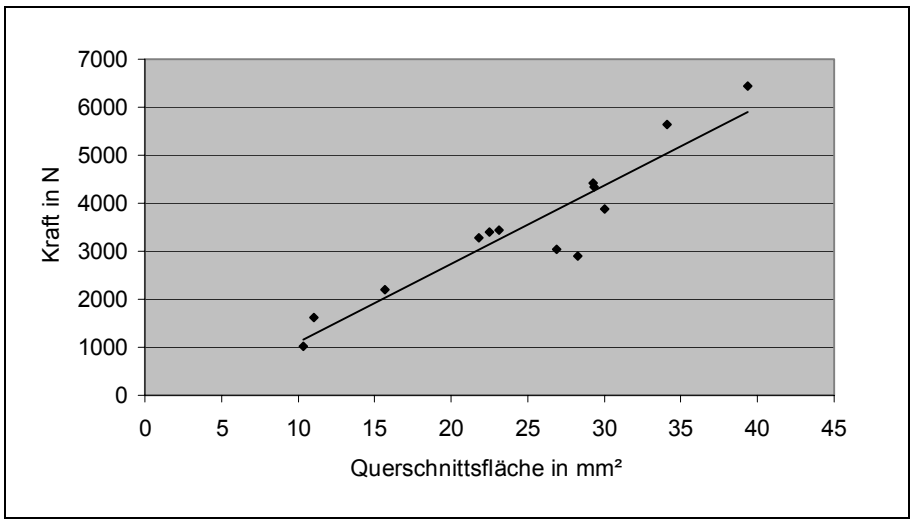

Abb. 34: *Zur Zerstörung der Druckprobe aufzuwendende Kraft in Abhängigkeit der Querschnittsfläche der Druckprobe: n=13; r=0,94 bei p<0,05*

.

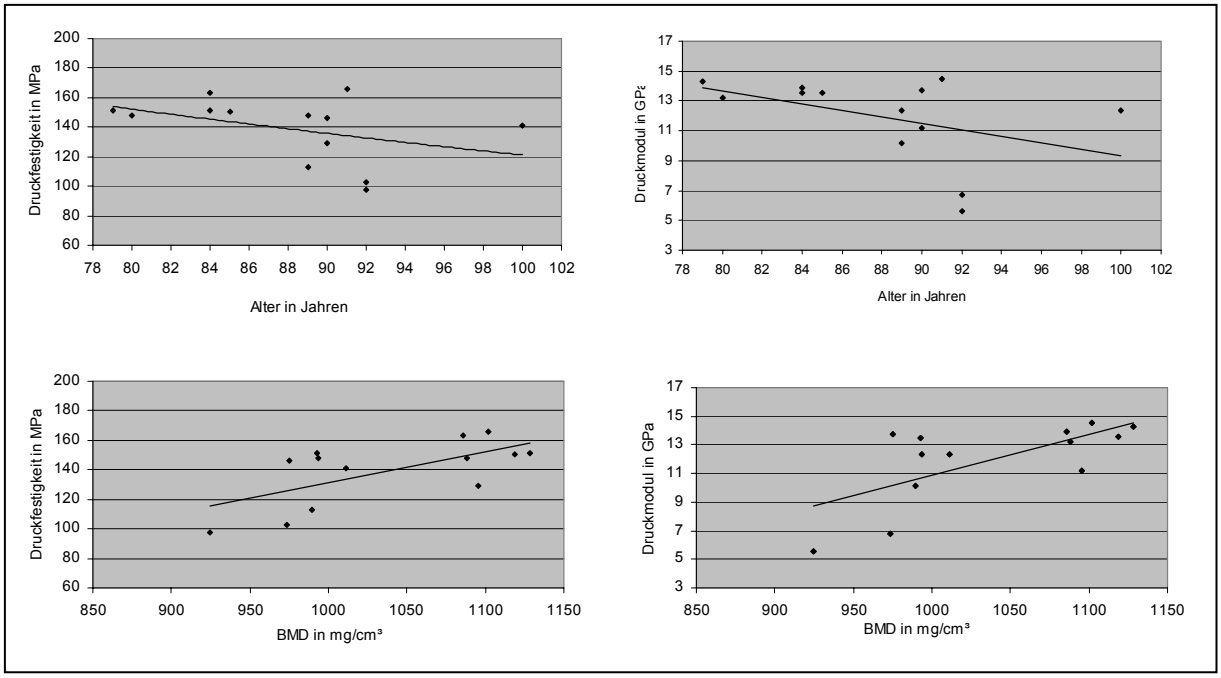

Abb. 35: *Oben links: Druckfestigkeit in Abhängigkeit des Alters: n=13; r=-0,4, n.s.; unten links: Druckfestigkeit in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=13; r=0,65 bei p<0,05; oben rechts: Druckmodul in Abhängigkeit des Alters: n=13; r=-0,43, n.s.; unten rechts: Druckmodul in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=13; r=0,67 bei p<0,05.*

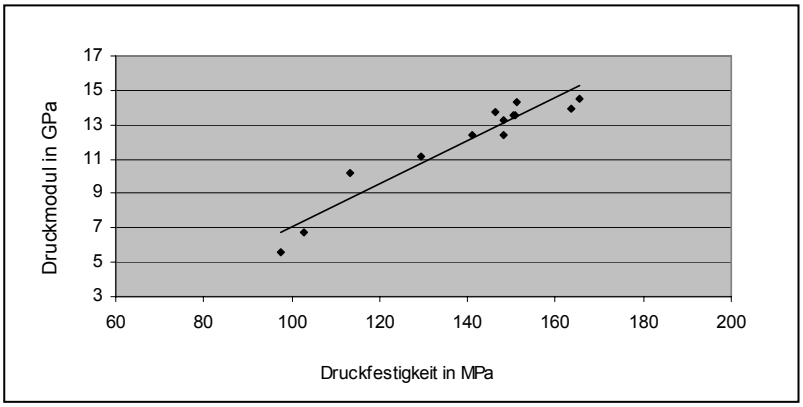

Abb. 36: *Druckmodul in Abhängigkeit der Druckfestigkeit; r=0,96 bei p<0,05.*

Knochenmineraldichte beträgt r 0,67, die Korrelation der Werte ist im Gegensatz zur Werteverteilung beim Verhältnis Zugmodul – Knochenmineraldichte signifikant (Abb. 35 rechts).

Beim Verhältnis Druckfestigkeit – Druckmodul erreicht r sogar 0,96, die Verteilung ist signifikant. Dies spricht für eine hohe Genauigkeit der Duckversuche (Abb. 36).

Aus versuchstechnischen Gründen wurden die Proben F11R und F15R aus der Wertung genommen.

3.2.2.2 Nicht zerstörende Druckversuche

Die Einzelmesskurven in Abb. 37, 38 und 39 geben die Längenänderungen der würfelförmigen Druckproben unter limitierter Druckkraft in longitudinaler (axialer), tangentialer (mediolateraler) und radialer (endostal – periostaler) Richtung wieder. Der Darstellung der Druckmoduln für die drei gemessenen Richtungen dienen Abb. 40 und 41. Im Durchschnitt beträgt der Druckmodul in longitudinaler Richtung 5,7 GPa, in tangentialer 2,8 GPa und in radialer 2,6 GPa (Tab. 5). Der durchschnittliche Druckmodul der tangentialen bzw. der radialen Richtung beträgt ca. 50% bezogen auf den durchschnittlichen Druckmodul der longitudinalen Richtung. In fünf Fällen (F13R, F14L, F22R, F26L, F27R) ist der Druckmodul der tangentialen Belastungsrichtung kleiner als der der radialen, in sechs Fällen (F11R, F12R, F18R, F20R, F24R, F25R) ist er größer, die Verteilung ist hier also fast ausgeglichen; im Durchschnitt ist der Druckmodul der radialen Belastungsrichtung jedoch 3,5 Prozentpunkte kleiner als der der tangentialen Belastungsrichtung. Aus versuchstechnischen Gründen wurden die Proben F15R, F16R, F17R und F21R aus der Wertung genommen.

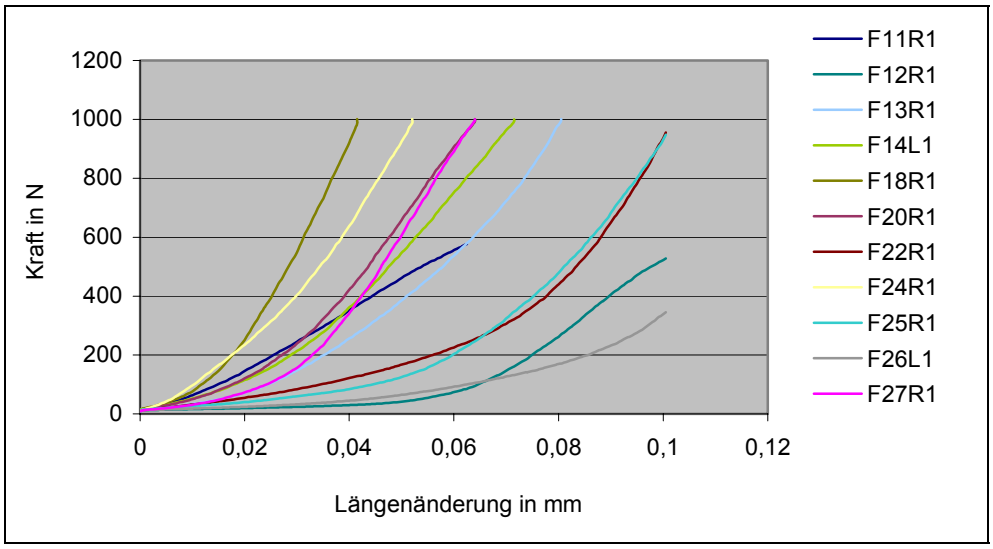

Abb. 37: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen würfelförmigen Druckproben bei nicht zerstörender Druckbelastung in longitudinaler Richtung (n=11).*

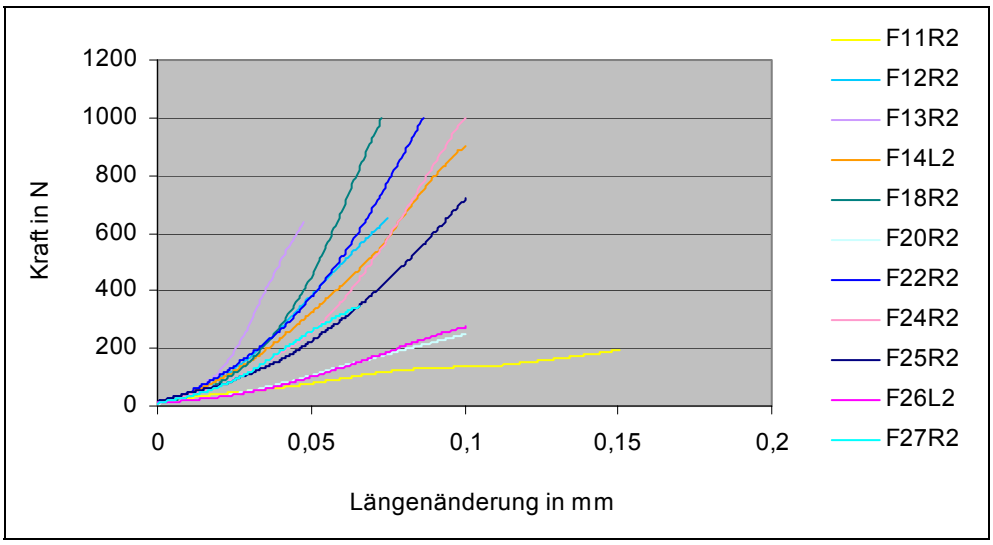

Abb. 38: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen würfelförmigen Druckproben bei nicht zerstörender Druckbelastung in tangentialer (mediolateraler) Richtung (n=11).*

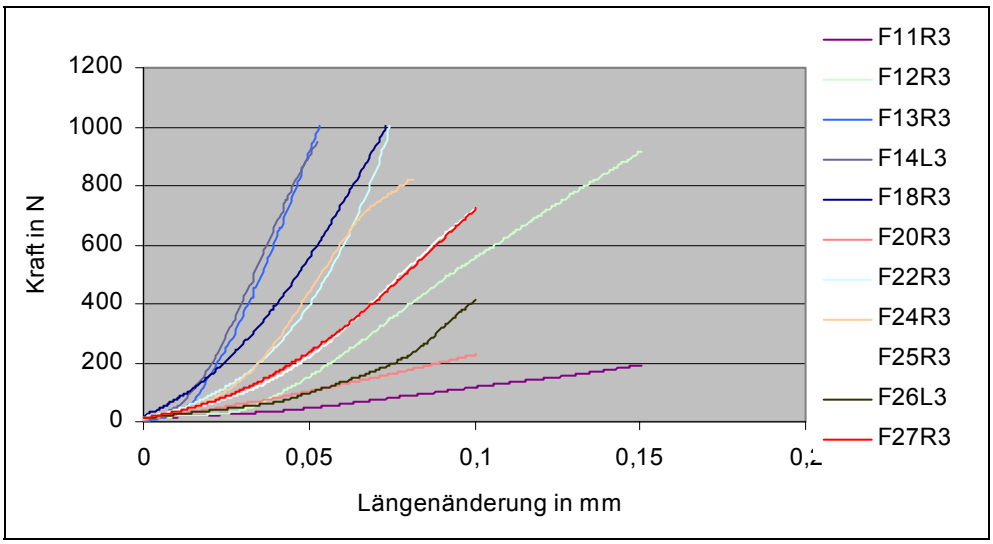

Abb. 39: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen würfelförmigen Druckproben bei nicht zerstörender Druckbelastung in radialer (endostal – periostaler) Richtung (n=11).*

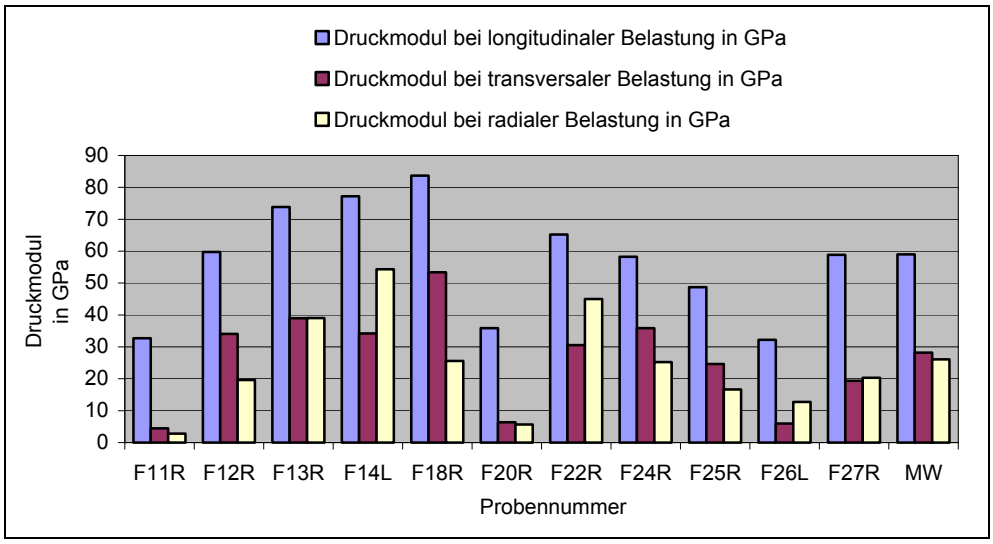

Abb. 40: *Darstellung des Druckmoduls bei Belastung der würfelförmigen Probekörper in drei Richtungen (n=11).*

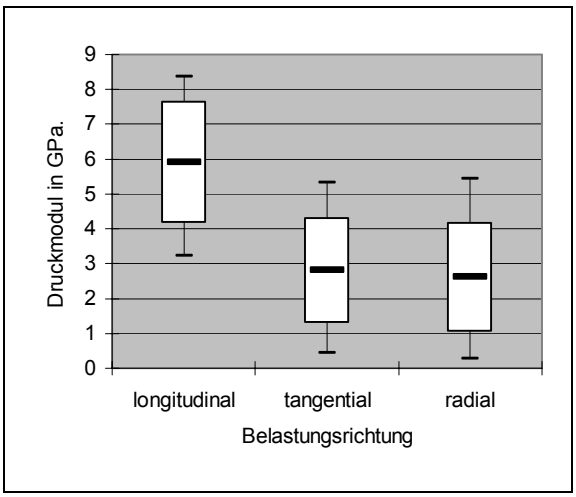

Abb. 41: *Anisotropie des kortikalen humanen Femurs unter nicht zerstörender Druckbelastung (n=11).*

Tab. 5: *Anisotropie des kortikalen Knochens bei nicht zerstörender Druckbelastung.*

Druckmodul in GPa	Belastungsrichtung		
	longitudinal	tangential	radial
MW	5,90	2,81	2,61
SD	1,74	1,50	1,57
Minimum	3,22	0,45	0,28
Maximum	8,37	5,34	5,43
MW – SD	4,17	1,31	1,05
MW + SD	7,64	4,32	4,18

3.2.3 Torsionsversuche

In Abb. 42 wird der Kurvenverlauf der Belastung der einzelnen Torsionsproben dargestellt. Die Kraft–Deformierungs–Kurven enden im Moment der Frakturierung der einzelnen Torsionsprobe.

Die Schubfestigkeit ist bei den älteren Proben kleiner als bei den jüngeren. Für das Verhältnis Schubfestigkeit – Alter beträgt r -0,59, die Verteilung ist signifikant. Bei der Gegenüberstellung von Schubfestigkeit und Knochenmineraldichte ergibt sich ein r von 0,63, auch diese Verteilung erreicht das Signifikanzniveau (Abb. 43 links). Bei einer Gegenüberstellung der Werte Schubmodul und Alter ergibt sich für r -0,53 eine signifikante Verteilung. Lediglich die Verteilung von Schubmodul– und Knochenmineraldichtewerten ist bei einem r von 0,51 nicht signifikant (Abb. 43 rechts).

Die Werte von Schubfestigkeit und Schubmodul korrelieren mit einem r von 0,79 sehr gut, die Verteilung erreicht das Signifikanzniveau (Abb. 44).

