

Aus der  
Klinik und Poliklinik für Orthopädie, Physikalische Medizin und Rehabilitation  
Großhadern  
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München  
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

**Eignen sich tierische Humeri für einen Vergleich von Fadenankern zur  
Rotatorenmanschettennaht?  
Eine microcomputertomographische und biomechanische Analyse an  
ovinen, bovinen und humanen Humeri**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Christine Marie-Josephine Rösl  
aus  
Augsburg  
2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. P. Müller

Mitberichterstatter: PD Dr. Volker Braunstein  
Prof. Dr. Gerd Ullrich Müller-Lisse

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Prof. Dr. med. M. Pietschmann

Dekan: Prof. Dr. med. dent. R. Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 26.10.2017

# Inhalt

1 Einleitung .....	7
1.1 Allgemeines zur Rotatorenmanschette .....	9
1.1.1 Anatomie des Schultergelenks und der Rotatorenmanschette.....	9
1.1.2 Biomechanik der Rotatorenmanschette .....	9
1.1.3 Muskuläre Kräfte an der RM.....	10
1.1.4 Pathophysiologie der Rotatorenmanschettenruptur.....	10
1.1.5 Klassifikation der Ruptur .....	11
1.1.6 Konservative und operative Therapie.....	12
1.2 Fadenanker .....	13
1.3 Microcomputertomographie .....	14
1.3.1 Histomorphometrie im Vergleich zur Mikro-Computertomographie .....	14
1.3.2 Unterschiede zwischen konventioneller CT und Micro-CT.....	15
1.4 Makroskopischer und mikrostruktureller Aufbau des Knochens .....	15
1.5 Auswahl der Tierknochen.....	16
1.6 Zielsetzung der Studie .....	19
2 Material und Methoden .....	20
2.1 Material.....	20
2.1.1 Präparate .....	20
2.1.2 Fertigung der Knochenpräparate für die MicroCT-Messung.....	20
2.1.3 Messung der Knochendichte .....	21
2.1.4 Fadenanker .....	22
2.1.4.1 SuperRevo 5mm .....	23
2.1.4.2 Spiralok 5,0mm .....	23
2.1.4.3 UltraSorb .....	23
2.1.4.4 Bioknotless RC.....	24

2.1.5 Unterschiede der Fadenanker .....	24
2.2 Methoden .....	25
2.2.1 Biomechanische Versuche.....	25
2.2.1.1 Messverfahren .....	25
2.2.1.2 Messparameter.....	26
2.2.1.3 Implantation der Fadenanker .....	27
2.2.2 Messungen am MicroCT .....	28
2.2.2.1 Mikrostrukturelle Parameter .....	30
2.2.2.2 Bone Volume Fraction – BV/TV .....	30
2.2.2.3 Mean Trabecular Thickness – Tb.Th.....	31
2.2.2.4 Mean Trabecular Separation – Tb.Sp.....	31
2.2.2.5 Mean Trabecular Number – Tb.N .....	31
2.2.2.6 Structure Model Index – SMI.....	31
2.2.2.7 Degree of Anisotropy – DA.....	32
2.2.2.8 Connectivity-Density – Conn.D .....	32
2.2.3 Statistische Auswertung .....	32
3 Ergebnisse.....	33
3.1 BMD – Knochenmineralsalzgehalt .....	33
3.2 Testung der Fadenanker in den tierischen Knochen.....	34
3.2.1 Ovine Humeri .....	34
3.2.1.1 Versagenskräfte .....	34
3.2.1.2 Versagensmechanismen .....	35
3.2.1.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N.....	36
3.2.1.4 Klinisches Versagen .....	37
3.2.2 Bovine Humeri .....	38
3.2.2.1 Versagenskräfte .....	38
3.2.2.2 Versagensmechanismen .....	39

3.2.2.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N .....	40
3.2.2.4 Klinisches Versagen .....	41
3.3 Testung der Fadenanker in humanen Humeri .....	43
3.3.1 Gesunde humane Humeri .....	43
3.3.1.1 Versagenskräfte .....	43
3.3.1.2 Versagensmechanismen .....	44
3.3.1.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N .....	45
3.3.1.4 Klinisches Versagen .....	46
3.3.2 Osteopore humane Humeri .....	47
3.3.2.1 Versagenskräfte .....	47
3.3.2.2 Versagensmechanismen .....	48
3.3.2.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N .....	49
3.3.2.4 Klinisches Versagen .....	50
3.4 Vergleich der Ergebnisse der tierischen Humeri mit den humanen .....	52
3.4.1 Versagenskräfte .....	52
3.4.2 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N .....	55
3.4.3 Klinisches Versagen .....	58
3.5 Microstrukturelle Untersuchungen .....	63
3.5.1 Oviner Knochen.....	63
3.5.2 Boviner Knochen.....	64
3.5.3 Humaner gesunder Knochen .....	65
3.5.4 Humaner osteopore Knochen.....	66
3.5.5 Dicke der Kortikalis .....	68
3.6 Vergleich der verschiedenen Spezies .....	70
3.6.1 Subkortikales Knochenstück .....	70
3.6.2 Spongiosa im inneren Bereich.....	74
4 Diskussion .....	79

4.1 Diskussion von Material und Methoden.....	80
4.1.1 Knochendichtemessung .....	80
4.1.2 Zyklische Zugbelastung.....	81
4.1.3 Ankermaterial und -design .....	81
4.1.4 Ankerimplantation .....	83
4.1.5 Tiermodell .....	83
4.1.6 MicroCT Messungen .....	85
4.1.7 MicroCT Auswertung.....	86
4.1.8 Reproduzierbarkeit .....	87
4.2 Ergebnisdiskussion .....	88
4.2.1 Knochendichte .....	88
4.2.2 Vergleich der Ausreißversuche der tierischen mit den humanen Humeri.....	89
4.2.3 Kortikalisdicke .....	91
4.2.4 Microstrukturelle Parameter .....	92
5 Zusammenfassung .....	96
6 Literaturverzeichnis .....	99
7 Abbildungsverzeichnis .....	106
8 Tabellenverzeichnis .....	109
9 Abkürzungen .....	110
10 Danksagung .....	112
11 Curriculum vitae .....	113

## 1 Einleitung

In den chirurgischen Disziplinen werden immer neue Techniken und Materialien eingeführt. Bevor diese jedoch am Menschen angewandt werden können, müssen diese im Labor auf ihre Umsetzbarkeit und praktische Anwendbarkeit getestet werden. Es gilt dabei herauszufinden, ob bestimmte Operationstechniken durchführbar sind, wie diverse Materialien z.B. auf Belastungen reagieren oder wie beispielsweise Implantate konfiguriert sein müssen, um eine höchstmögliche Belastbarkeit zu erzielen.

Meist wird dabei versucht Bedingungen zu schaffen die der Realität möglichst nahekommen. Dies stellt eine große Herausforderung dar, da nicht immer entsprechende Modelle verfügbar sind. So werden entweder künstlich gefertigte Materialien, die beispielsweise humanen Knochen „sawbones“ [12, 59] nachahmen sollen, oder tierische Modelle, z. B. Kochen [9], Sehnen [107] etc., verwendet.

Ein Beispiel sind Fadenanker, die zur Refixation von Sehnen oder Knochenstücken entwickelt worden sind. Diese werden u.a. bei der Reparatur von Rotatorenmanschettenrupturen verwendet [54].

Für die Testung neu entwickelter Anker und zur Evaluation unterschiedlicher Naht- und Ankerkonfigurationen werden neben humanen Humeri auch Knochen verschiedener Tierspezies verwendet. Zu den am häufigsten benutzten gehören Rinder- [20, 22, 62, 66, 88, 90], Schaf- [23, 24, 28, 29, 39, 61, 63, 105] und Schweineknöchel [10, 57, 77, 101]. Seltener werden für die Versuche Knochen von anderen Tierspezies verwendet. Bei diesen Testungen werden vor allem die Humeri der Tiere benutzt, gelegentlich auch die Tibia oder das Femur.