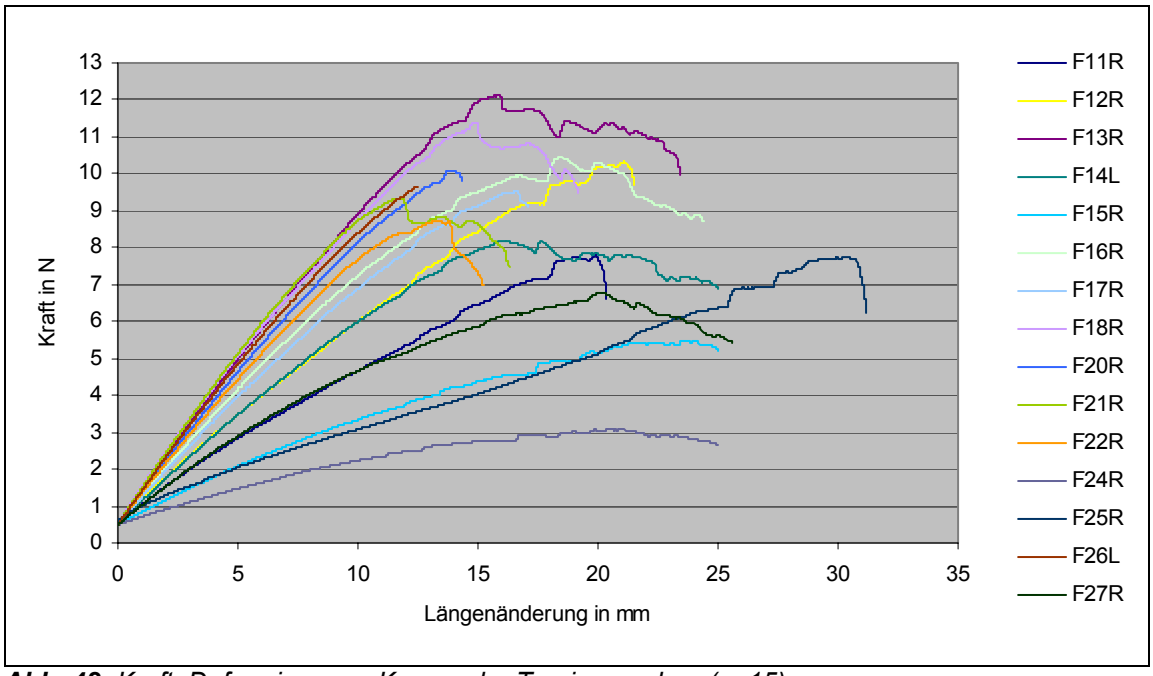

Abb. 42: *Kraft–Deformierungs–Kurven der Torsionsproben (n=15).*

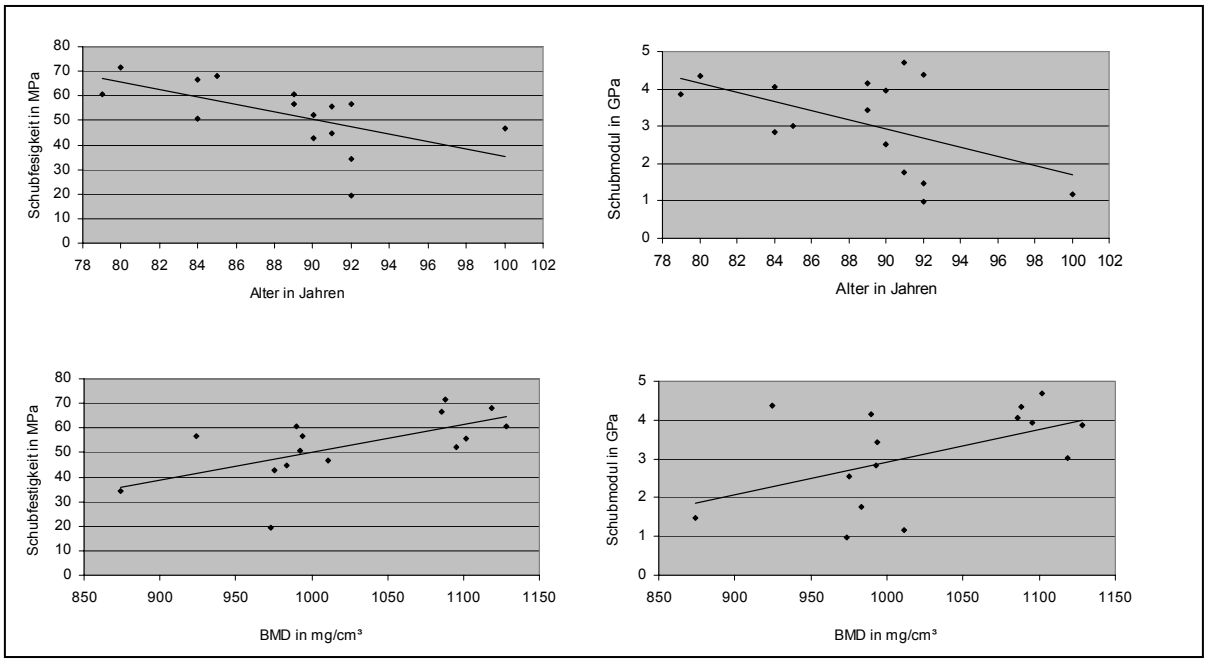

Abb. 43: *Oben links: Schubfestigkeit in Abhängigkeit des Alters: n=15; r=-0,59 bei p<0,05; unten links: Schubfestigkeit in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=15; r=0,63 bei p<0,05; oben rechts: Schubmodul in Abhängigkeit des Alters: n=15; r=-0,53 bei p<0,05; unten rechts: Schubmodul in Abhängigkeit der Knochenmineraldichte: n=15; r=0,51, n.s.*

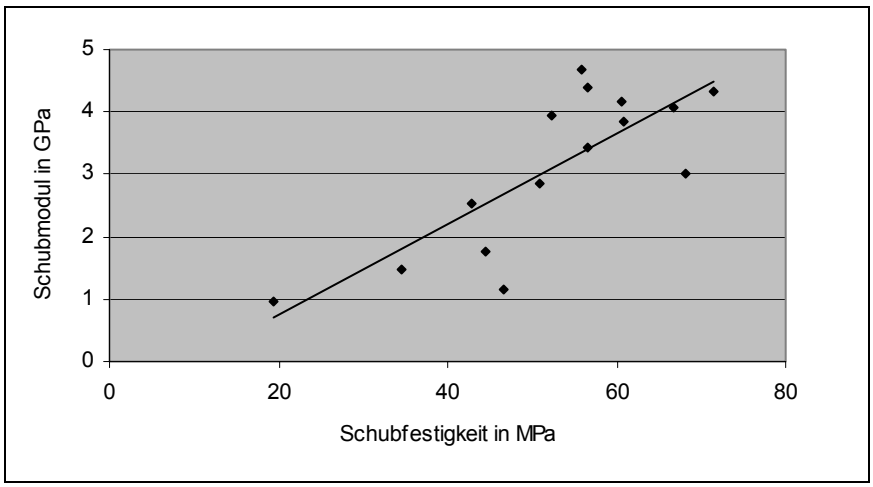

Abb. 44: *Schubmodul in Abhängigkeit der Schubfestigkeit: n=15; r=0,79 bei p<0,05.*

3.2.4 Schraubenausdrückversuche

Die an den humanen, kortikalen Knochenplättchen durchgeführten Ausdrücktests des herkömmlichen Schraubengewindes in Knochenplättchen (Gruppe I) gibt Abb. 45 wieder. Die Kurvenverläufe sind ungleichmäßig und entsprechen dem Ausreißen der Schraubengewinde mit steigender Druckkraft. Sie sollen an dieser Stelle nur den Ablauf der Ausdrückversuche verdeutlichen, von Bedeutung für die Auswertung der Versuche ist jedoch eigentlich nur die maximale Kraft, die zum endgültigen Ausreißen des Schraubengewindes aus der Kortikalis notwendig war. Dementsprechend enden die Kurven im Moment der – auch makroskopisch sichtbaren – Zerstörung der Schrauben–Knochen–Verbindung. Aus versuchstechnischen Gründen wurden die Proben F11R, F13R, F18R und F27R aus der Wertung genommen.

Analog werden die Ausdrücktests des inversen Schraubengewindes in den kortikalen Knochenplättchen (Gruppe II) durch Abb. 46 wiedergegeben. Bei der Gegenüberstellung der aufzuwendenden Maximalkräfte bei der herkömmlichen und inversen Gewindeform ist es, wie schon unter 2.4.3 beschrieben, zweckmäßig, die maximalen Druckkräfte auf die Höhe zu beziehen, um die voneinander abweichenden Höhen der Knochenplättchen zu berücksichtigen. In Abb. 47 ist die bezogene Ausreißkraft pro Höhe für die jeweils zwei Gewindeformen in den einzelnen Knochenplättchen dargestellt.

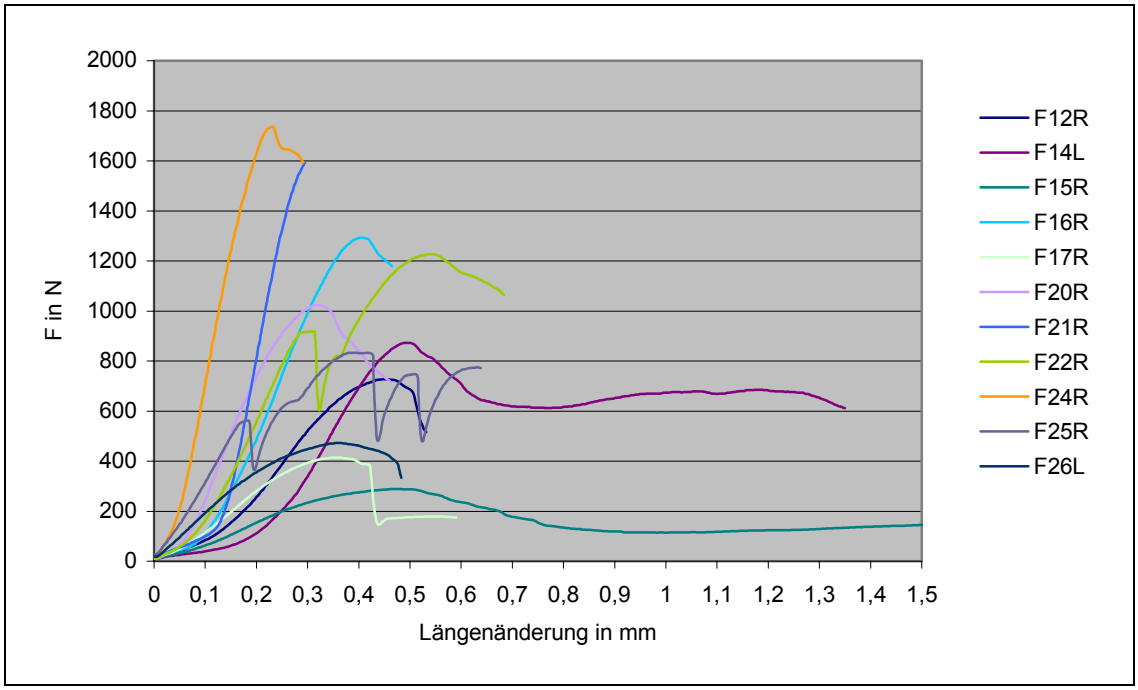

Abb. 45: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen Knochenplättchen, die mit der herkömmlichen Gewindeform bestückt waren (Gruppe I, n=11).*

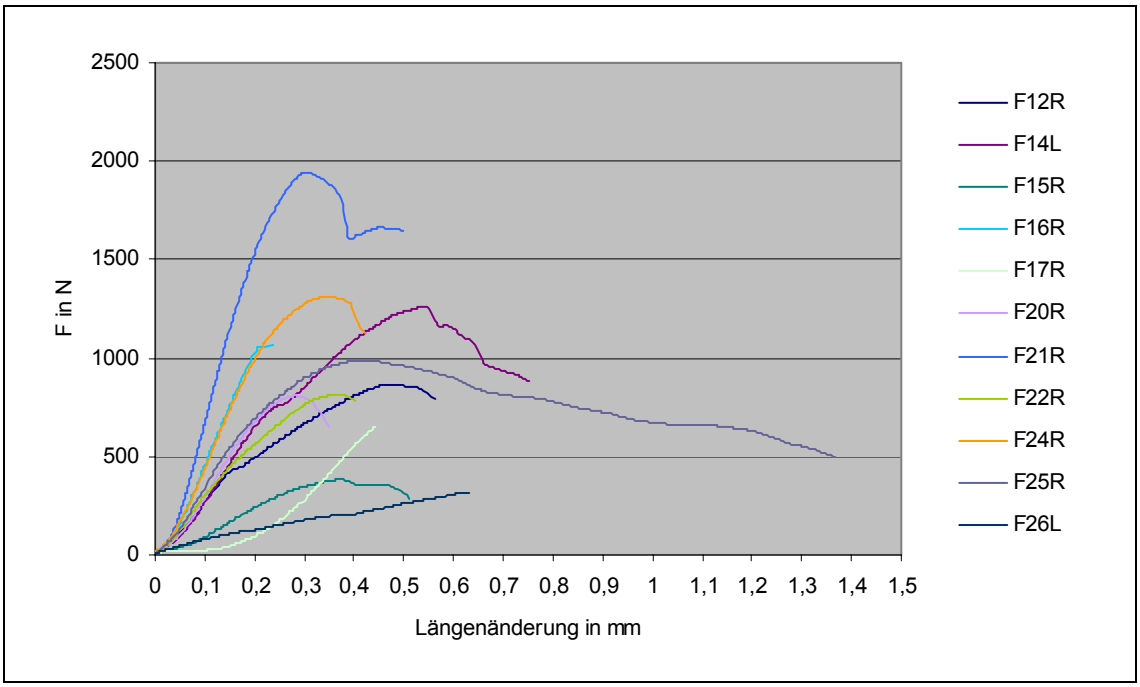

Abb. 46: *Kraft–Verformungs–Kurven der einzelnen Knochenplättchen, die mit der inversen Gewindeform bestückt waren (Gruppe II, n=11).*

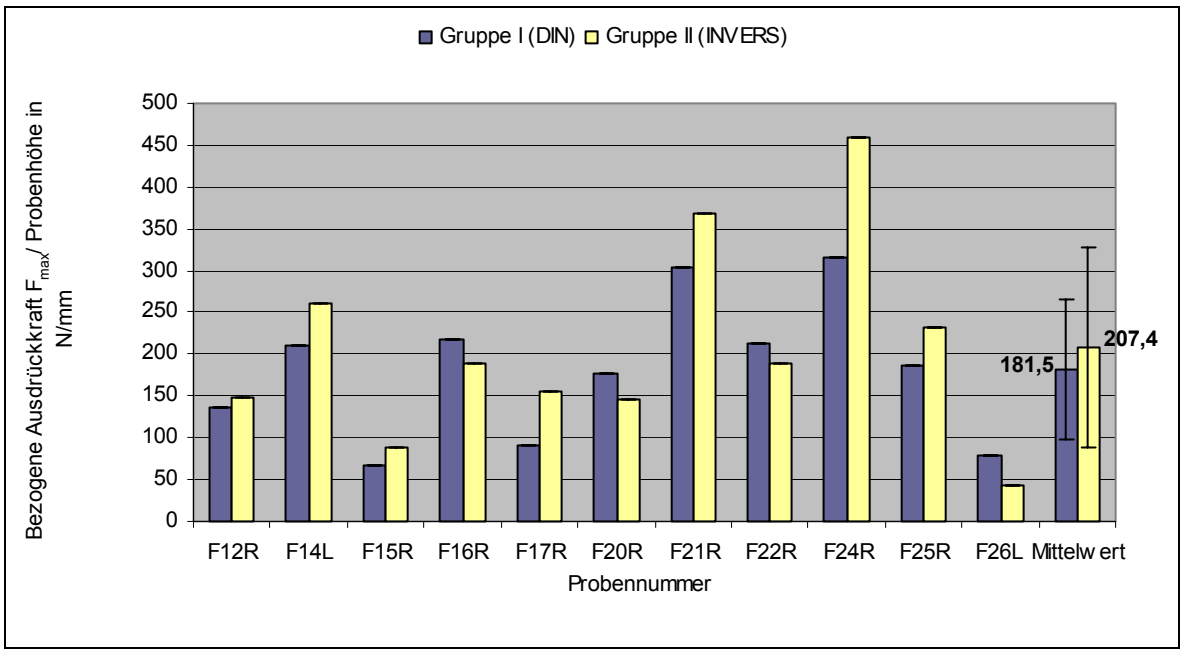

Abb. 47: *Vergleich der Haltekräfte bis zum Ausreißen der herkömmlichen und der inversen Gewindeform (n=11).*

Die mittlere bezogene Ausdrückkraft der Gruppe I (mit herkömmlicher Gewindeform) beträgt 182 N/mm, die von Gruppe II (inverse Gewindeform) 207 N/mm. Hier weist also die inverse Gewindeform die höhere Verankerungsstabilität auf. In sieben von elf bewerteten Fällen war die Ausreißfestigkeit beim inversen Gewinde höher, in den anderen vier Fällen war das herkömmliche Gewinde stärker im Knochen verankert als das inverse. Die genauen Probemaße und gemessenen Duckkräfte sind Tab. 6 zu entnehmen.

Tab. 6: *Höhen der Knochenplättchen und Haltekräfte bei den Ausdrückversuchen.*

Gruppe I (DIN)			
Proben-nummer	F_{max} in N	Höhe in mm	F_{max}/Höhe in N/mm
F12R	727	5,3	136,1
F14L	873	4,2	209,3
F15R	289	4,4	66,0
F16R	1292,8	5,9	218,7
F17R	414,1	4,6	89,8
F20R	1024	5,8	177,8
F21R	1592,3	5,2	304,5
F22R	919	4,4	212,7
F24R	1735,7	5,5	315,0
F25R	837,1	4,4	187,7
F26L	472,3	6,0	78,6
MW	925,1	5,1	181,5
SD	465.6	0,7	84,0

Gruppe II (INVERS)			
Proben-nummer	F_{max} in N	Höhe in mm	F_{max}/Höhe in N/mm
F12R	862,7	5,8	149,3
F14L	1258,2	4,8	260,5
F15R	382,7	4,3	89,6
F16R	1062,4	5,6	189,0
F17R	650,9	4,2	154,6
F20R	809,0	5,6	145,2
F21R	1941,8	5,3	369,2
F22R	816,6	4,3	189,0
F24R	1310,7	2,9	458,3
F25R	990,7	4,3	232,6
F26L	318,1	7,3	43,9
MW	945,8	4,9	207,4
SD	455,9	1,1	120,0

Die mittlere bezogene Ausdrückkraft zum Zerstören der (herkömmlichen oder inversen) Gewindeverankerung im kortikalen Knochen beträgt 194 N/mm.

Die Differenz zwischen den bezogenen Ausdrückkräften der zwei verschiedenen Gewindeformen für die jeweilige Kortikalisprobe wird in Tab. 7 als ΔF_{max} bezeichnet. Da in sieben Fällen die Maximalkraft bei der inversen Gewindeform höher ist, wird von dieser subtrahiert.

In Abb. 48 wird diese Differenz als prozentualer Anteil der maximalen Ausreißkräfte des DIN–Schraubengewindes dargestellt.

Die Balken im positiven Bereich stellen die Fälle dar, in denen die neue (inverse) Gewindeform die bessere Haltekraft hatte. Die Balken im negativen Bereich spiegeln die Fälle wieder, in denen die herkömmliche DIN–Gewindeform die höhere Verankerungsstabilität hatte.

Im Signifikanztest für die Gegenüberstellung der bezogenen Ausdrückkräfte erhält man im gepaarten einseitigen t–Test ein p von 0,076 (7,6%). Damit ist das angestrebte Signifikanzniveau von 0,05 knapp verfehlt worden. Dennoch zeigt sich in der Verteilung die Tendenz, dass das neue Schraubendesign vorteilhaft gegenüber der herkömmlichen Gewindeform ist.

Abb. 49 stellt den histologisch aufgearbeitete Schnitt einer zerstörten Gewindeverankerung im humanen, kortikalen Femur dar, wie sie typischerweise nach den Druckversuchen aussah.