Da humanes Knochenmaterial nur in sehr begrenztem Umfang zur Verfügung steht, wäre es wünschenswert ein geeignetes Tiermodell für biomechanische Testungen zu finden. Der Vorteil dabei läge darin, dass tierische Präparate in größerer Stückzahl zur Verfügung stehen und somit leichter umfangreiche Testungen durchgeführt werden könnten.

Allerdings stellt sich bei der Verwendung tierischer Knochen die Frage, inwieweit die hierbei gewonnenen Ergebnisse auf den Menschen übertragen werden können. Ziel dieser Studie war es, zu verifizieren, ob der bovine oder der ovine Humerus für die biomechanische Testung der Struktur – und Verankerungsstabilität von Fadenankern ein geeignetes Modell wären. Zudem wurde eine microcomputertomographische Untersuchung der Knochenstruktur der humanen, bovinen und ovinen Humeri durchgeführt, um Gemeinsamkeiten und Unterschiede herauszufinden.



## 1.1 Allgemeines zur Rotatorenmanschette

### 1.1.1 Anatomie des Schultergelenks und der Rotatorenmanschette

Die Rotatorenmanschette setzt sich aus dem M. supraspinatus (SP), dem M. infraspinatus (IP), dem M. teres minor (TM) und dem M. subscapularis (SC) zusammen. Ihren Ursprung haben alle vier Muskeln an der Scapula. Von dort ziehen der SP, der IP und der SC unterhalb des Acromions zum Tuberculum majus und minus des Humerus und setzen dort als Manschette an. Die Sehnen dieser Muskeln bilden eine Kappe, die den Humeruskopf von ventral, kranial und dorsal umfasst. Sie bedecken die Gelenkkapsel zu drei Viertel und sind mit dieser fest verwachsen[93]. Durch die Verflechtung der Sehnen untereinander wird eine Verteilung der Zugspannung erreicht, wodurch die Belastung der einzelnen Sehne vermindert wird[43]. Das Dach bildet der Fornix humeri, der sich aus dem Acromion und Processus coracoideus, welche durch das Ligamentum coracoacromiale verbunden sind, zusammensetzt. Dazwischen befindet sich die Bursa subacromialis, die die Gleitbewegung der Rotatorenmanschette verbessert. Das Rotatorenintervall wird vom anterioren Rand des SP und dem kranialen Rand des SC gebildet, unter ihm verläuft die lange Sehne des M. biceps brachii.

### 1.1.2 Biomechanik der Rotatorenmanschette

Es besteht ein Missverhältnis zwischen der Größe des Humeruskopfes mit ca. 24 cm<sup>2</sup> und der Gelenkfläche der Pfanne, die ungefähr 6-7cm<sup>2</sup> misst[96]. Dies hat aber den Vorteil, dass das Schultergelenk über einen großen Bewegungsradius verfügt. Die Muskeln/Sehnen der Rotatorenmanschette stabilisieren aktiv das Glenohumeralgelenk indem sie den Kopf des Humerus in die Gelenkpfanne pressen und zentrieren[96]. Perry unterteilt die 12 Muskeln, die das Schultergelenk bewegen, in drei Gruppen, die Rotatorenmanschette gehört zur tiefen Gruppe[89]. Die oberflächliche Gruppe setzt sich aus den Mm. deltoideus, pectoralis major, coracobrachialis und biceps brachii zusammen, zur peripheren Gruppe zählt der sternale Anteil des M. pectoralis major, der M. latissimus dorsi und der M. teres major [89].

Das Schultergelenk ist ein Kugelgelenk, das Bewegungen in allen drei Richtungen im Raum ermöglicht. Dazu gehören die Ante- und Retroversion um die transversale Achse, die Ab- und Adduktion in der sagittalen Ebene und die Innen- und Außenrotation um die Längsachse entlang des Humerusschaftes.