Tab. 7: *Die zwei Gewindeformen werden miteinander verglichen; einerseits die absolute Kraftdifferenz, andererseits die prozentuale Abweichung von der DIN-Norm; der „Gewinner“ mit der höheren Verankerungsstabilität; Errechnung der mittleren maximalen Haltekraft bezogen auf 1 mm Höhe des Knochenplättchens.*

Proben-nummer	Kraftdifferenz ΔF_{max} (INVERS–DIN)	Kraftdifferenz ΔF_{max}/DIN in %	„Gewinner“	MW F_{max}/Höhe in N/ mm [(DIN+ INVERS)/2]
F12R	13,11	9,63	Invers	142,70
F14L	51,16	24,44	Invers	234,92
F15R	23,66	35,86	Invers	77,80
F16R	-29,71	-13,58	DIN	203,89
F17R	64,78	72,12	Invers	122,21
F20R	-32,54	-18,31	DIN	161,51
F21R	64,70	21,25	Invers	336,81
F22R	-23,70	-11,14	DIN	200,89
F24R	143,29	45,49	Invers	386,65
F25R	44,89	23,92	Invers	210,12
F26L	-34,72	-44,17	DIN	61,23
MW	25,90	14,27		194,43
SD	52,75	31,54		95,13

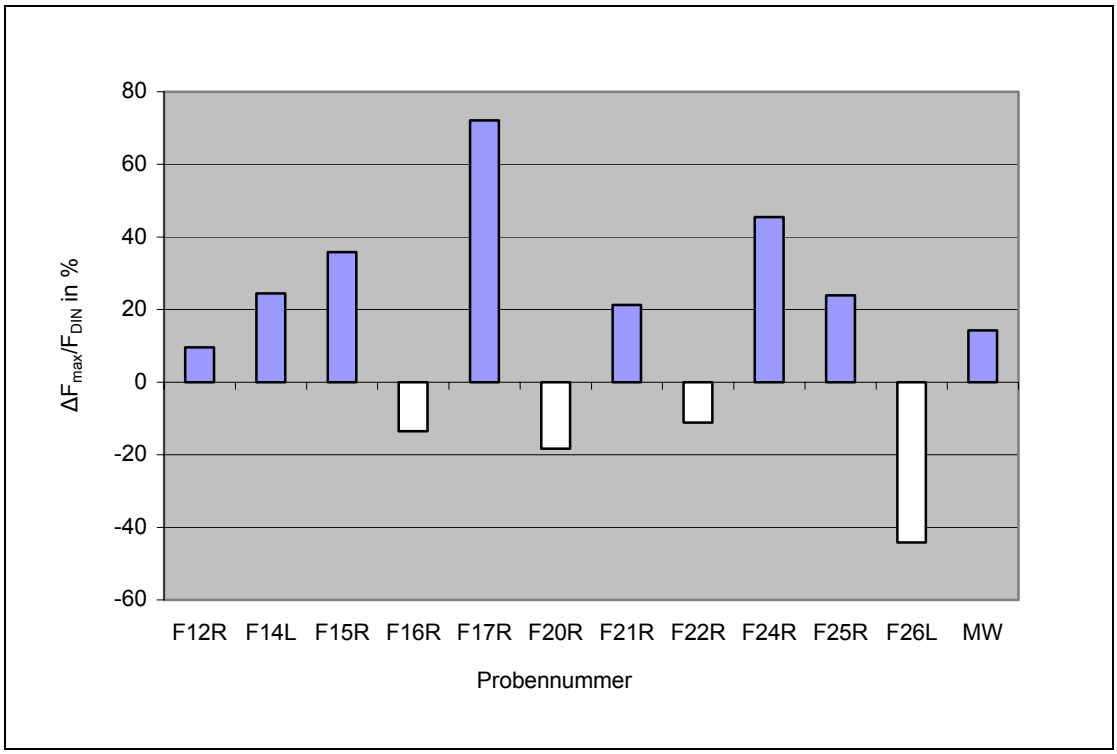

Abb. 48: *Differenz der bezogenen Ausdrückkräfte ($F_{max\ INVERS} - F_{max\ DIN}$) bezogen auf $F_{max\ DIN}$ in Prozent für die jeweiligen Kortikalisproben. Die Balken im positiven Bereich spiegeln die höhere Verankerungsstabilität der inversen Gewindeform wider, die Balken im negativen Bereich die höhere Verankerungsstabilität der herkömmlichen Gewindeform.*

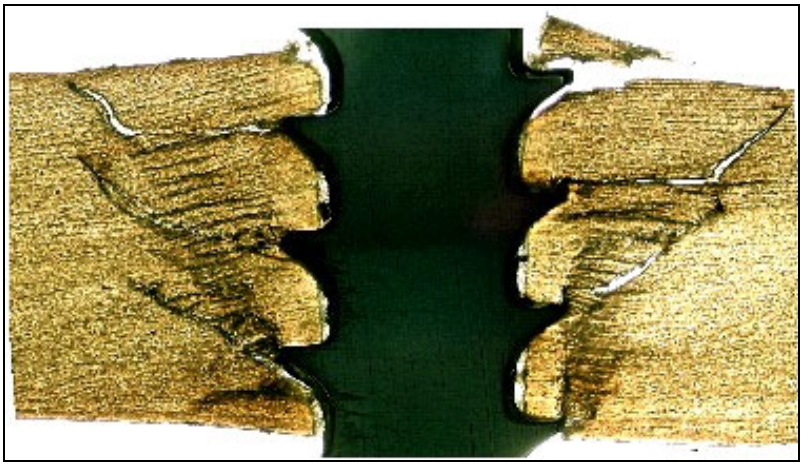

Abb. 49: *Histologischer Schnitt einer Kortikalisschraube im zerstörten Knochen nach einem Druckversuch (Schnitt in longitudinaler Richtung).*

Zusammenfassung der Ergebnisse

3.2.5 Festigkeiten und Elastizitätsmoduln

Der Mittelwert der Knochendichte aller kortikalen Knochenproben betrug 1022,4 mg/cm³, dabei wiesen die Proben der weiblichen Individuen eine mittlere Knochendichte von 1005,1 mg/cm³ auf, die der männlichen Individuen eine von 1048,5 mg/cm³. Die Knochendichte alleine liefert jedoch keinen hinreichend verlässlichen Schätzwert für ein Frakturrisiko; die Messung der Knochendichte mit der quantitativen Computertomographie kann dennoch hilfreich sein, die Stabilität von kortikalem Knochengewebe abzuschätzen (Wachter et al. 2002).

Die größte Festigkeit von 146,3 MPa wurde im Durchschnitt unter Druckbelastung der kortikalen Femurproben gemessen, die zweithöchste unter Zugbelastung mit 74,6 MPa. Der Torsionsbelastung hielt die Kortikalisprobe im Durchschnitt mit einer Festigkeit von 54,9 MPa stand.

Der longitudinale Zugmodul betrug durchschnittlich 15,1 GPa, der Druckmodul 11,9 GPa.

Tab. 8 ordnet die gemessenen Festigkeiten und Elastizitätsmoduln den jeweiligen Proben zu. Die Druckfestigkeiten überragen im Durchschnitt die Zugfestigkeiten.

Beim Vergleich der Elastizitätsmoduln sind die Zugmoduln in den überwiegenden Fällen größer als die Druck– und Schubmoduln.

Schubfestigkeiten sind von Natur aus immer halb so groß wie Zug– oder Druckfestigkeiten. Da in den Druckversuchen die höchsten Festigkeitswerte gemessen wurden, wurden Zug- und zweifache Schubfestigkeit auf die Druckfestigkeit bezogen (Tab. 9). Die Proben wiesen im Durchschnitt eine Zugfestigkeit von 55% und eine zweifache Schubfestigkeit von 76% der durchschnittlichen Druckfestigkeit auf. In diese Berechnung gingen nur die Proben ein, von denen aus allen drei Versuchen ein gültiges experimentelles Ergebnis vorlag.

Tab. 8: *Versuchsergebnisse der zerstörenden Festigkeits– und Elastizitätsmessungen*

	Festigkeit			Elastizitätsmodul		
Proben-nummer	Zugfestigkeit in MPa	Druckfestig-keit in MPa	Schubfestig-keit in MPa	Zugmodul in GPa	Druckmodul in GPa	Schubmodul in GPa
F11R			44,61			1,76
F12R	62,80	150,40	68,21	11,51	13,57	3,02
F13R	110,80	148,30	71,48	19,86	13,23	4,33
F14L	85,30	150,93	50,83	14,51	13,52	2,84
F15R	46,00		34,44	10,90		1,48
F16R	85,90	163,43	66,75	13,14	13,92	4,06
F17R	61,00	148,17	56,56	18,24	12,36	3,44
F18R	82,00	151,08	60,73	17,04	14,27	3,86
F20R	102,40	113,14	60,51	15,65	10,16	4,16
F21R	62,20	165,48	55,90	18,52	14,50	4,69
F22R	72,50	129,43	52,37	18,18	11,15	3,94
F24R	54,20	102,67	19,45	12,06	6,75	0,98
F25R	55,90	140,96	46,53	10,54	12,37	1,16
F26L		97,58	56,50		5,58	4,38
F27R	88,40	146,33	42,87	15,69	13,74	2,53
MW	74,57	139,07	52,52	15,06	11,93	3,11
SD	19,66	21,87	13,16	3,20	2,85	1,22

Tab. 9: *Festigkeitsverhältnisse: Zug– und zweifache Schubfestigkeit bezogen auf die Druckfestigkeit*

Proben-nummer	Zugfestigkeit / Druckfestigkeit	Zweifache Schubfestigkeit / Druckfestigkeit
F12R	0,42	0,91
F13R	0,75	0,96
F14L	0,57	0,67
F16R	0,53	0,82
F17R	0,41	0,76
F18R	0,54	0,80
F20R	0,91	1,07
F21R	0,38	0,68
F22R	0,56	0,81
F24R	0,53	0,38
F25R	0,40	0,66
F27R	0,60	0,59
MW	0,55	0,76
SD	0,15	0,17

3.2.6 Schraubenausdrückversuche

Bei einem paarweisen Vergleich der Gewindeformen betrug die mittlere auf die Knochendicke bezogene Ausdrückkraft der Standardgruppe 182 N/mm, die der INVERS–Gruppe 207 N/mm. Im Durchschnitt hatte das inverse Gewinde eine um 14% höhere Verankerungsstabilität.

Die Verteilung sprach für die inverse Gewindeform, erreichte im einseitigen gepaarten t–Test das Signifikanzniveau mit p = 0,076 jedoch nicht.

4 DISKUSSION

4.1 Vergleichbarkeit von Studien

Viele Faktoren beeinflussen die Durchführung eines mechanischen Experimentes mit Knochengewebe als inhomogenem Material und machen so die Vergleichbarkeit verschiedener experimenteller Ergebnisse schwierig. Hierzu zählen unter anderem Präparationstechnik, Probengröße, Art der Aufbewahrung vor der Versuchsdurchführung sowie Temperatur und Feuchtigkeit der Proben und der Umgebung während der Tests. Eine ungenaue Herstellung der Knochenproben, unregelmäßige Probenformen oder durch die Präparation zugefügte Probendefekte bereiten bei der Messung der mechanischen Parameter oft Schwierigkeiten. Außerdem fehlen aufgrund der uneinheitlichen Versuchsbedingungen und –durchführungen geeignete Vergleichskontrollen (Choi et al. 1990, Ascenzi et al. 1994, Currey 1996, Liu et al. 1999). Weil es wenig standardisierte oder vereinheitlichte experimentelle Methoden, Vorgehensweisen und Ziele gibt, lassen sich aus der Literatur, die sich mit den mechanischen Eigenschaften des Knochengewebes befasst, sowohl Daten gewinnen, die bestimmte Hypothesen bekräftigen, als auch solche, die diese Hypothesen widerlegen, ohne dass jene Daten inhaltlich zweideutig sein müssen (Reilly und Burstein 1974). Auch können die Präparationstechniken stark innerhalb derselben experimentellen Arbeiten variieren (Reilly et al. 1974, Reilly und Burstein 1975). Bezüglich der Probengröße variiert die Querschnittsfläche der Knochenproben innerhalb vieler Studien. Um das Vorhandensein einiger Haversscher Systeme zu gewährleisten, sollte die Querschnittsfläche zwischen vier und zwanzig mm² liegen. Hierdurch werden die durchschnittlichen mechanischen Eigenschaften mehrerer Osteone gemessen (Reilly und Burstein 1974).

Bereits durch die Probenherstellung und –präparation können mikroskopisch kleine Defekte, so genannte Microcracks entstehen, die eine Fehlerquelle darstellen, genauso wie Ungenauigkeiten in der Probengeometrie bei der Herstellung. Über die Relation zwischen Microcracks und Probengröße ist noch nicht hinreichend viel bekannt, in unserem Fall könnte ein Einfluss dieses Verhältnisses besonders in den zerstörenden und nicht zerstörenden Druckversuchen zum Tragen kommen. Kleinere Probengrößen könnten durch

Defekte bestimmten Ausmaßes stärker in ihrem mechanischen Verhalten bzw. ihrer Stabilität verändert sein als größere (Choi et al. 1990).

4.2 Probengewinnung

Die experimentellen Ergebnisse hängen von der Herkunft des Knochens und von der anatomischen Lokalisation der Probe im Knochen ab, aus der sie gewonnen werden.

Biologische Variablen wie Alter, Geschlecht, Herkunft, pathologische Einflussfaktoren und der Grad der Aktivität des Individuums spielen eine wichtige Rolle.

Von Natali und Meroi wird auf die Abhängigkeit des Elastizitätsmoduls von der Zone des Querschnitts hingewiesen, aus der die Proben stammen. Die Stelle der Probeentnahme aus dem Röhrenknochen habe Einfluss auf die Elastizität (Abb. 50) und auf die Knochendichte (Natali und Meroi 1989). Wie die Knochenproben ursprünglich im Röhrenknochen orientiert waren, kann durch ein Koordinatensystem wiedergegeben werden, wie es auch Reilly und Burstein in ähnlicher Form verwendeten (Reilly und Burstein 1975).

Bei einem Vergleich experimentell ermittelter elastischer Koeffizienten in der Literatur stößt man schnell auf Unterschiede in der Herkunft des Knochenmaterials (z.B. Tibia oder Femur, bovin oder human etc.) und somit auch auf voneinander abweichende Untersuchungsergebnisse (Katz und Meunier 1987, Natali und Meroi 1989) (Tab. 11).

Bei mechanischen Belastungstests müssen selbstverständlich auch die Versuchsparameter vereinheitlicht und festgelegt sein, so dass die Ergebnisse hierdurch nicht beeinflusst werden (siehe hierzu auch Tab.15).

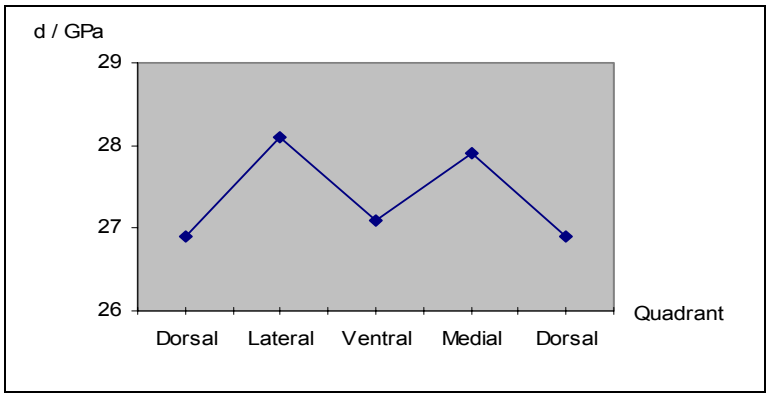

Abb. 50: *Elastizitätsmodul bei verschiedenen Entnahmestellen im humanen kortikalen Femur (Ashman et al. 1984).*

4.3 Quantitative Computertomographie

Die bildhafte Darstellung der Knochenstruktur stellt eine Momentaufnahme nach einem sich über Jahre hinweg entwickelnden Prozess dar. Die altersabhängigen, degenerativen Veränderungen entstehen langsam. Sie resultieren vorwiegend aus anhaltenden Überlastungszuständen an den Strukturen der Stütz– und Bewegungsorgane, die wiederum typische morphologische Reaktionen nach sich ziehen. Zur klinischen Diagnostik dienen hier in der Regel nicht–invasive röntgenologische Verfahren (Holm 1997).

Anhand eines konventionellen Röntgenbildes können Aussagen hinsichtlich der Knochenmasse nur eingeschränkt getroffen werden. Hier müssen relativ große Veränderungen im Knochenmineralgehalt (25 bis 30%) auftreten, bevor Unterschiede festgestellt werden können (Genant 1981).

Die Technik zur Analyse von Knochenstruktur oder –dichte hat sich innerhalb der letzten zwei Jahrzehnte rasant entwickelt. Um die Knochenstabilität einzustufen und die Frakturgefährdung eines Knochens einzuschätzen, gelten die Zwei–Energie–Röntgen–Absorptiometrie (DXA) und die hier verwendete quantitative Computertomographie (QCT) als Standardverfahren der Osteodensitometrie (Genant et al. 1996).

Die quantitative Computertomographie und auch die DXA ermöglichen es, die Knochendichte zuverlässig zu beurteilen und auch die Stabilität in Heilung befindlicher Knochenfrakturen einzuschätzen (Augat et al. 1996, Augat et al. 1997). Im klinischen Alltag sind vor allem die geringe Strahlenbelastung sowie der moderate Preis und der geringe Zeitaufwand des DXA–Verfahrens vorteilhaft (Bartl et al. 2003).

Entscheidende Vorteile der QCT im Vergleich zur DXA sind die exakte dreidimensionale Lokalisation des Messvolumens, die isolierte Erfassung dieses Volumens ohne Überlagerung des umgebenden Gewebes und die Separation trabekulären und kortikalen Knochens (Engelke 2002).

Besondere diagnostische Relevanz im Bereich der Extremitäten hat das hochauflösende Verfahren der peripheren quantitativen Computertomographie (pQCT), welches auch in dieser Studie zur Anwendung kam (Augat et al. 1998).

Zwar sind gegenüber der konventionellen Röntgenuntersuchung bei der computertomographischen Untersuchung sowohl Kostenaufwand als auch Strahlenbelastung höher, für die Beurteilung der Knochenbeschaffenheit jedoch

erweist sich das computertomographische Verfahren aufgrund der Auflösung der Knochenstruktur über die gesamte Querschnittsfläche eindeutig als brauchbarer. Zudem konnte im besonderen Fall der hier durchgeführten in–vitro–Studie der Aspekt der Strahlenbelastung vernachlässigt werden.

4.4 Kritische Betrachtungen zur Probenherstellung

Beim Vergleich zwischen den einzelnen Femora sollte bedacht werden, dass alle Femora zwar nach dem gleichen Verfahren präpariert wurden, die einzelnen Knochenproben jedoch durch die konstitutionell bedingten interindividuellen Unterschiede nicht vollkommen gleich aus dem Röhrenknochen gewonnen werden konnten.

Zudem muss berücksichtigt werden, dass das Messen der kortikalen Wanddicke durch die manuelle Einstellung des Cursors durch den Untersucher mit einer gewissen Ungenauigkeit behaftet ist.

Unsere separate Probenherstellung für die zerstörenden und die nicht zerstörenden Druckversuche hatte den Zweck, dass bereits nicht zerstörend getestete Druckproben durch Läsionen das Ergebnis eines anschließend durchgeführten zerstörenden Druckversuchs nicht verfälschen, wie dies von Liu et al. (Liu et al. 1999) beschrieben wurde. Deshalb wurden zur Messung der Festigkeit absichtlich neue Proben in Quaderform hergestellt. Um Randeffekte (Behinderung der Querkontraktion) zu vermindern, wird für Druckproben ein Längen–Durchmesserverhältnis von mindestens 1,5 empfohlen. Für die zerstörende Druckprüfung in nur einer Richtung konnten wir dieser Empfehlung nachkommen und wählten eine Quaderform. Bei den nicht zerstörenden Belastungstests in drei Richtungen konnte man jedoch nicht von der Würfelform abweichen. Die Kantenlänge einer würfelförmigen Probe wurde durch die kleinste Kantenlänge der während der Herstellung gewonnenen quaderförmigen Knochenprobe bestimmt.

4.5 Differenzen der Druckmoduln

Beim Vergleich der Druckmoduln der zerstörenden und nicht zerstörenden Belastungsarten fällt auf, dass der longitudinale Druckmodul von 11,9 GPa bei der zerstörenden Belastung ungefähr doppelt so groß ist wie der longitudinale Druckmodul von 5,9 GPa bei der nicht zerstörenden Belastung (Tab. 10). Wie

Tab. 10: *Mittelwerte der Elastizitätsmoduln der kortikalen Femurproben. Die Einzelmesswerte wurden in verschiedenen Belastungsversuchen ermittelt. Zug, Druck und Torsion wurden bis zur Zerstörung der Proben in longitudinaler Richtung ausgeübt. Die nicht zerstörende Druckbelastung erfolgte in longitudinaler, tangentialer und radialer Richtung.*

	Zerstörende Versuche	Nicht zerstörende Druckversuche		
	longitudinal	longitudinal	tangential	radial
Zugmodul	15,1 GPa			
Druckmodul	11,9 GPa	5,9 GPa	2,8 GPa	2,6 GPa
Schubmodul	3,1 GPa			

erklärt sich diese Differenz der gemessenen Druckmoduln?

Es ist nicht auszuschließen, dass innerhalb der nicht zerstörenden Druckversuche durch die Testung in einer oder zwei Richtungen doch mikroskopisch kleine Läsionen entstanden sind, die bei der anschließenden Messung in eine andere Richtung einen fälschlich erniedrigten Wert ergaben.

Wie unter 4.1.1 bereits erwähnt, liegt eine mögliche Fehlerquelle bereits in der Probengewinnung. Je kleiner eine Knochenprobe ist, umso schwerer ist es, eine hohe Genauigkeit zu erreichen. Die Probenvolumina der würfelförmigen Druckproben für die nicht zerstörenden Druckversuche waren immer kleiner als die der quaderförmigen Proben für die zerstörenden Druckversuche.

Bereits kleine Ungenauigkeiten oder Unebenheiten in der Probengeometrie können das Messergebnis erheblich verändern. Hier kommen Kantenlängendifferenzen, Winkelungenauigkeiten, Fehler beim Abmessen der doch sehr kleinen Proben mit der Schieblehre schnell zum Tragen. Außerdem können Ungenauigkeiten beim Einspannen der Probe in die Prüfmaschine, z.B. ein schief eingebrachter Probekörper oder ein schief aufsitzender Druckstempel Abweichungen der Messergebnisse verursachen. Diese Fehlerquellen können einzeln oder in der Summe die Ergebnisse verfälschen.

Zusätzlich spielen Randeffekte eine Rolle: Die Osteone stehen durch die Sägeschnitte bei der Probenherstellung nicht mehr in ihrer natürlichen Umgebung, ihre Verbindungen untereinander sind zum Teil unterbrochen und sie können ihre Funktion somit nicht mehr richtig erfüllen. Dies fällt umso mehr ins Gewicht, je kleiner die Knochenprobe ist.

Die ebenfalls bereits erwähnten Mikroläsionen, welche bei der Herstellung oder auch bei den Belastungen in ein oder zwei Richtungen bei den nicht zerstörenden Druckversuchen entstanden sein können, sollten als mögliche Fehlerquelle nicht außer Acht gelassen werden. Im Falle einer kleinen Probengröße haben

Mikrodefekte größeren Einfluss auf Messergebnisse mechanischer Parameter als bei größeren Proben (Choi et al. 1990).

Letztlich muss auch die Steifigkeit der Materialprüfmaschine berücksichtigt werden, deren Einfluss bei kleineren Knochenproben stärker ins Gewicht fällt als bei größeren.

Eine große Rolle spielt auch, zu welchem Zeitpunkt der nicht zerstörende Druckversuch durch den Untersucher manuell abgebrochen wurde. Dieser Zeitpunkt musste durch Beobachtung der Kraft–Verformungs–Kurve durch den Untersucher abgeschätzt werden. Die Belastung muss im Bereich der elastischen Deformation abgebrochen werden, aber der Verlauf einer Kraft–Verformungs–Kurve einer Knochenprobe ist nicht genau vorhersehbar. Abb. 51 zeigt am Beispiel der Probe F27R die Spannungs–Dehnungs–Kurvenverläufe beim zerstörenden Druckversuch und beim nicht zerstörenden Druckversuch in longitudinaler Richtung. Beim nicht zerstörenden Druckversuch wird die Belastung manuell vor der Zerstörung des Knochens beendet. Wird der Zeitpunkt nicht

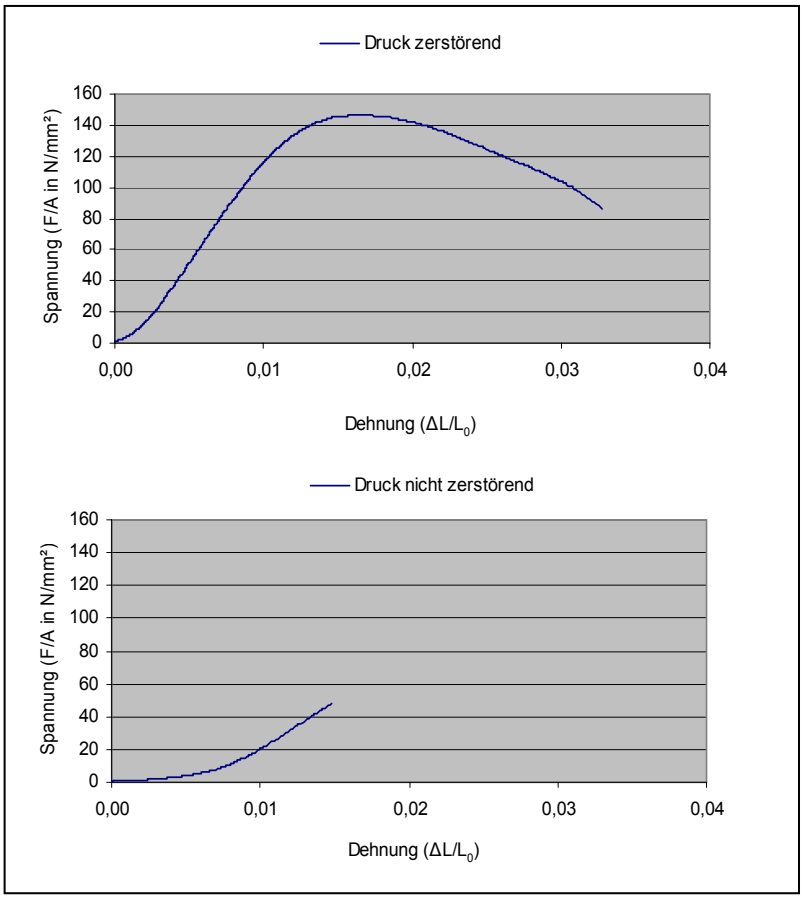

Abb. 51: *Spannungs–Dehnungs–Kurven einer einzelnen Knochenprobe (F27R) im Vergleich; oben: zerstörende Druckbelastung; unten: nicht zerstörende Druckbelastung in longitudinaler Richtung.*

optimal, d.h. möglichst spät im linearen elastischen Deformationsbereich der Kraft–Längenänderungs–Kurve, gewählt, verfälschen die Messergebnisse und sind somit die Messwerte der Druckmoduln fälschlicherweise zu klein.

4.6 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

4.6.1 Geometrische Eigenschaften und Knochenmineraldichte des kortikalen Knochens

Die geometrischen Eigenschaften des Röhrenknochens als Trägermaterial sind für die Untersuchung der Schraubenverankerung im kortikalen Knochen entscheidend. Im Fall einer Belastung einer orthogonal eingebrachten Schraube parallel zu ihrer Längsachse bestehe nach Schatzker et al. ein linearer Zusammenhang zwischen der Kortikalisdicke und der Haltekraft der Schraube (Schatzker et al. 1975). Bei näherer Betrachtung der Kortikalis als Trägermaterial für Schraubenimplantate stellt sich im Hinblick auf die immer älter werdende Bevölkerung die Frage nach altersbedingten Veränderungen der Knochengeometrie sowie nach Veränderungen der Knochenmineraldichte. Eine Berücksichtigung der Änderungen der Knochenstruktur in Zeit und Raum kommt bei der rein mechanischen Betrachtung der Knochenkonstruktion häufig zu kurz (Martinko et al. 1991).

In seiner Funktion als mechanische Stütze des Körpers befindet sich das Knochengewebe in einem konstanten Auf- und Abbauvorgang, welcher durch lokale oder systemische Faktoren sowohl in übermäßige Resorption als auch in übermäßige Knochenbildung übergehen kann. Veränderungen der vorhandenen Knochenmenge können signifikante Effekte auf die mechanischen Qualitäten des gesamten Knochens haben (Carter und Spengler 1978). Aus einem stetigen Verlust an Knochengewebe ab einem gewissen Alter (ca. 40. Lebensjahr) resultiert die Altersosteopenie und somit eine erhöhte Frakturgefahr für insbesondere proximales Femur, Humerus, Becken und Wirbelkörper, es ist hierbei also sowohl trabekulärer als auch kortikaler Knochen betroffen (Ostlere und Gold 1991).

Über die Ausdünnung der Kortikalis mit zunehmendem Alter und beim Hinzutreten von Osteoporose berichteten Bloom und Laws, Bloom und Ritzel et al. (Bloom und Laws 1970, Bloom 1980, Ritzel et al. 1997). Nach Bloom sei die Messung der kortikalen Wandstärke langer Röhrenknochen die beste Methode, um

Osteoporose quantitativ festzustellen. Die sogenannte combined cortical thickness sei genauso gut oder sogar besser brauchbar als andere, kompliziertere Indices.

Die Knochenmineraldichte (BMD) nimmt sowohl beim kortikalen als auch beim trabekulären Knochen von der Kindheit an bis zu einem Lebensalter zwischen 30 und 40 Jahren zu. Ab diesem Zeitpunkt nimmt sie beim trabekulären Knochen wieder ab (Genant et al. 1996). Beim kortikalen Knochen hingegen bleibt sie, nachdem sie ihren maximalen Wert erreicht hat, ungefähr konstant (Currey et al. 1996).

Auch Wall et al. wollten 1979 anhand von humaner femoraler Kortikalis von 13– bis 97–Jährigen ermitteln, ob und wie sich die Eigenschaften des Knochens mit dem Alter verändern (Wall et al. 1979). Hierfür bestimmten sie Zugfestigkeit und Dichte. Beide Parameter stiegen bis zur ungefähr vierten Lebensdekade an und nahmen dann mit zunehmendem Alter wieder ab. Beim Vergleich zwischen dem Ausmaß des Rückgangs von Festigkeit und Dichte zeigte sich, dass die Festigkeitsabnahme des Knochens größer war als seine Dichteabnahme. Man erkannte dadurch, dass die Knochendichte nicht der einzige bestimmende Faktor für die Festigkeit eines Knochens ist, sondern dass auch andere Faktoren eine wichtige Rolle spielen müssen.

Dickenson et al. führten 1981 mit femoralen kortikalen Proben gesunder und an Osteoporose erkrankter Personen zerstörende Zugversuche durch (Dickenson et al. 1981). Die osteoporotischen Knochen wiesen eine geringere Härte und geringere Steifigkeit auf, verbunden mit einer höheren Porosität. Der osteoporotische Knochen konnte weniger Energie vor seiner Frakturierung absorbieren als der gesunde Knochen, erwies sich also als spröder. Nicht miteinbezogen wurden in dieser Studie die anisotropen Eigenschaften der kortikalen Knochensubstanz, wie sie Reilly und Burstein 1975 beschrieben hatten (Reilly und Burstein 1975). McCalden et al. gewannen 1993 235 kortikale Knochenproben für Zugversuche, aus 74 humanen Femora eines Altersspektrums von 20 bis 102 Jahren hergestellt (McCalden et al. 1993). Nach den Zugversuchen wurden Porosität, Mineralgehalt und Mikrostruktur bestimmt. Die Porosität des Knochens nahm signifikant mit dem Alter zu, während der Mineralgehalt keine Veränderung zeigte. In der Mikrostrukturanalyse stieg die Anzahl der Havers´schen Kanäle mit dem Alter an. Diese mikrostrukturellen Veränderungen korrelierten dabei stark mit der Porosität. Man schloss daraus, dass die mit dem Alter einhergehende Veränderung der Porosität ausschlaggebend für die

Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften sei, Mineralgehalt jedoch keine große Rolle spiele. Sehe man den Mineralgehalt als quantitative und die Mikrostruktur als qualitative Eigenschaft, sei der Einfluss der qualitativen Veränderungen des alternden Knochens auf die mechanische Kompetenz des Knochens größer als der der quantitativen.

Ritzel et al. analysierten 1997 die ventrale und dorsale kortikale Wanddicke von Wirbelkörpern hinsichtlich Alter und Osteoporose (26 Fälle Gesunder eines Altersspektrums von 17 bis 90 Jahren und elf Fälle im Alter von 58 bis 92 mit nachgewiesener Osteoporose) (Ritzel et. al. 1997). Die kortikale Wandstärke der Wirbelkörper zeigte keine geschlechtsspezifischen Unterschiede. Es wurde eine geringe Abnahme der kortikalen Wandstärke im Alter verzeichnet, wobei diese Abnahme und die Korrelation der kortikalen Wandstärke mit dem Alter lediglich von BWK8 an abwärts signifikant war. In den von Osteoporose betroffenen Fällen wurde ein signifikanter Verlust der kortikalen Wanddicke entlang der gesamten Wirbelsäule festgestellt. Der spinale Knochenverlust sei einerseits durch den Verlust der trabekulären Strukturen, andererseits durch den Verlust der kortikalen Wandstärke verursacht.

4.6.2 Mechanische Eigenschaften des kortikalen Knochens

Der longitudinale Zugmodul betrug in unserer Untersuchung durchschnittlich 15,1 GPa, der Druckmodul 11,9 GPa (Tab. 10).

Bei Dempster und Liddicoat werden für den Zugmodul 14,1 GPa, bei Ko 17,3 GPa, bei Sedlin und Hirsch 6,06 GPa und bei Burstein et al. 14,71 GPa angegeben (Dempster und Liddicoat 1952, Ko 1953, Sedlin und Hirsch 1966, Burstein et al. 1972). Für den Druckmodul tauchen bei Dempster und Liddicoat 8,69 GPa und bei Kimura 10,46 GPa auf (Dempster und Liddicoat 1952, Kimura 1952). Reilly und Burstein beschreiben einen Elastizitätsmodul von 17,1 GPa, errechnet aus 196 Proben humanen Femurs, gleichsam gültig für Zug– und für Druckbelastung (Reilly und Burstein 1975).

Für den Schubmodul gaben Reilly und Burstein 3,28 GPa, Ashman et al. 5,61 GPa an (Reilly und Burstein 1975, Ashman et al. 1984). Der eigene Wert des Schubmoduls platziert sich mit 3,1 GPa dazwischen.

Evans und Bang untersuchten 1967 405 fermorale, 193 tibiale und 37 fibulare Knochenproben von zwölf Männern und vier Frauen eines Alters von 33 bis 98 Jahren (Evans und Bang 1967). Dabei korrelierten die Härteeigenschaften streng

postitv mit der Anzahl der Osteone pro Fläche und mit dem prozentualen Anteil an Osteonen in der transversen Querschnittsfläche in Frakturhöhe. Eine signifikant negative Korrelation fand sich zwischen der Zugfestigkeit und dem prozentualen Anteil der Osteone im Bruchareal und zwischen der Härte und Porosität.

Evans widmete sich 1973 den Effekten des Alterns auf humane Kortikalis und deren Härteeigenschaften in Bezug auf Spannung und Scherkräfte (Evans 1973).

Er beleuchtete die Unterschiede der mechanischen Eigenschaften verschieden alter Knochen und deren Erfassung im Laufe der Zeit durch mehrere Studien:

Wertheim untersuchte bereits 1847 die Festigkeitseigenschaften der Kortikalis anhand von jeweils vier Proben des Femurs und der Fibula und erhielt dabei für die Zugfestigkeit einen Wert von durchschnittlich 104,67 MPa bei den unter Sechzigjährigen und eine deutlich geringere durchschnittliche Zugfestigkeit von 52,39 MPa bei den über Sechzigjährigen (Wertheim 1847).

Rauber setzte 1876 mit 37 Proben von unter sechzigjährigen Femora, Fibulae und Tibiae eine höhere Fallzahl an und ermittelte hier eine durchschnittliche Zugfestigkeit von 98,88 MPa (Rauber 1876).

1966 ergab eine Studie von Melick und Miller einen signifikanten Unterschied bei Tibiaproben von unter und über Sechzigjährigen für deren durchschnittliche Belastbarkeit: In der ersten Gruppe betrug diese 138,32 MPa, in der zweiten 118,60 MPa. Hinsichtlich Kalziumgehalt oder die Menge des Knochengewebes erhielt man hier noch keine signifikanten Ergebnisse (Melick und Miller 1966).

Lindahl und Lindgren untersuchten 1967 unter anderem Zugfestigkeit und Elastizitätsmodul in acht Gruppen zunehmenden Alters (15-19jährige: 113,80 MPa, 20-29j.: 122,63 MPa, 30-39j.: 119,68 MPa, 40-49j.: 111,83 MPa, 50-59j.:93,20 MPa, 60-69j.: 86,33 MPa, 70-79j.: 86,33 MPa) anhand von Proben stammend aus Femur und Humerus. Die durchschnittliche Zugfestigkeit nahm bei beiden Knochenarten und beiden Geschlechtern mit zunehmendem Alter in signifikanter Weise ab. Beim Elastizitätsmodul hingegen konnten keine signifikanten Altersdifferenzen festgestellt werden (Lindahl und Lindgren 1967).

Burstein et al. bestimmten 1976 bei kortikalen Knochenproben humaner Femora und Tibiae eines Altersspektrums von 21 bis 86 Jahren die mechanischen Eigenschaften bei Zug–, Torsions– und Kompressionsbelastung (Burstein et al. 1976). Die mechanischen Eigenschaften der männlichen und weiblichen Knochenproben zeigten keine signifikanten Unterschiede. Festigkeit und Dehnung waren bei den tibialen Proben größer als bei den femoralen. Alle mechanischen

Eigenschaften der femoralen Proben mit Ausnahme des Elastizitätsmoduls zeigten übereinstimmend eine Verschlechterung mit steigendem Alter, nicht jedoch die der tibialen Proben. Bei der Belastung durch Zug zeigten die Proben von normalen, osteoporotischen und kortikosteroid–behandelten Personen untereinander keine Unterschiede.

Es lassen sich die verschiedenen Studien aufgrund der nicht unerheblichen Unterschiede in Probenkollektivgröße, –merkmale und der Art des Knochenmaterials (Femur, Tibia, Fibula, Humerus) nur schwer direkt miteinander vergleichen.