### 1.1.3 Muskuläre Kräfte an der RM

Rickert et al. testeten isoliert 25 humane Supraspinatussehnen (Sterbealter 23-94 Jahre, 18 Männer und 7 Frauen) und fanden heraus, dass mit zunehmendem Alter die maximale Zugbelastung sowie die Steifigkeit der Supraspinatussehne abnimmt. Dennoch erreicht die Sehne eines 65-jährigen eine maximale Versagenskraft von ca. 900 N[97]. Hauptversagensmechanismus war ein knöcherner Ausriss (68%) der Sehne und nur in 32% der Fälle kam es zu einem Versagen der Sehne.

### 1.1.4 Pathophysiologie der Rotatorenmanschettenruptur

Die Rotatorenmanschettenruptur ist eine häufige Erkrankung. Bei sonographischen Untersuchungen der Schulter an symptomlosen Patienten über 50 Jahren fand Tempelhof bei 23,4% eine komplette Ruptur, wobei mit zunehmendem Alter auch die Häufigkeit der Ruptur anstieg[110].

Rotatorenmanschettenrupturen können entweder traumatisch bedingt sein oder degenerativ, wobei letztere wesentlich häufiger auftreten und multifaktorieller Genese sind.

Löhr und Uthoff [71] haben die Entstehungsfaktoren in extrinsische und intrinsische unterteilt. Dabei verstehen sie unter extrinsischen Ursachen mechanische Faktoren, die die Sehne verletze, während sie zu den intrinsischen physiologische durch Alterung verursachte Veränderungen und Mikroverletzungen zählen[71].

Die Sehne des M. supraspinatus weist einen ca. 1 cm von ihrer Insertionsstelle gelegenen Bereich auf, der von Codman als „kritische Zone“ bezeichnet wurde, da dieses Gebiet nur gering vaskularisiert ist. Dies ist zum einen deshalb von Bedeutung,

weil dort degenerative Veränderungen häufiger auftreten und zum anderen, weil im Verletzungsfall eine schlechtere Heilungstendenz besteht.

### 1.1.5 Klassifikation der Ruptur

Man unterscheidet bei den Rupturen der Rotatorenmanschette komplette und inkomplette, wobei die inkompletten Rupturen zusätzlich nach der Lokalisation in artikularseitige, bursaseitige und intratendinöse unterteilt werden[37].

Die inkompletten Rupturen werden nach Ellman[33] wie folgt eingeteilt:

Lokalisation:	Grad:
A artikular- oder gelenkseitig	1: < 3mm tief
B bursa- oder akromionseitig	2: 3-6 mm tief
C intratendinös	3: > 6 mm tief

Tab. 1 Einteilung der inkompletten RM-Rupturen nach Ellman[33]

Bei einer kompletten RM-Ruptur kommt es zur vollständigen Kontinuitätsunterbrechung einer Sehne, so dass es in der Folge zu einem Kontakt zwischen Gelenk und Subacromialraum kommt[70]. Dies betrifft eher ältere Patienten, vor dem 40. Lebensjahr ist sie selten[50].

Auch die kompletten RM-Rupturen können noch genauer unterteilt werden. Von Habermeyer stammt die Unterteilung in drei Sektoren[45]:

Zone A:	ventrale Abschnitte mit SCP, RI und langer Bicepssehne
Zone B:	kraniale Abschnitte im Bereich der SSP-Sehne
Zone C:	dorsale Läsionen im Bereich des ISP und des M. teres minor

Tab. 2 Einteilung der kompletten RM-Rupturen nach Habermeyer[45]

Zudem hat Bateman[13] eine Größeneinteilung der Defekte eingeführt, wie folgenden Tabelle (Tab. 3) darstellt:

Grad	Ausdehnung
I	Läsion < 1 cm
II	Läsion 1-3 cm
III	Läsion 3-5 cm
IV	Läsion > 5 cm

Tab. 3 Einteilung der Defektgröße der RM-Rupturen nach Bateman[13]

### 1.1.6 Konservative und operative Therapie

Die konservative Therapie der Rotatorenmanschettenruptur lässt sich in drei Phasen unterteilen [51]: während der ersten wird eine Schmerz- und antiphlogistische Therapie durchgeführt, daran anschließend sollte die Beweglichkeit des Schultergelenks passiv auftrainiert werden und erst zuletzt sollte die Muskulatur durch Kräftigungsübungen gestärkt werden. Bei Patienten mit Haltungsschäden sollte eine Haltungs- und Wirbelsäulenschulung verordnet werden.