Die experimentell erhobenen Werte für den Elastizitätsmodul bei Druck– und Zugbelastung in longitudinaler und tangentialer Richtung eines Röhrenknochens variieren innerhalb der Literatur (Tab. 11 und 12).

Tab. 11: *Auswahl an Werten für den Elastizitätsmodul (Young´s modulus) und den Schubmodul.*

	Autoren	Belastungsart	Konstanten in GPa (10^9N/m)		
			E´	E	G
Human	Dempster und Liddicoat 1952	Kompression Kleine Würfel	8,69	E_1=4,19 E_2=3,76	
		Kompression Zylinder	14,1		
	Kimura 1952	Kompression	10,46		
	Ko 1953	Zug	17,3		0,31
	Sedlin und Hirsch 1966	Zug	6,06		
	Reilly und Burstein 1975	Zug und Kompression	17,1±3,1	E_1=E_2=11,5	3,28
	Knets et al. 1980	Sehr kleine Proben	18,4	E_1=8,51 E_2=6,91	3,56
	Ashman et al. 1984		20	E_1=13,4 E_2=12,0	5,61
	Katz und Meunier 1987		26,5	E_1=19,4 E_2=18,1	8,65
	Eigene Werte	Zug	15,1		3,1
		Kompression	11,9		
Rind	Sweeny et al. 1965	Zug	17,2	9,2	
		Kompression	16,5	9,9	
	Burstein et al. 1972	Zug	17,2±5,10	11,1±1,77	

* E´ = Elastizitätskoeffizient parallel zur Knochenlängsachse; E= Elastizitätskoeffizient senkrecht (tangential–E_1–oder radial–E_2–) zur Knochenlängsachse; zum Vergleich: E von Methylmethacrylat = 8.6; E von Stahl = 210; G=Schubmodul

Tab. 12: *Bruchspannungs– und Bruchdehnungsergebnisse für menschlichen kortikalen Femurknochen. Die durchschnittlich absorbierte Energie liegt bei den longitudinalen Belastungstests eine Größenordung höher als bei den tangentialen. Bruchdehnungs–Messwerte bei Druckbelastung sind unter Vorbehalt angegeben, da die exakten Werte durch die angewanden Testmethoden nur schwierig zu ermitteln waren. L = longitudinal, T = tangential (Natali und Meroi 1989).*

	Bruchspannung σ in MPa bzw. –dehnung ε	Reilly und Burstein 1975	SD	Cowin 1983	SD
Zug	σ_L	135	15,6	132	16
	ε_L	0,031	0,0072		
	σ_T	53	10,7	58	5,5
	ε_T	0,007	0,0014		
Druck	σ_L	205	17,3	187	28,8
	ε_L	0,019			
	σ_T	131	20,7	132	11,4
	ε_T	0,028-0,087			

In den Zugversuchen von McCalden et al. 1993 verschlechterten sich die mechanischen Eigenschaften mit zunehmendem Alter. Pro Lebensdekade nahm die Bruchspannung um 5, die Bruchdehnung um 9 und die Zähigkeit (energy absorption, „Bruchenergie“) um 12 Prozent ab (McCalden et al. 1993).

Untersuchungen von Currey et al. 1996 ergaben, dass die Abnahme der Zähigkeit der humanen Kortikalis während des Alterns streng mit einer Zunahme des Mineralgehalts (ash content) der Knochen korreliert (Currey et al. 1996). Zioupos und Currey fanden dann 1998 in uniaxialen Ermüdungstests des männlichen, humanen, femoralen, kortikalen Knochen zwischen 35 und 92 Jahren heraus, dass Alterung die elastischen und Festigkeitseigenschaften signifikant verschlechtert. Sie untersuchten unter anderem den Elastizitätsmodul, die Festigkeit und die Zähigkeit (fracture toughness). Der Elastizitätsmodul fiel pro Lebensdekade von einem Wert von 15,2 GPa eines 35jährigen um 2,3% ab, die Festigkeit von 170 MPa um 3,7%. Auch war die kritische Spannungsgrenze herabgesetzt, ab der ein makroskopischer Schaden einsetzte (Zioupos und Currey 1998).

Zur Analyse von Festigkeitseigenschaften des kortikalen Knochens unter nicht entlang der longitudinalen Achse ausgeübten Belastungen befürwortete Cowin eine Theorie von Tsai und Wu für orthotrope Materialien (Cowin 1979). Diese stellt den Zusammenhang der durch Zug bzw. Druck und Torsion induzierten Spannungen unter kombinierten Belastungen dar (Abb. 52). Die experimentellen Ergebnisse aus Untersuchungen von Cezayirlioglu et al. bestätigten diese Theorie (Cezaryirlioglu et al. 1985). Hier wurde das Verhalten kortikalen Knochens von bovinen und humanen Tibien und Femora unter kombinierten Belastungsformen aus Zug, Druck und Torsion getestet. Das Tsai–Wu–Kriterium passte am besten

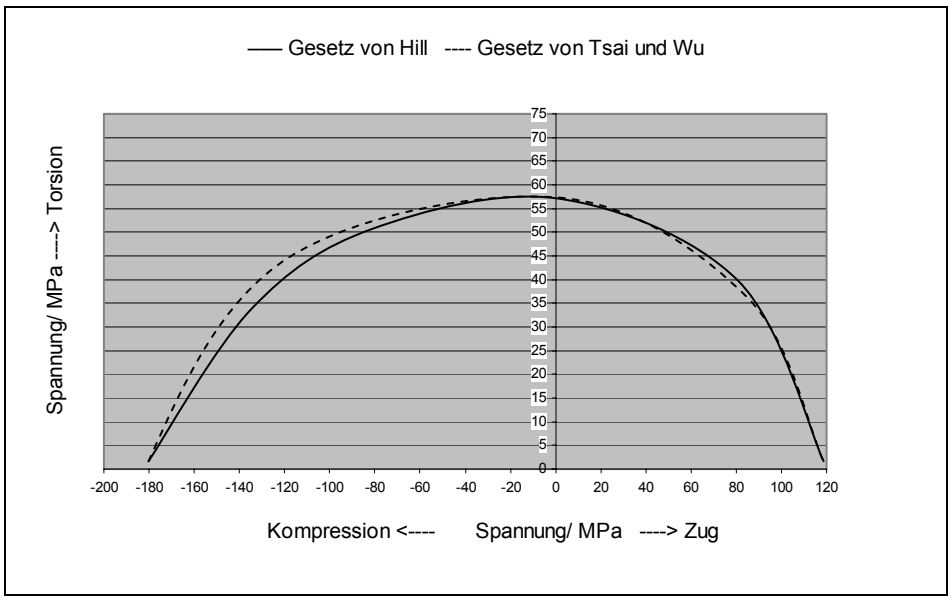

Abb. 52: *Das Gesetz von Tsai und Wu für orthotrope Materialien und das Gesetz von Hill wurden von Cezayirlioglu et al. mit experimentell gewonnenen Daten des kortikalen Knochen verglichen (Cezayirlioglu et al. 1985); beide Gesetze geben die Verteilung der experimentell gewonnenen Daten, die in diesem Diagramm nicht eingetragen sind, annähernd wieder.*

zu den experimentell gewonnenen Daten, wenngleich das Hill–Kriterium die Druck–Torsions– und die Zug–Torsions–Belastung gut beschreiben konnte.

Der Verlauf einer Spannungs–Dehnungs–Kurve und damit der Elastizitätsmodul sind von der Dehnungsrate (strain rate) abhängig. Nach Melnis und Knets weichen die Elastizitätsmoduln bei verschiedenen Dehnungsraten nur gegen Ende der Spannungs–Dehnungs–Kurve, in der Nähe der maximalen Spannung (ultimate stress), relevant voneinander ab (Melnis und Knets 1985). Für langsame Dehnung (creep strain) existiere bei humaner und boviner Kortikalis laut Fondrk et al. ein Spannungsschwellenwert, an dem sich das Dehnungsverhalten des Knochens teilt. Unterhalb dieser Schwelle bleibt die Dehnung klein und die Veränderungen bilden sich bei Wegnahme der Kraft wieder vollständig zurück, wohingegen sich der Knochen oberhalb des Schwellenwertes viskoplastisch verhält und sich die Veränderungen nicht mehr vollständig zurückbilden können. Dieses nichtlineare Verhalten spricht für das Vorhandensein von Zerstörungsprozessen, die irreversible Schäden verursachen (Fondrk et al. 1989). Die Änderung des Dehnungsverhaltens bei verschiedenen Altersgruppen beobachteten Melnis und Knets 1985 und Knets 1987, wobei sie auch die Entnahmestelle im Röhrenknochenquerschnitt berücksichtigten (Melnis und Knets 1985, Knets 1987). Die Knochenproben der 75– bis 80–Jährigen reagierten bei gleicher Spannung mit stärkerer Dehnungsänderung als die Proben der 15– bis 18–Jährigen. Außerdem treten relevante Unterschiede in der Spannungs–Dehnungs–Kurve bei

verschiedenen Stufen der Knochenfeuchtigkeit auf (w = 2,5%/ 8,5%/ 10,5%): Je höher die Knochenfeuchtigkeit, umso flacher die Spannungs–Dehnungs–Kurve, d.h. umso kleiner der Elastizitätsmodul und umso kleiner die maximalen Spannungswerte bei einer definierten Dehnungsgeschwindigkeit. Bei der Gegenüberstellung der maximalen Spannung und der Dehnungsrate bei unterschiedlichem Feuchtigkeitsgehalt steigt die Kurve bei w = 10,5% mit zunehmender Dehnungsrate am steilsten an (Abb. 53).

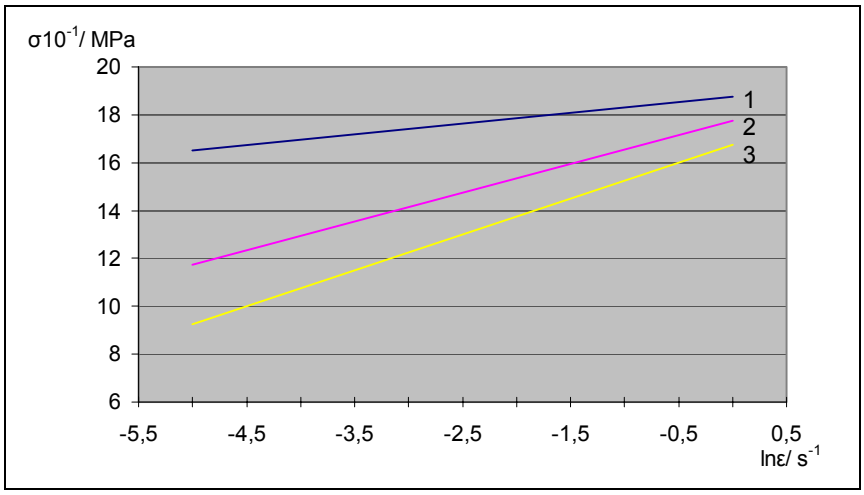

Abb. 53: *Abhängigkeit der maximalen Spannung von der Dehnungsrate bei unterschiedlichem Feuchtigkeitsgehalt: 1: w = 2,5%; 2: w = 8,5%; 3: w = 10,5% (Melnis und Knets 1985).*

4.6.3 Trabekulärer Knochen

Trabekulärer Knochen unterscheidet sich maßgeblich vom kortikalen Knochen. Allein die Turnover–Rate in trabekulärem Knochen ist ungefähr acht Mal höher als in Kortikalis (Genant et al. 1989, Ostlere und Gold 1991). Die Verringerung des Mineralgehalts in Spongiosa pro Zeiteinheit läuft wesentlich schneller ab als in kortikaler Knochensubstanz (Meier et al. 1987, Schmidt et al. 1991). Der apparente Elastizitätsmodul schwankt im trabekulären Knochen bei Betrachtung unterschiedlicher Regionen: Abhängig von der Knochendichte und der trabekulären Orientierung variiert er von 0,1 bis 2,5 GPa (Turner et al. 1990). Obwohl sich die Eigenschaften des Knochenmaterials im trabekulären und kompakten Knochen ähneln, verursacht die unterschiedliche Porosität grundlegend abweichendes Verhalten bei biomechanischer Beanspruchung. Trabekulärer Knochen muss als ein biphasisches Material mit fester (mineralisiertes Knochengewebe) und so genannter flüssiger Phase angesehen werden. Carter und Hayes untersuchten den Einfluss dieser flüssigen Phase und

fanden nur bei hohen Dehnungsraten ($10s^{-1}$) einen signifikanten Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften (Carter und Hayes 1977).

Dies führt zu der Betrachtung des Zusammenhanges zwischen apparentem Elastizitätsmodul und Dichte. Hier fanden mehrere Untersucher eine starke Abhängigkeit zwischen Elastizitätsmodul (zwischen 0,06 und 3 GPa) und trabekulärer Knochendichte, die durchschnittlich 0,3 g/cm^3 betrug. Die Dehnungsrate hatte hier einen minimalen Einfluss, den entscheidenden Einfluss nahm die Dichte, die mit der dritten Potenz in folgende Gleichung eingeht: $E = 3790\dot{\varepsilon}^{0,06}\rho^3$ (Carter und Hayes 1977, Carter und Spengler 1978, Stone et al. 1983).

Der Zusammenhang zwischen maximaler Druckspannung und Knochendichte wird am ehesten durch folgende Gleichung charakterisiert, in der die Dichte zur zweiten Potenz eingeht: $\sigma_c = 68\dot{\varepsilon}^{0,06}\rho^2$.

Bentzen et al. fanden für den Zusammenhang zwischen tangentialer Scherspannung und Knochendichte folgende Gleichung: $\sigma = 21,6\rho^{1,65}$.

4.6.4 Knochenbrüchigkeit durch Mikrofrakturen

Den Zusammenhang zwischen Knochenbrüchigkeit bzw. –zähigkeit und dem Ausmaß an Mikroverletzungen des Knochengewebes (Microdamage) stellten Norman et al. her (Norman et al. 1998). Zum einen sei beim humanen kortikalen Knochen eine positive Korrelation zwischen Alter und Mikroverletzungen bekannt, zum anderen die Zunahme der Knochenbrüchigkeit mit dem Alter. Daraus leiteten sie einen Zusammenhang zwischen der Dichte an Mikrofrakturen und der Zähigkeit eines Knochens ab. Ergebnis ihrer Untersuchungen war eine schwache, aber signifikante umgekehrte Korrelation zwischen Bruchfestigkeit des Femurs unter Ausübung einer Zugkraft und den Parametern, die die Mikroverletzungen widerspiegelten. Hieraus schlossen sie, dass Mikrofrakturen in vivo lediglich eine sekundäre Rolle gegenüber den anderen, oben aufgezeigten Einflussfaktoren auf die verminderte Knochenzähigkeit im Alter einnehmen. Art der Entstehung (in vivo/ in vitro) und Größe der Mikrofrakturen schienen jedoch signifikant Einfluss auf die Korrelation zwischen Zähigkeit und Mikroverletzungen zu nehmen.

Reilly und Currey untersuchten 2000 den Prozess des Microcracking, der bei der Biege– und Zugbelastung von Rinderknochenproben bis zu einem Steifigkeitsverlust von 27% stattfand (Reilly und Currey 2000). Hierbei konnte nachgewiesen werden, dass es charakteristischerweise für Zug– und

Biegebeanspruchung des Knochengewebes tendenziell zwei Muster des Microcracking gibt, die sich in der Länge der einzelnen Microcracks und in ihrer Anordnung und Dichte unterscheiden. Die durch Kompressionskräfte zerstörten Areale des Knochens zeigten sich bei einer abermaligen zerstörenden Belastung durch Zugkräfte wesentlich schwächer als die, die durch Zugkräfte vorgeschädigt waren.

4.6.5 Anisotropie

Tab. 13: *Die Druckmoduln wurden durch nicht zerstörende Druckbelastung an würfelförmigen femoralen Kortikalisproben in longitudinaler, tangentialer und radialer Richtung ermittelt. Aus den drei Versuchsreihen ergaben sich die aufgeführten Druckmodul–Mittelwerte.*

	Nicht zerstörende Druckversuche		
	longitudinal	tangential	radial
Druckmodul	5,9 GPa	2,8 GPa	2,6 GPa

Materialien wie Stahl oder Titan sind beispielhaft für linear–elastische Materialien, bei denen die Spannungs–Dehnungs–Kurve für mäßige Beanspruchung direkte Proportionalität aufweist. Die Materialien sind außerdem weitgehend isotrop, d.h. ihre mechanischen Eigenschaften sind richtungsunabhängig. Der Elastizitätsmodul und der Schermodul sind Materialkoeffizienten, die solche Materialien beschreiben. Bei biologischen Geweben sind die Materialeigenschaften komplizierter.

Currey fand 1988 heraus, dass bei 23 Zugproben und 80 Biegeproben aus 18 Säugetier–, Reptiltien– und Vogelknochenproben, bei denen der Elastizitätsmodul, der Kalziumgehalt und der Knochenvolumenanteil bestimmt wurden, eine streng positive Korrelation zwischen dem Elastizitätsmodul und dem Kalziumgehalt sowie zwischen dem Elastizitätsmodul und dem Knochenvolumen bestand (Currey 1988). Die Abhängigkeit zwischen Elastizitätsmodul und Kalziumgehalt einerseits und Elastizitätsmodul und Knochenvolumen andererseits zeigte sich jeweils annähernd als Abhängigkeit der dritten Potenz. Über 80% der Variation des Young´schen Moduls konnte anhand der beiden anderen Variablen erklärt werden.

Als anisotrop gelten Materialien, die in verschiedenen Richtungen unterschiedliche Eigenschaften aufweisen. Die Festigkeit humaner Kortikalis schwankt mit der Belastungsrichtung. In der longitudinalen Richtung beträgt die maximal applizierbare Zugspannung vor der endgültigen Zerstörung des Knochens ca. 135

Tab. 14: *Vergleich von Elastizitätsmoduln (Natali und Meroi 1989); E = Druck–/ Torsionsmodul, G = Schubmodul; 1 = circumferential, 2 = radial, 3 = longitudinal.*

Elastizitäts– bzw. Schubmoduli in GPa	Reilly und Burstein	Knets et al.	Katz	Ashman et al.
E_1	11,5	6,91	18,1	12,0
E_2	11,5	8,51	19,4	13,4
E_3	17,0	18,4	26,5	20,0
G_{12}	3,6	2,41	7,22	4,53
G_{13}	3,28	3,56	8,65	5,61
G_{23}	3,28	4,91	8,67	6,23

MPa, die maximale Druckspannung 205 MPa und maximale Scherspannung 67 MPa; in tangentialer Richtung beträgt die Zugspannung nur 53 MPa (Reilly und Burstein 1975). Diese anisotropen Eigenschaften der kortikalen Knochensubstanz wurden in der Studie von Seebeck et al. beispielsweise nicht berücksichtigt (Seebeck 1999).

Den kortikalen Knochen mit Haversschem System und elastischen Eigenschaften beschrieben Yoon und Katz sowie Katz et al. als transvers isotrop (Yoon und Katz 1976, Katz et al. 1983), während Cowin, van Buskirk et al. und Ashman et al. die Theorie einer orthotropen Knochensymmetrie entwickelten (Cowin 1979, van Buskirk et al. 1981, Ashman et al. 1984). Orthotrope Materialien weisen in jeder der drei senkrecht zueinander stehenden Richtungen unterschiedliche Eigenschaften auf. Van Buskirk et al. legten hierbei die experimentellen Daten von Yoon und Katz zugrunde, welche fünf unabhängige Komponenten des Steifigkeitstensors gefunden hatten, und stellten acht von neun Koeffizienten auf, die orthotropes Material charakterisieren (Yoon und Katz 1976). Cowin und van Buskirk bestätigten dieses Modell 1986 erneut (Cowin und van Buskirk 1986). Auch stellten Sasaki et al. durch ihre Untersuchungen der Hydroxyapatit–Kristalle und ihrer Orientierung in boviner femoraler Kortikalis fest, dass zylindrisch geformte Knochen wie das Femur nicht als transvers isotrop gelten, da der Elastizitätsmodul der radialen Richtung sich von dem der tangentialen Richtung unterscheidet (Sasaki et al. 1989). Als Erklärung für die Anisotropie des kortikalen Röhrenknochens sahen sie die mikrostrukturellen Einheiten der Knochenmineralien, die nicht axial zur Längsachse des Röhrenknochens ausgerichtet sind. Sie legten den Grad der transversen Anisotropie fest, indem sie das Verhältnis zwischen dem radial ermittelten Elastizitätsmodul und dem tangential ermittelten bestimmten, wie es bereits bei van Buskirk et al. und Lipson und Katz für das bovine Femur und bei Knets et al. und van Buskirk und Ashman für das humane Femur zu finden ist (van Buskirk et al. 1981, Lipson und Katz 1984, Knets et al. 1975, van Buskirk und Ashman 1981).

Katz und Meunier entwickelten 1987 ein Modell, mit dem sie Daten von Messungen der Anisotropie quantitativ vergleichbar machten, indem bestimmte lineare Kombinationen von Elastizitätskoeffizienten zur Beschreibung der elastischen Anisotropie eingesetzt werden sollten (Katz und Meunier 1987). Nach ihnen stehe die endgültige Entscheidung zwischen den Modellen der orthotropen und transversen Isotropie noch aus, wobei die Abweichungen in den experimentellen Ultraschallmessungen von van Buskirk und Ashman, von denen sich die Theorie der orthotropen Symmetrie ableitet, vom Modell der transversen Isotropie nur sehr klein sind. Das am meisten favorisierte Modell für Knochen ist nach Natali und Meroi das transvers isotrope Modell (Natali und Meroi 1989), da Knochen histologisch die Symmetrie eines transvers isotropen Materials aufweise (Reilly und Burstein 1974). Dies würde bedeuten, dass die mechanischen Eigenschaften in einer Ebene in jeder Richtung gleich sind. Das Rechenmodell hierfür benötigt fünf verschiedene elastische Konstanten (Natali und Meroi 1989).
Anhand einer einzelnen Zugprobe können nur ein Elastizitätsmodul und zwei Querkontraktionszahlen gleichzeitig ermittelt werden. Betrachtet man Knochen als ein anisotropes Material, sind zur Charakterisierung der Knochenstruktur mindestens drei mechanische Tests an drei verschiedenen Knochenproben notwendig. Hier halten van Buskirk et al. und Ashman et al. die Untersuchung einer einzelnen Probe mittels Ultraschall für vorteilhafter (van Buskirk et al. 1981, Ashman et al. 1984).

4.6.6 Schraubenosteosynthese

1981 führten Carter et al. monoaxiale zerstörende Belastungstests mit humanen Femurproben durch, in denen sie die Spannungs–Dehnungs–Zusammenhänge während physiologischer Belastung durch Kompressions– und Zugkräfte aufzeichneten (Carter et al. 1981). Es zeigte sich, dass die Knochenermüdung ein stufenweiser Schädigungsprozess ist, begleitet von einem fortschreitenden Verlust der Knochensteifigkeit. Insgesamt zeigte der Knochen einen extrem kleinen Ermüdungswiderstand.
Bei verminderter Verankerungsmöglichkeit von Osteosynthesematerial im osteoporotischen Knochen müssen häufig andere Methoden zu Hilfe genommen werden (Hertel et al. 1990). Hierzu gehören unter anderem Techniken wie Impaktion, langstreckige Schienung und vor allem die Verwendung von

Knochenzement als Spacer. Die Primärstabilität steht dabei gegenüber der anatomischen Rekonstruktion im Vordergrund.

Zur Untersuchung der Verankerung von Schrauben im osteoporotischen Knochen durch Polymethylmethacrylat (Knochenzement) und mit der Frage, nach welcher Methode die Verstärkung von Schraubenlöchern durch Zement am besten erfolgen soll, führten Cameron et al. Ausreißversuche mit Schrauben und Knochenzement durch (Cameron et al. 1975). Die Schrauben seien nach dem Ergebnis dieser Untersuchung einzubringen, während der Zement noch weich sei und anschließend ohne weitere Manipulation durch Polymerisierung aushärten könne. Nach vollständigem Aushärten des Zementes sollten die Schrauben dann nachgezogen werden.

Bei der Zielsetzung, die Stabilität einer Schrauben–Knochen–Verbindung zu optimieren, ohne dabei oben erwähnte Hilfstechniken zu verwenden, reduziert sich die Anzahl der themenverwandten Arbeiten.

Für die Verankerungsstabilität der Knochenschraube in vivo spielen das Schraubendesign, die durch das Einschrauben im Knochen induzierten Schäden, die Reaktion des Knochens auf das Implantat, die Resorption und das Remodeling des Knochens eine Rolle (Schatzker et al. 1975, Roberts et al. 1987). Schatzker et al. verglichen die 4,5 mm AO–Schraube mit nicht–selbstschneidendem Gewinde mit drei weiteren Schrauben anderer Beschaffenheit hinsichtlich ihrer Haltekraft und den histologischen Umgebungsreaktionen nach verschiedenen Zeiträumen. Die Schrauben unterschieden sich in Größe, Material, Gewindeform und Insertionstechnik (selbstschneidend/ nicht selbstschneidend). Die AO–Schraube erwies sich als die stabilste Schraube in Ausdrückversuchen drei Monate nach der Implantation. In vivo wurden jedoch für die vier Schraubenarten nach zwei, vier, sechs und zwölf Wochen vergleichbare Haltekräfte festgestellt. Bezüglich der histologischen Veränderungen um das Implantat, den verschiedenen Implantatmaterialien und den zwei Insertionstechniken konnten keine signifikanten Unterschiede aufgezeigt werden.

Seebeck et al. untersuchten 1999, welchen Einfluss die Kortikalisdicke auf die Haltekraft einer Schrauben–Knochen–Verbindung hat (Seebeck et al. 1999). Sie stellten folgende Überlegungen voran: Die Kraftübertragung bei Belastung einer Implantat–Knochen–Verbindung erfolge durch die Reibung zwischen Knochen– und Implantatoberfläche (z.B. einer Knochenplatte) in Richtung der Knochen–Hauptachse und hänge vor allem vom Reibungskoeffizienten μ_R ab. Dieser

betrage zwischen Knochen und Titanoberfläche ca. 0,35 (Schneider et al. 1996). Die Vorspannungskraft müsse etwa drei Mal größer als die eigentlich zu übertragende Lastkraft sein. Eine orthogonal eingebrachte Schraube belaste den Knochen im Lastfall in radialer Richtung. Im System eines Fixateur internes mit winkelstabil im Implantat verankerten Schraubenköpfen werde die Kortikalis bei gleicher Belastung in Längsrichtung beansprucht. Auf die Schraube wirkten dann Kräfte wie Biegung und Scherung und nicht nur Zug.

Zwischen der Kortikalisdicke und der Haltekraft der Schraube bestehe im Fall einer Belastung parallel zur Längsachse der orthogonal eingebrachten Schraube laut Schatzker et al. ein linearer Zusammenhang (Schatzker et al. 1975). Wie bereits in 4.6.1 erwähnt, beschäftigten sich Bloom und Laws, Bloom und Ritzel et al. mit der Ausdünnung der Kortikalis mit zunehmendem Alter und beim Hinzutreten von Osteoporose (Bloom und Laws 1970, Bloom 1980, Ritzel et al. 1997). Bisher seien nur Studien bekannt gewesen, bei denen eine winkelstabile verankerte Schraube wie beim Fixateur interne mit der Kortikalisdicke in Zusammenhang gebracht wurde.

Die Ergebnisse der Studie von Seebeck et al. zeigten nun für unterschiedliche Lastrichtungen jeweils eine Abnahme der Schraubenhaltekraft mit abnehmender Anzahl der im Knochen verankerten Gewindegänge (Seebeck et al. 1999). Die Dicke der Knochenplättchen wurde durch die Steigung des Schraubengewindes dividiert, um dadurch einen Wert für die im Knochen verankerte Anzahl der Gewindegänge zu erhalten. Als Ergebnis wurden folgende Aussagen für monokortikale Schrauben im osteoporotischen Knochen getroffen: Die durch Osteoporose hervorgerufene Reduktion der Kortikalisdicke bedingt eine Reduktion der im Knochen befindlichen Anzahl an Gewindegängen, wodurch die Haltefestigkeit der Schrauben–Knochen–Verbindung linear abfalle. Deshalb solle man kleinere Schrauben verwenden, um die Anzahl der verankerten Gewindegänge zu erhöhen, wegen der geringeren absoluten Haltekraft der kleineren Schrauben dafür aber eine höhere Anzahl von Schrauben verwenden. Die absoluten Unterschiede zwischen den Haltekräften verschiedener Schraubengrößen blieben dabei offen. Ebenso wenig betrachtet wurden die schraubenspezifischen Parameter wie Durchmesser und Steigung oder die zunehmende Porosität osteoporotischen Knochenmaterials, wie sie Dickenson et al. beschrieben hatten; auch diese Parameter nehmen entscheidend auf die Haltekraft einer Schraube Einfluss (Dickenson et al. 1981).

Anhand von standardisiertem Trägermaterial ähnlich der spongiösen Knochenstruktur (isotroper, synthetischer Hartschaum) stellten Hackenberg et al. 1998 fest, dass die beiden einflussreichsten Faktoren – Außendurchmesser der Schraube und Insertionstiefe – so groß wie möglich sein müssen, um eine hohe axiale Verankerungsstabilität zu erreichen (Hackenberg et al. 1998). Ihren Untersuchungen zufolge erhöhen eine geringe Gewindesteigung und ein flacher Gewindeflankenwinkel die maximale axiale Verankerungsstabilität. Der mögliche Einfluss konstitutionell bedingter und altersbedingter Unterschiede im anisotropen Knochengewebe als Trägermaterial auf die ermittelten Stabilitätswerte wurde durch die Verwendung des standardisierten Trägermaterials ausgeschaltet.

Faran et al. führten Kräftemessungen während des Einbringens zweier verschiedener Kompressionsschrauben (Acutrak–Schraube und Herbert–Schraube) in spongiösem Knochen durch; bei der Acutrak–Schraube wurde ein signifikanter Zusammenhang zwischen Knochendichte und BMD und der erreichten Kompressionskräfte gefunden (Faran et al. 1999). Das unterschiedliche Gewindedesign der Schrauben und die damit verbundene Insertionsmethode hatten hier eindeutig Einfluss auf die Abhängigkeit der Kompressionskräfte von Knochendichte bzw. der Knochenmineraldichte, diese Aspekte wurden jedoch nicht näher untersucht.

Regionen hoher Spannung sowie Mikrofrakturen führen zu Knochennekrose, Resorption und konsekutiver Knochenerneuerung (Roberts et al. 1987). Aber sowohl in hoch belasteten als auch in gering belasteten Regionen des osteosynthetisch versorgten Knochens folge der Knochenresorption nicht zwangsläufig eine Erneuerung des Knochengewebes. Dies wurde im histopathologischen Teil einer Studie von Schuller-Götzburg et al. über eine in der Gesichtschirurgie verwendete Kortikalisschraube demonstriert (Schuller-Götzburg et al. 1999). Mikrofrakturen, die durch festes Anziehen der Kortikalisschraube entstanden waren, seien nach zwölf Wochen nicht vollständig durch Remodeling ersetzt worden, in anderen Regionen habe sich bereits neuer Knochen formiert. Dies wies auf einen Zeitfaktor und auf lokale Unterschiede der Intensität der Remodeling–Prozesse in verschiedenen Knochenregionen hin. 1995 hatten Zioupos et al. nach Untersuchungen an bovinem Rinderknochen sogar vermutet, dass das frühe Vorhandensein von Mikrofrakturen in der Vorhersagbarkeit des Remodeling–Verhaltens von Knochengewebe eine wichtigere Rolle spiele als der

Aspekt der mechanischen Belastung eines osteosynthetisch versorgten Knochens (Zioupos et al. 1995).

Für die Pedikelschraube optimierten Mattheck et al. 1992 die Schraubengewindeform durch eine Abflachung des Flankenwinkels. Hierdurch traten Ermüdungserscheinungen des Schraubengewindes bzw. Implantatbruch erst nach höherer Belastung auf (Mattheck et al. 1992).

5 ZUSAMMENFASSUNG

Eine solide Verankerung von Osteosyntheseschrauben in kortikalem Knochen ist wesentlich für den Erfolg der operativen Frakturbehandlung. Um die Haltefestigkeit einer neuen Schraubengewindeform mit der der gebräuchlichen Kortikalisschraube im kortikalen Knochen alter Menschen zu vergleichen, wurden zunächst die mechanischen Eigenschaften von 15 kortikalen Femurproben 79– bis 100–Jähriger erhoben.

Nach der Bestimmung der jeweiligen Querschnittsfläche und Knochenmineraldichte wurden aus jeder Kortikalis vier Proben gewonnen und drei davon unterschiedlichen mechanischen Prüfungen ausgesetzt. Unter Zug–, Druck– und Torsionsbelastung wurden Festigkeiten und Elastizitätsmoduln richtungsabhängig gemessen. Die Messergebnisse wurden mit Alter, Knochendichte und untereinander korreliert und auf Signifikanz überprüft.

Für die Berechnung der Haltefestigkeit einer Schrauben–Knochen–Verbindung mit dem Finite–Elemente–Modell konnte die vorliegende Arbeit somit die notwendigen richtungsabhängigen elastischen Eigenschaften und Festigkeitseigenschaften des alten humanen kortikalen Knochens liefern. Mit Hilfe des FE–Rechenmodelles konnte eine optimierte Gewindeform mit deutlich flacherem Flankenwinkel und einer geringeren Steigung im Vergleich zur herkömmlichen Schraube gefunden werden, die rechnerisch eine um 18% höhere Verankerungsstabilität aufwies (Simon et al. 2001).

Zur experimentellen Validierung der erwarteten verbesserten Haltekraft wurden vierzehn kortikale Knochenplättchen mit der herkömmlichen Kortikalisschraube nach DIN 58810 HA 4,5 und vierzehn Knochenplättchen mit der neu zu erprobenden Schraube bestückt, deren Gewindeform invers zur DIN–Gewindeform war. Die neue Schraube wies bei unveränderter Gewindesteigung einen größeren Flankenwinkel auf. Diese Schrauben–Knochen–Verbindungen wurden druckbelastet und so deren maximale Haltefestigkeiten ermittelt.

Die Vorhersage des Finite–Elemente–Modelles konnte tendenziell bestätigt werden. Im Versuch wies die neu erprobte Gewindeform eine um 14% größere Verankerungsstabilität auf. Eine Verbesserung der Haltefestigkeit scheint somit durch die Vergrößerung des belasteten Flankenwinkels, also durch eine Abflachung der belasteten Gewindeflanke zu gelingen.

Unsere Ergebnisse zeigen, dass das Gewindedesign der gebräuchlichen Kortikalisschraube hinsichtlich der maximal erreichbaren Haltekraft noch verbesserungsfähig ist. Auch durch die Variierung anderer Schraubenparameter hat sich in der Finite–Elemente–Analyse ein positiver Effekt auf die Haltefestigkeit der Schrauben–Knochen–Verbindung feststellen lassen. Hierzu zählen zum Beispiel die Verfeinerung des Gewindes, also eine Verkleinerung der Gewindesteigung, oder die Veränderung des Innendurchmessers des die Schraube aufnehmenden Knochengewindes.

Aufgrund der Ergebnisse dieser Arbeit erscheint es deshalb durchaus sinnvoll, das Gewinde kortikaler Schrauben weiter zu optimieren, um eine stabilere Osteosyntheseverankerung im kortikalen Knochen zu gewährleisten.

LITERATURVERZEICHNIS

Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A: The torsional properties of single selected osteons. J Biomech 27: 875-884 (1994)

Ashman RB, Cowin SC, van Buskirk WC, Rice JC: A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. J Biomech 17: 349-361 (1984)

Augat P, Reeb H, Claes LE: Prediction of fracture load at different sceletal sites by geometric properties of the cortical shell. J Bone Miner Res 11: 1356-1363 (1996)

Augat P, Merk J, Genant HK, Claes L: Quantitative assessment of experimental fracture repair by peripheral computed tomography. Calcif Tissue Int 60: 194-199 (1997)

Augat P, Gordon CL, Lang TF, Iida H, Genant HK: Accuracy of cortical and trabecular bone measurements with peripheral quantitative computed tomography (pQCT). Phys Med Biol 43: 2873-2883 (1998)

Bartl R, Bartl C, Mutschler W: Diagnosis and therapy of osteoporosis. Strategy for effective treatment after fragility fractures. Unfallchir 106: 526-541 (2003)

Bentzen SM, Hvid I, Jorgensen J: Mechanical strength of tibial trabecular bone evaluated by X-ray computed tomography. J Biomech 20: 743-752 (1987)

Bergander H: Plastizität. In: Göldner H (Hrsg) Lehrbuch Höhere Festigkeitslehre, Bd 2, 3. Aufl, Fachbuchverlag, Leipzig Köln, S. 211-229 (1992)

Bloom RA, Laws JW: Humeral cortical thickness as an index of osteoporosis in women. Br J Radiol 43: 522-527 (1970)

Bloom RA: A comparative estimation of the combined cortical thickness of various bone sites. Sceletal Radiol 5: 167-170 (1980)

Bouxsein ML, Myburgh KH, van der Meulen MC, Lindenberger E, Marcus R: Age–related differences in cross–sectional geometry of the forearm bones in healthy women. Calcif Tissue Int 54: 113-118 (1994)

Bouxsein ML, Myers ER, Hayes WC: Biomechanics of age–related fractures. In: Marcus R, Feldman D, Kelsey J (Hrsg) Osteoporosis, Academic Press, San Diego, S. 373-393 (1996)

Burstein AH, Currey JD, Frankel VH, Reilly DT: The ultimate properties of bone tissue: the effects of yielding. J Biomech 5: 34-44 (1972)

Burstein AH, Reilly DT, Martens M: Aging of bone tissue: Mechanical properties. J Bone Joint Surg Am 58: 82-86 (1976)

Cameron HU, Jacob R, Macnab I, Pilliar RM: Use of polymethylmetacrylate to enhance screw fixation in bone. J Bone Joint Surg Am 57: 655-656 (1975)

Carter DR, Hayes WC: The compressive bone behaviour of bone as a two–phase porous material. J Bone Joint Surg 49: 954-962 (1977)

Carter DR, Spengler DM: Mechanical properties and composition of cortical bone. Clin Orthop 135: 192-217 (1978)

Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH: Fatigue behavior of adult cortical bone: The influence of mean strain and strain range. Acta Orthop Scand 52: 481-490 (1981)

Carter DR, van der Meulen MC, Beaupré GS: Sceletal development: Mechanical consequences of growth, aging and disease. In: Marcus R, Feldman D, Kelsey J (Hrsg) Osteoporosis, Academic Press, San Diego, S. 333-350 (1996)

Cezayirlioglu H, Bahniuk R, Davy DT, Heiple KG: Anisotropic yield behaviour of bone under combined axial force and torque. J Biomech 18: 61-69 (1985)

Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA: The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size dependency of cortical bone modulus. J Biomech 23: 1103-1113 (1990)

Cowin SC: On the strength anisotropy of bone and wood. J Applied Mech 46: 832-838 (1979)

Cowin SC: The mechanical and stress adaptive properties of bone. Ann Biomed Eng 11: 263-295 (1983)

Cowin SC, van Buskirk WC: Thermodynamic restrictions on the elastic constants of bone. J Biomech 19: 85-87 (1986)

Currey JD: The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. J Biomech 21: 131-139 (1988)

Currey JD: Biocomposites: Micromechanics of biological hard tissues. Curr Opin Solid State Mat Sci 1: 440-445 (1996)

Currey JD, Brear K, Zioupos P: The effects of ageing and changes in mineral content in degrading the toughness of human femora. J Biomech 29: 257-260 (1996); Erratum in: J Biomech 30: 1001 (1997)

Danis R: Les fractures malleolaires. In : Danis R (Hrsg) Théorie et practique de l´ostéosynthèse, Masson et Cie, Paris, S. 133-165 (1949)

Debrunner AM: Der Oberschenkel. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, Orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 779-782 (1995 a)

Debrunner AM: Die mechanische Beanspruchung der Gewebe. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 48-60 (1995 b)

Debrunner AM: Die mechanische Beanspruchung der Gewebe. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 52 (1995 c)

Debrunner AM: Die mechanische Beanspruchung der Gewebe. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 55 (1995 d)

Debrunner AM: Pathophysiologie der Fraktur und Frakturheilung. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 61-73 (1995 e)

Debrunner AM: Pathophysiologie der Fraktur und Frakturheilung. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, orthopädische Chirurgie, 3., vollständig überarbeitete Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 63 (1995 f)

Debrunner AM: Verschiedene Knochenkrankheiten. In: Debrunner AM (Hrsg) Orthopädie, Orthopädische Chirurgie, 3. Aufl, Hans Huber, Bern Göttingen Toronto, S. 335-340 (1995 g)

Dempster WT, Liddicoat RT: Compact bone as a non isotropic material. Am J Anat 91: 331-362 (1952)

Dickenson RP, Hutton WC, Stott JR: The mechanical properties of bone in osteoporosis. J Bone Joint Surg Br 6: 233-238 (1981)

Engelke K: Quantitative Computertomographie. J Miner Stoffwechs 9: 22-31 (2002)

Evans FG, Bang S: Differences and relationships betweeen the physical properties and the microscopic structure of human femoral, tibial and fibular cortical bone. Am J Anat 120: 79-88 (1967)

Evans FG: Effects of age, sex, rage and species. In: Evans FG, Burdi AR (Hrsg) Mechanical Properties of Bone, C.C.Thomas Publishing, Spingfield Illinois, USA, S.219-252 (1973)

Faran KJ, Ichioka N, Trzeciak MA, Han S, Medige J, Moy OJ: Effect of bone quality on the forces generated by compression screws. J Biomech 32: 861-864 (1999)

Fondrk M, Bahniuk E, Davy DT, Michaels C: Some viscoelastic characteristics of bovine and human cortical bone. J Biomech 22: 973-974 (1989)

Genant HK: Quantitative Bone Mineral Analyses. In: Resnick D, Niwayama G (Hrsg) Diagnosis of bone and joint disorders, Bd 1, W. B. Saunders Company, Philadelphia London Toronto, S. 679-691 (1981)

Genant HK, Block JE, Steiger P, Gluer CC, Ettinger B, Harris ST: Appropriate use of bone densitometry. Radiology 70: 817-822 (1989)

Genant HK, Lang TF, Engelke K, Fuerst T, Gluer CC, Majumdar S, Jergas M: Advances in the noninvasive assessment of bone density, quality, and structure. Calcif Tissue Int 59: 10-15 (1996)

Gluer CC, Wu CY, Jergas M, Goldstein SA, Genant HK: Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure. Calcif Tissue Int 55: 46-52 (1994)

Hackenberg L, Clahsen H, Halm H: Einflussfaktoren auf die Verankerungsstabilität von Wirbelsäulenknochenschrauben – Eine experimentelle Studie. Z Orthop 136: 451-456 (1998)

Hayes WC: Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk. In: Mow VC, Hayes WC (Hrsg) Basic Orthopaedic Biomechanics, Raven Press, New York, S. 93-142 (1991)

Hertel H, Aebi M, Ganz R: Osteosynthese bei hochgradiger Osteoporose. Unfallchir 93: 479-484 (1990)

Holm GH: Bone density measurement – a systematic review. A report from SBU, the Swedish Council on Technology Assessment in Health Care. J Intern Med Suppl 739: 1-60 (1997)

Huiskes R: Some fundamental aspects of human joint replacement. Analyses of stresses and heat conduction in bone–prothesis structures. Acta Orthop Scand Suppl 185: 1-208 (1980)

Jones HH, Priest JD, Hayes WC, Tichenor CC, Nagel DA: Humeral hypertrophy in response to exercise. J Bone Joint Surg 59: 204-208 (1977)

Katz JL, Yoon HS, Lipson S, Maharidge R, Meunier A, Christel P: The effects of remodeling on the elastic properties of bone. Calcif Tissue Int 36: 31-36 (1983)

Katz JL, Meunier A: The elastic anisotropy of bone. J Biomech 20: 1063-1070 (1987)

Kimura H: Tension test upon the compact substance in the long bones of cattle extremities. J Kioto Pref Med Univ 51: 365-372 (1952)

Knets I, Krauya UE, Vilks YK: Acoustic emission in human bone tissue subjected to longitudinal extension. Mechanika Polimerov 11: 685-690 (1975)

Knets I, Pfafrods G, Saulgozis J: Deformation and fracture of hard biological tissue. Zinatne Press, Riga, S. 319-321 (1980)

Knets I: Viscoelastic properties of compact bone tissue. Lecture at the CISM Course on bone mechanics, Udine, 1987

Ko R: The tension test upon the compact substance in the long bones of human extremities. J Kioto Pref Med Univ 53: 503-525 (1953)

Lane JM, Vigorita VJ: Osteoporosis. J Bone Joint Surg Am 65: 274-278 (1983)

Lindahl O, Lindgren AG: Cortical bone in man. II. Variation in tensile strength with age and sex. Acta Orthop Scand 38: 141-147 (1967)

Lipson SF, Katz JL: The relationship between elastic properties and microstructure of bovine cortical bone. J Biomech 17: 231-240 (1984)

Liu D, Weiner S, Wagner HD: Anisotropic mechanical properties of lamellar bone using miniature cantilever bending specimens. J Biomech 32: 647-654 (1999)

Martinko V, Belay M, Jelinek L: Grundsätzliches zur Biomechanik von Hartgeweben. Anat Anz Jena 173: 225-232 (1991)

Mattheck C, Bethge K, Erb D, Blömer W: Succsessful shape optimation of a pedicular screw. Med Biol Eng Comput 30: 446-448 (1992)

McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM: Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. J Bone Joint Surg Am 75: 1193-1205 (1993)

Meier DE, Orwoll ES, Keenan EJ, Fagerstrom RM: Marked decline in trabecular bone mineral content in healthy men with age: Lack of association with sex steroid levels. J Am Geriatr Soc 35: 189-197 (1987)

Melick RA, Miller DR: Variations of tensile strength of human cortical bone with age. Clin Sci 30: 243-248 (1966)

Melnis AE, Knets IV: Viscoelastic properties of compact bone tissue. Mod Probl Biomech 2: 38-69 (1985)

Meyer GH: Die Statik und Mechanik des menschlichen Knochengerüstes. Wilhelm Engelmann, Leipzig (1873)

Mosekilde L: Normal age–related changes in bone mass, structure, and strength – consequences of the remodelling process. Dan Med Bull 40: 65-83 (1993)

Mosekilde L: Age–related changes in bone mass, structure, and strength – effects of loading. Z Rheumatol Suppl 59: 1-9 (2000)

Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H: Ziele, Grundlagen und Prinzipien der AO-Technik. In: Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H

(Hrsg): Manual der Osteosynthese, zweite, neubearbeitete und erweiterte Auflage, Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 3-27 (1977)

Natali AN, Meroi EA: A review of the biomechanical properties of bone as a material. J Biomed Eng 11: 266-276 (1989)

Niedhart C, Braun K, Graf Stenbock-Fermor N: The value of peripheral quantitative computed tomography (pQCT) in the diagnosis of osteoporosis. Z Orthop Ihre Grenzgeb 141: 135-142 (2003)

Norman TL, Yeni N, Brown CU, Wang ZW: Influence of microdamage on fracture toughness of the human femur and tibia. Bone 23: 303-306 (1998)

Ostlere SJ, Gold RH: Osteoporosis and bone density measurement methods. Clin Orthop 271: 149-163 (1991)

Pauwels F: Eine neue Theorie über den Einfluss mechanischer Reize auf die Differenzierung der Stützgewebe. Zehnter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z Anat Entwicklungsgesch 121: 478-515 (1960)

Perren SM: Scientific background to internal fixation. In: Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, Willenegger H (Hrsg) Manual of Internal Fixation. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Aufl, Springer, Berlin Heidelberg New York, S. 12-95 (1992)

Pollähne W, Minne HW: Epidemiologie, Diagnostik und klinisches Bild der Osteoporose. Bundesgesundheitsbl Gesundheitsforsch Gesundheitsschutz 44: 32-36 (2001)

Rahn BA: Knochengewebe. In: Staubesand J (Hrsg) Benninghoff Anatomie, Bd 1, 14. Aufl, Urban und Schwarzenberg, München Wien Baltimore, S. 141 (1985)

Rauber AA: Elasticität und Festigkeit der Knochen, Wilhelm Engelmann, Leipzig, S. 75-77 (1876)

Reilly DT, Burstein AH: The mechanical properties of cortical bone. J Bone Joint Surg Am 56: 1001-1022 (1974)

Reilly DT, Burstein AH, Frankel VH: The elastic modulus of bone. J Biomech 7: 271-275 (1974)

Reilly DT, Burstein AH: The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. J Biomech 8: 393-405 (1975)

Reilly GC, Currey JD: The effects of damage and microcracking on the impact strength of bone. J Biomech 33: 337-43 (2000)

Rittinghaus EF, Hesch RD, Harms HM, Busch U, Prokop M, Delling G: The concept and treatment of osteoporosis. Exp Gerontol 25: 357-365 (1990)

Ritzel H, Amling M, Posl M, Hahn M, Delling G: The thickness of human vertebral cortical bone and its changes in aging and osteoporosis: A histomorphometric analysis of the complete spinal column from thirty-seven autopsy specimens. J Bone Miner Res 12: 89-95 (1997)

Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ: Implants: Bone physiology and metabolism. J Calif Dent Assoc 15: 54-61 (1987)

Roux W: Die funktionelle Anpassung. In: Roux W (Hrsg) Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen, Wilhelm Engelmann, Leipzig, S. 153-215 (1895)

Sasaki N, Matsushima N, Ikawa T, Yamamura H, Fukuda A: Orientation of bone mineral and its role in the anisotropic mechanical properties of bone – transverse anisotropy. J Biomech 22: 157-164 (1989)

Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP: The holding power of orthopedic screws in vivo. Clin Orthop 108: 115-126 (1975)

Schenk RK, Hermann WW: Histologische Untersuchungen über die Einheilung zementfrei eingebrachter Implantate. In: Morscher E (Hrsg) Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen, Springer, Berlin Heidelberg, S. 51-57 (1983)

Schmidt M, Nagel W, Ohrisch G, Schulz W: Diagnostische Wertigkeit der konventionellen Röntgendiagnostik und der quantitativen Mineralometrie bei Patienten mit klinischer Osteoporosesymptomatik. Aktuelle Radiol 1: 164-168 (1991)

Schneider E, Kinast C, Eulenberger J, Wyder D, Eskilsson G, Perren SM: A comparative study of the initial stability of cementless hip protheses. Clin Orthop Rel Res 248: 200-209 (1989)

Schneider E, Wimmer MA, Nassutt R: Das Abriebverhalten von Prothesenoberflächen im Knochenlager. Tribologie Schmierungstechnik 5: 21-23 (1996)

Schneider R: Biomechanik und operationstechnische Konsequenzen. In: Schneider R, Burri C, Harder F, Bauer R (Hrsg): Die Totalprothese der Hüfte: Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen, 2., vollst. überarb. u. erw. Aufl, Hans Huber, Bern Stuttgart Toronto, S. 12-96 (1987)

Schuller-Götzburg P, Krenkel C, Reiter TJ, Plenk H Jr: 2D-finite element analyses and histomorphology of lag screws with and without a biconcave washer. J Biomech 32: 511-520 (1999)

Sedlin Ed, Hirsch C: Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Act Orthop Scand 37: 29-48 (1966)

Seebeck J, Lill C, Morlock MM, Schneider E: Implantatverankerung in osteoporotischem Knochen mittels monokortikaler Schrauben. Trauma Berufskrankh 1: 411-414 (1999)

Selvik G: Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system. Acta Orthop Scand Suppl 232: 1-51 (1989)

Simon U, Augat P, Claes L: Kann die Gewindeform der bekannten AO–Kortikalisschraube noch verbessert werden? Finite–Elemente–Analyse der Schrauben–Knochen–Verbindung. Kongressbeitrag in: 2. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik, Freiburg, S. 169-170 (2001)

Snorrason F, Karrholm J: Primary migration of fully–threaded acetabular protheses. A roentgen stereophotogrammetric analysis. J Bone Joint Surg Br 72: 647-652 (1990)

Stone JL, Beaupre GS, Hayes WC: Multiaxial strength characteristics of trabecular bone. J Biomech 16: 743-752 (1983)

Sweeney AW, Byers RK, Kroon PP: Mechanical characteristics of bone and its constituents. Am Soc Mech Eng 7: 1-17 (1965)

Turner CH, Cowin SC, Rho JY, Ashman RB, Rice JC: The fabric dependece of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. J Biomech 23: 549-561 (1990)

Van Buskirk WC, Ashman RB: The elastic moduli of bone. In: Cowin SC (Hrsg) Mechanical Properties of Bone, American Society of Mechanical Engineers, Bd 36, New York, S. 131-143 (1981)

Van Buskirk WC, Cowin SC, Ward RN: Ultrasonic measurements of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. J Biomech Eng 103: 67-71 (1981)

Wachter NJ, Krischak GD, Mentzel M, Sarkar MR, Ebinger T, Kinzl L, Claes L, Augat P: Correlation of bone mineral density with strength and microstructural parameters of cortical bone in vitro. Bone 31: 90-95 (2002)

Wagner H: The embedding of metal screws in bone and the healing process of bone tissue under the influence of stable osteosynthesis. Langenbecks Arch Klin Chir Ver Dtsch Z Chir 305: 28-41 (1963)

Wall JC, Chatterji SK, Jeffery JW: Age–related changes in the density and tensile strength of human femoral cortical bone. Calcif Tissue Int 27: 10-108 (1979)

Wertheim MG: Mémoire sur l´élasticite et la cohésion des principaux tissus du corps humain. Ann Chim Phys 21: 385-414 (1847)

Witt K: Knochen und Knorpel. In: Bühling KJ, Lepenies J, Witt K (Hrsg) Intensivkurs: Allgemeine und spezielle Pathologie, Urban und Schwarzenberg, München Wien Baltimore, S. 374-385 (1995)

Wolff J: Die normale innere Architektur der Knochen und ihre mathematische Bedeutung. In: Wolff J (Hrsg) Das Gesetz der Transformation der Knochen, Hirschwald, Berlin, S. 3-27 (1892)

Wolff J: Über die innere Architektur der Knochen und ihre Bedeutung für die Frage von Knochenwachstum. Arch pathol Anat u Physiol u klin Med, Berlin 50: 389-450 (1870)

Woo SL, Kuei SC, Amiel D, Gomez MA, Hayes WC, White FC, Akeson WH: The effect of prolonged physical training on the properties of long bone: a study of Wolff´s Law. J Bone Joint Surg 63: 780-787 (1981)

Yamaji T, Ando K, Wolf S, Augat P, Claes L: The effect of micromovement on callus formation. J Orthop Sci 6: 571-575 (2001)

Yoon HS, Katz JL: Ultrasonic wave propagation in human cortical bone II. Measurements of elastic properties and microhardness. J Biomech 9: 459-464 (1976)

Zioupos P, Currey JD: Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. Bone 22: 57-66 (1998)

Zioupos P, Currey JD, Mirza MS, Barton DC: Experimentally determined microcracking around a circular hole in a flat plate of bone: Comparison with predicted stresses. Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci 347: 383-396 (1995)

ANHANG

Tab. 15: *Verwendete Geräte*

Gerät	Typ	Hersteller	Serien– Nr.	Messbereich
Material–prüfmaschine	1445	Zwick	115777	–
Material–prüfprogramm	Zug–, Druckprüfung	Zwick	Version 5.50A/ 12.06.95 Programmnr. 7 047.5b	–
Kraftmessdose	Z12	HBM	D 54769	10 kN
Längenänderungs-aufnehmer	MT25	Heidenhain	4 022 639 B	25/ 50 mm
Messschieber, digital	DIGIT–CAL	Tesa	5 P 1187 04	150 mm
Messuhr, digital	DIGICO 10	Tesa	105 105	10 mm
Einspann-klemmpaar	8253	Zwick	–	2,5 kN
Untere Druckplatte	–	Zwick	–	–
Obere Druckplatte	–	Eigenbau	–	–

Tab. 16: *Ergebnisparameter*

Ergebnisparameter	SI–Einheit (bzw. intern verwendete Bezeichnung)	Zwick–Einheit	Vorgabe
Messlänge	L_0 [mm]	L0 [mm]	mm
Probenbreite	b [mm]	b [mm]	mm
Probendicke	d [mm]	a [mm]	mm
Probendurchmesser	d [mm]	d [mm]	mm
Probenquerschnitt	A [mm²]	S0 [mm²]	mm²
Unterer Wert der E–Modul–Ermittlung	($F_{el}1$ [N]; L1 [mm])	Fel1 [N]; s1 [mm]	N
Oberer Wert der E–Modul–Ermittlung	($F_{el}2$ [N]; L2 [mm])	Fel2 [N]; s2 [mm]	N
Maximale Druckkraft (bei Beginn eines Kraftplateaus)	(F_{max} [N])	Fmax [N]	N
Bruchfestigkeit	σ_M [MPa]	Festigkeit [MPa]	MPa
Längenänderung bei maximaler Kraft	(L_{Fmax} [mm])	s Fmax [mm]	mm
Dehnung bei maximaler Kraft	ε_M [%]	Dehnung (Fmax) [%]	%
Zugmodul	E_t [MPa]	Et [MPa]	MPa
Druckmodul	E_c [MPa]	Ec [MPa]	MPa
Schubmodul	G [MPa]	G [MPa]	MPa

Tab. 17: *Parametervorgaben für das Materialprüfprogramm für die verschiedenen Prüfungen*

Parameter	Symbol und Einheit	Zwick–Symbol und –Einheit	Zug-prüfung	Druck-prüfung, zer-störend	Druck-prüfung, nicht zer-störend	Torsions-prüfung	Schrau-ben-ausdrück-versuch
Messdosenlast	–	Fmax Sensor	10 kN	10 kN	10 kN	10 kN	–
Maximal erwartete Kraft/ obere Kraftgrenze	–	Fmax Vorgabe [N]	2500 N	7200 N **	500 N **	20 N	2500N ****
Proben-bezeichnung			Zug-stäbchen	Duck-stäbchen	Druck-würfel	Torsions-stäbchen	Knochen-plättchen
Probenform			Prisma	Quader	Würfel–förmig	Zylin-drisch	Quader–förmig
Gesamtlänge der Probe	L [mm]		50 mm	10 mm	5 mm	50 mm	20 mm
Messlänge, incremental	L_0 [mm]	L0 [mm]	25 mm	10 mm	5 mm	30 mm	5 mm
Probenbreite	b [mm]	b [mm]	Zw. 3 u. 6 mm	6 mm	Zw. 3 u. 6 mm	–	20 mm
Probendicke	d [mm]	a [mm]	3 mm	Zw. 2 u. 6 mm	Zw. 3 u. 6 mm	–	5 mm
Proben-durchmesser	d [mm]	–	–	–	–	3,5 mm	–
Proben-querschnitt	A [mm²]		Zw. 10 u. 20 mm²	Zw. 10 u. 30 mm²	Zw. 10 u. 30 mm²	9,6 mm²	–
Einspannlänge LE/ Anfangs-abstand Klemmbacken	–	LE [mm]	40 mm	10/ 12 mm	5 mm	40 mm	10,5 mm (Plattenauf-lage bis Schrauben-ende)
LE–Positionier-geschwindigkeit	–	LE–Ge-schwindigkei t [mm/min]	10 mm/ min	10 mm/ min	10 mm/ min	10 mm/ min	–
Vorkraft	–	F_V [N]	10 N	10 N	10 N	1 N	50 N
Geschwindigkeit bis Vorkraft	–	v_{FV} [mm/ min]	0,1 mm/ min	0,2 mm/ min	0,02 mm/ min	5 mm/ min	0,6 mm/ min
Zeit bis Vorkraft		t bis F_V [s]	20 s	20 s	20 s	20 s	20 s
Prüf-geschwindigkeit	v [mm/ min]	v_{test} [mm/ min]	0,5 mm/ min	0,5 mm/ min	0,5 mm/ min	15 mm/ min	0,6 mm/ min
Längen-änderungs-begrenzung	(ΔL_{max})** *	dL Vorgabe [mm]	0,6 mm	1 mm	1 mm	1 mm	–
Bruchabschalt-schwelle	–	Bruchab. [% Fmax]	20% F_{max}	10% F_{max}	20% F_{max}	10 % F_{max}	10% F_{max}
Vorgabe unterer Wert der E–Modul–Ermittlung ($F_{el}1$)			100N	300 N	200 N	5 N	–
Vorgabe oberer Wert der E–Modul–Ermittlung ($F_{el}2$)			200N	500 N	400 N	10 N	–
Rücklauf-geschwindigkeit		Rück-geschw.	0 mm/ min	0 mm/ min	0 mm/ min	0 mm/ min	0 mm/ min

* bei zerstörungsfreier Prüfung maximal zugelassene Kraft

** $F_{max} = \sigma_{max} \times A_{max}$; zerstörende Druckprüfung:
F_{max} = 200 MPa x (6 x 6) mm² = 7200 N
nicht zerstörende Druckprüfung:
F_{max} abhängig von zerstörender Druckprüfung

*** $\Delta L_{max} = \varepsilon_{max} \times L_0 = \sigma_{max} \times L_0 / E_{min}$
= 200 MPa x 10mm/ 100000 MPa = 0,2 mm

**** Bruchbeginn bei ΔL = 0,02 mm, Abschaltung bei max. ΔL = 0,2 mm

Tab. 18: *Einzelwerte der Messung am QCT*

Proben-nummer	Alter in Jahren	m/w	Wandstärke in mm					Kortikale Quer-schnitts-fläche in mm²
			ventral	dorsal	medial	lateral	Mittel-wert	
F 11 R	91	w	2,8	5,1	5,1	8,9		318,4
			3,1	5,5	5,6	8,0		321,6
			3,1	4,4	6,5	8,2		326,1
MW			3,0	5,0	5,7	8,4	5,5	322,0
F 12 R	85	w	4,2	7,8	6,7	5,6		337,2
			4,2	7,5	6,0	6,5		340,7
			4,4	7,5	6,2	6,7		342,5
MW			4,3	7,6	6,3	6,2	6,1	340,1
F 13 R	80	w	5,3	9,1	6,9	6,7		359,2
			4,9	8,7	6,7	6,4		364,8
			4,9	9,3	7,5	6,7		371,0
MW			5,0	9,0	7,0	6,6	6,9	365,0
F 14 L	84	w	1,8	6,1	8,6	5,5		316,3
			2,0	3,0	8,7	5,8		314,6
			1,8	3,2	8,3	6,1		318,4
MW			1,9	4,1	8,5	5,8	5,1	316,4
F 15 R	92	w	2,5	8,7	4,0	4,4		246,7
			2,5	8,3	4,0	4,0		255,7
			2,7	8,1	4,4	4,2		278,0
MW			2,5	8,4	4,2	4,2	4,8	260,1
F 16 R	84	m	6,2	9,5	8,0	8,2		488,1
			6,7	9,3	7,6	8,5		493,7
			6,4	8,9	7,6	8,7		496,4
MW			6,4	9,2	7,7	8,5	8,0	492,7
F 17 R	89	w	4,8	9,2	7,7	7,6		443,1
			5,8	9,9	6,7	6,1		443,8
			5,8	10,0	6,7	5,6		448,7
MW			5,5	9,7	7,0	6,4	7,2	445,2
F 18 R	79	m	7,3	12,6	8,0	7,6		538,3
			8,0	12,4	8,0	8,5		544,9
			8,0	12,6	7,8	7,6		542,4
MW			7,8	12,6	7,9	7,9	9,0	541,9
F 20 R	89	m	3,6	9,9	6,0	4,9		405,9
			3,3	10,1	5,4	4,9		399,9
			3,2	10,1	5,8	4,6		408,3
MW			3,4	10,0	5,8	4,8	6,0	404,7
F 21 R	91	m	4,5	7,3	7,6	8,3		458,5
			3,8	7,3	7,1	8,6		455,3
			4,7	8,2	7,4	8,7		452,5
MW			4,3	7,6	7,4	8,5	7,0	455,4
F 22 R	90	w	5,5	8,3	8,0	6,0		377,0
			5,4	8,6	8,2	6,3		385,0
			5,3	8,8	8,7	6,6		385,3
MW			5,4	8,6	8,3	6,3	7,1	382,4
F 24 R	92	m	3,6	5,7	6,3	4,5		389,5
			3,4	6,4	6,8	5,0		397,9
			4,1	7,1	6,7	4,5		399,6
MW			3,7	6,4	6,6	4,7	5,3	395,7
F 25 R	100	m	5,8	9,5	7,1	6,9		440,0
			6,0	9,8	7,1	7,1		447,3

			6,0	9,5	7,3	7,3		453,6
MW			5,9	9,6	7,2	7,1	7,5	447,0
F 26 L	92	w	4,2	6,6	3,2	3,7		338,3
			3,4	6,9	5,5	5,7		339,3
			3,2	6,7	3,8	5,7		334,4
MW			3,6	6,7	4,1	5,0	4,9	337,3
F 27 R	90	w	2,7	9,3	4,9	3,6		304,8
			2,7	9,4	4,9	3,6		304,5
			3,1	9,4	4,7	3,8		306,9
MW			2,8	9,4	4,8	3,7	5,2	305,4
Gesamtmittelwerte			4,4	8,3	6,6	6,3	6,4	387,4

Tab. 19: *Einzelmesswerte der Knochenmineraldichte am QCT*

Proben-nummer	m/ w	Alter in Jahren	BMD 1	BMD 2	BMD 3	Mittlere BMD in mg/cm³
F 11 R	w	91	993,5	981,2	975,1	983,3
F 12 R	w	85	1123,5	1116,4	1116,6	1118,8
F 13 R	w	84	1099,3	1086,5	1078,8	1088,2
F 14 L	w	84	984,8	999,2	993,5	992,5
F 15 R	w	92	833,4	875,8	912,2	873,8
F 16 R	m	84	1086	1084,5	1086,5	1085,7
F 17 R	w	89	993,5	998,6	989,8	994
F 18 R	m	79	1128,2	1126	1131,5	1128,6
F 20 R	m	89	981,9	998	989,9	989,9
F 21 R	m	91	1101,7	1097,7	1107	1102,1
F 22 R	w	90	1098,3	1092,2	1095,9	1095,5
F 24 R	m	92	983,3	971,2	965,7	973,4
F 25 R	m	100	1017,4	1010,2	1005,3	1011
F 26 L	w	92	924,8	923,4	924,9	924,4
F 27 R	w	90	971	975,7	978,6	975,1
MW	–	88,9	1023,8	1025,3	1026,1	1025,1

Tab. 20: *Maße der Zugstäbchen*

Proben-nummer	Probenbreite b in mm	Probendicke d in mm	Proben-querschnitt A in mm²
F 12 R	5,9	3,0	18,0
F 13 R	6,0	3,0	17,7
F 14 L	6,0	3,0	17,8
F 15 R	6,1	2,9	17,7
F 16 R	3,1	3,2	9,92
F 17 R	6,1	3,0	18,0
F 18 R	6,0	3,1	18,5
F 20 R	3,2	3,1	9,92
F 21 R	6,1	3,0	18,2
F 22 R	6,1	3,0	18,0
F 24 R	6,0	3,0	17,9
F 25 R	6,0	2,9	17,5
F 27 R	3,0	2,9	8,7
MW	5,4	3,0	16,0

Tab. 21: *Ergebnisse der Zugversuche*

Proben-nummer	Alter in Jahren	Zugfestigkeit in MPa	Zugmodul in GPa
F 12 R	85	62,8	11,5
F 13 R	84	110,8	19,9
F 14 L	84	85,3	14,5
F 15 R	92	46,0	10,9
F 16 R	84	85,9	13,1
F 17 R	89	61,0	18,2
F 18 R	79	82,0	17,0
F 20 R	89	102,4	15,6
F 21 R	91	62,2	18,5
F 22 R	90	72,5	18,2
F 24 R	92	54,2	12,1
F 25 R	100	55,9	10,5
F 27 R	90	88,4	15,7
MW	88,4	74,6	15,1

Tab. 22: *Maße der Druckquader der zerstörenden Druckversuche*

Proben-nummer	Proben-höhe h in mm	Proben-dicke d in mm	Proben-breite b in mm	Proben-volumen in mm³
F 12 R	10,7	3,6	6,1	233,6
F 13 R	10,4	3,8	6,1	241,4
F 14 L	10,6	3,8	6,0	237,7
F 16 R	10,1	6,0	6,6	399,0
F 17 R	10,4	4,9	6,0	304,7
F 18 R	10,4	4,9	6,0	305,5
F 20 R	9,9	4,8	5,6	266,4
F 21 R	10,0	5,7	5,9	339,9
F 22 R	9,9	5,2	5,8	298,4
F 24 R	10,0	4,8	5,9	282,7
F 25 R	9,9	2,6	5,9	154,5
F 26 L	10,2	2,0	5,1	105,7
F 27 R	10,0	1,8	6,0	110,0
MW	10,2	4,1	5,9	252,3

Tab. 23: *Ergebnisse der zerstörenden Druckversuche*

Proben-nummer	Alter in Jahren	Druck-festigkeit in MPa	Druckmodul in GPa
F 12 R	85	150,4	13,6
F 13 R	80	148,3	13,2
F 14 L	84	150,9	13,5
F 16 R	84	163,4	13,9
F 17 R	89	148,2	12,4
F 18 R	79	151,1	14,3
F 20 R	89	113,1	10,2
F 21 R	91	165,5	14,5
F 22 R	90	129,4	11,1
F 24 R	92	102,7	6,7
F 25 R	100	141,0	12,4
F 26 L	92	97,6	5,6
F 27 R	90	146,3	13,7
MW	88,1	139,1	11,9

Tab. 24: *Maße der Druckwürfel der nicht zerstörenden Druckversuche*

Proben-nummer	Proben-höhe h in mm	Proben-breite b in mm	Proben-dicke d in mm	Proben-volumen in mm³
F 11 R	4,0	3,7	3,6	53,5
F 12 R	3,8	3,1	2,7	32,0
F 13 R	6,2	5,4	4,5	148,1
F 14 L	4,4	3,5	3,5	52,5
F 15 R	4,8	4,0	4,6	88,2
F 16 R	6,2	5,9	6,3	232,8
F 17 R	5,5	6,0	4,4	143,5
F 18 R	5,9	5,9	4,6	159,7
F 20 R	5,7	5,6	4,6	147,3
F 21 R	5,8	5,9	5,4	185,0
F 22 R	6,6	5,9	5,4	211,1
F 24 R	5,8	5,9	4,9	167,1
F 25 R	5,6	5,9	5,0	164,9
F 26 L	6,9	5,5	4,9	188,5
F 27 R	4,3	5,0	4,2	89,5
MW	5,4	5,1	4,6	127,6

Tab. 25: *Ergebnisse der nicht zerstörenden Druckversuche: Druckmoduln in GPa für die drei Belastungsrichtungen*

Probennummer	Druckmodul in GPa		
	Longitudi-nale Belastung	Tangentiale Belastung	Radiale Belastung
F 11 R	32,7	4,5	2,8
F 12 R	59,8	34,1	19,6
F 13 R	73,8	39,0	39,0
F 14 L	77,2	34,2	54,3
F 18 R	83,7	53,4	25,6
F 20 R	35,9	6,4	5,7
F 22 R	65,2	30,6	45,0
F 24 R	58,2	35,9	25,2
F 25 R	48,7	24,7	16,7
F 26 L	32,2	6,0	12,8
F 27 R	58,9	19,3	20,3
MW	59,0	28,2	26,1
SD	17,4	15,0	15,7
MIN	32,2	4,5	2,8
MAX	83,7	53,4	54,3
MW – SD	41,7	13,1	10,5
MW + SD	76,4	43,2	41,8

Tab. 26: *Maße der Torsionsstäbchen*

Probennummer	Proben-durchmesser d in mm
F 11 R	3,6
F 12 R	3,4
F 13 R	3,5
F 14 L	3,5
F 15 R	3,4
F 16 R	3,4
F 17 R	3,5
F 18 R	3,6
F 20 R	3,5
F 21 R	3,5
F 22 R	3,5
F 24 R	3,4
F 25 R	3,5
F 26 L	3,5
F 27 R	3,4
MW	3,5

Tab. 27: *Ergebnisse der Torsionsversuche*

Proben-nummer	Alter in Jahren	Schub-festigkeit in MPa	Schubmodul in GPa
F 11 R	91	44,6	1,8
F 12 R	85	68,2	3,0
F 13 R	80	71,5	4,3
F 14 L	84	50,8	2,8
F 15 R	92	34,4	1,5
F 16 R	84	66,7	4,1
F 17 R	89	56,6	3,4
F 18 R	79	60,7	3,9
F 20 R	89	60,5	4,2
F 21 R	91	55,9	4,7
F 22 R	90	52,4	3,9
F 24 R	92	19,5	1,0
F 25 R	100	46,5	1,2
F 26 L	92	56,5	4,4
F 27 R	90	42,9	2,5
MW	88,5	52,5	3,1

Tab. 28: *Maße der Knochenplättchen und Ergebnisse der Schraubenausdrückversuche*

	Proben-nummer	Seitenlängen in mm			Fläche in mm²	F_{max} in N
		distal-proximal	seitlich	Höhe		
Gruppe I (DIN)	F 12 R	20,7	20,9	5,3	432,4	727
	F 13 R	20,8	21,1	3,4	439,9	1141,1
	F 14 L	20,6	20,5	4,2	422,3	873
	F 15 R	20,7	19,9	4,3	412,7	289
	F 16 R	20,9	19,5	5,9	405,5	1292,8
	F 17 R	19,9	19,5	4,6	387,1	414,1
	F 18 R	19,7	18,5	6,4	365,2	2207
	F 20 R	20,0	18,4	5,8	366,6	1024
	F 21 R	19,6	17,8	5,2	348,9	1592,3
	F 22 R	20,4	17,4	4,4	355,2	919
	F 24 R	19,8	17,0	5,5	337,6	1735,7
	F 25 R	20,2	17,7	4,4	358,2	837,1
	F 26 L	20,2	20,0	9,1	402,2	472,3
	MW	20,3	19,1	5,3	387,2	1040,3
Gruppe II (INVERS)	F 12 R	20,4	20,9	5,8	426,0	862,7
	F 13 R	20,4	21,2	3,7	433,1	1292,8
	F 14 L	20,0	19,7	4,8	393,0	1258,2
	F 15 R	20,1	19,9	4,3	399,6	382,7
	F 16 R	20,4	19,0	5,6	387,2	1062,4
	F 17 R	20,6	19,5	4,2	400,7	650
	F 18 R	19,4	18,7	6,3	362,4	1664
	F 20 R	19,3	18,3	5,6	353,4	809
	F 21 R	19,8	18,0	5,3	357,0	1941,8
	F 22 R	20,0	19,3	4,3	386,4	816,6
	F 24 R	18,7	16,0	2,9	297,6	1310,7
	F 25 R	20,0	17,7	4,3	353,8	990,7
	F 26 L	19,4	20,2	7,3	391,1	318,1
	MW	19,9	19,1	4,9	380,1	1027,7

DANKSAGUNG

Herrn Prof. Dr. biol. hum. L. E. Claes, Leiter des Institutes für Unfallchirurgische Forschung und Biomechanik, danke ich sehr dafür, dass er mir die Durchführung dieser Arbeit in seinem Institut ermöglicht hat.

Herr Dr. – Ing. U. Simon hat mir viel Geduld und Vertrauen entgegengebracht und mit seinen konstruktiven Ideen einen wesentlichen Beitrag zur Entstehung und Fertigstellung dieser Arbeit beigetragen. Vielen Dank dafür.

Herrn Prof. Dr. biol. hum. P. Augat danke ich ganz herzlich für die Überlassung des Themas, für seine Geduld, seine erfahrene Hilfe bei der Auswertung der bildgebenden Verfahren und vor allem der Vermittlung der biomechanischen Grundkenntnisse.

Herrn Priv. Doz. Dr. med. A. Beck von der Abteilung Unfallchirurgie, Hand– und Wiederherstellungschirurgie der Universität Ulm danke ich für die Übernahme des Zweitgutachtens.

Herrn Dipl.-Ing. H. Schmitt bin ich für seinen Ideenreichtum und die erfolgreiche Herstellung der speziellen Konstruktionselemente zur Gewinnung und Belastung der Proben zu besonderem Dank verpflichtet. Er wies mich geduldig in die Bedienung der Säge- und Fräsmaschinen ein und stand mir stets mit Rat und Tat zur Seite.

Genauso möchte ich Frau P. Horny meinen Dank aussprechen, da sie mich während der Versuche unterstützte und mir bei der Auswertung der Datenreihen wertvolle Hilfe gewährte.