Die Indikation zu einer operativen Therapie richtet sich nach dem Lebensalter des Patienten, der Größe des Defektes und den individuellen Voraussetzungen[42]. Traumatische Rupturen von unter 60-jährigen aktiven Patienten sollten immer operativ versorgt werden. Die zeitliche Obergrenze für die operative Therapie liegt bei ca. 4 bis 6 Monaten nach dem Trauma.

Die Operation kann auf drei verschiedenen Wegen erfolgen: in klassisch-offener Technik, mini-open-Technik oder mittels Arthroskopie.

Indikation für die klassisch offene Technik sind große, retrahierte RM-Rupturen, da bei diesen eine mini-open Versorgung oder die arthroskopische OP nicht möglich sind [117].

Levy et al. beschrieben als erste die mini-open Technik, bei der über einen lediglich 4 cm langen Schnitt die RM-Ruptur arthroskopisch assistiert versorgt wird[67]. Dabei ist es möglich die Ruptur sowohl mittels transossärer Nähte als auch mit Fadenankern zu versorgen[116].

Ellman führte 1987 die arthroskopische Therapie des subacromialen Raumes ein[25]. Es stehen einerseits verschiedene Nahttechniken, einfache Nähte, Matratzennähte oder eine

arthroskopisch modifizierte Mason Allen Naht zur Verfügung, andererseits können die Fadenanker entweder in einer Reihe oder versetzt in zwei Reihen (Medial und lateral) im Tuberculum majus implantiert werden[25]. Hauptanwendungsgebiet für Fadenanker ist die arthroskopische OP, da die klassischen transossären Nähte wie sie bei der offenen OP angewendet werden arthroskopisch kaum möglich sind. Von Vorteil ist, dass bei der Arthroskopie fast das gesamte glenohumerale Gelenk eingesehen und somit nach weiteren Verletzungen untersucht werden kann. Lediglich der intratendinöse Bereich kann nicht beurteilt werden[43]. Auch die Schädigung der periartikulären Strukturen ist bei der arthroskopischen OP geringer als bei offenen Verfahren, zudem ist das Infektionsrisiko geringer[80].

Hinsichtlich der Verteilung der operativen Techniken befragten Lüring et al. 2007 257 deutsche Kliniken; in 78,2% der Fälle wurden die RMR offen versorgt, die restlichen 21,8% arthroskopisch, wobei insgesamt 46,3% der Kliniken arthroskopische Operationen durchführten[73]. Die Auswertung einer nationalen, amerikanischen Datenbank durch Zhang et al. ergab im Zeitraum von 2004 bis 2009 eine Zunahme der arthroskopisch versorgten RMR von 48,8% auf 74,3% zunahmen[118].

## 1.2 Fadenanker

Eingeführt wurden Fadenanker zur Fixierung von Weichgewebe in Knochen im Jahr 1985 von Goble [41]. Die ersten Anker waren aus Metall mit nichtresorbierbaren Fäden[86]. In der darauffolgenden Zeit entwickelten sich die Ankersysteme hinsichtlich ihres Materials, dem Design, der Größe und den Fäden weiter.

Zur Vermeidung von verschiedenen Komplikationen (Ankerdislokation, -migration, Inkarceration im Gelenk, Artefakte bei der MRT[106]) wurden Anker aus resorbierbarem Material entwickelt. Bioresorbierbare Fadenanker können aus diversen Materialien bestehen, u.a. PLLA (poly-L-lactic acid), PGA (polyglycolic acid) oder PDLLA (poly-D, L lactic acid)[2, 44, 86]. Zudem wurde eine Vielzahl verschieden designter Anker entwickelt. Beim Design können die Fadenanker in zwei Gruppen, die Schraub- und die Nicht-Schraub-Anker, unterteilt werden[2, 7]. Hinzu kommt, dass die

Fadenanker in verschiedenen Größen hergestellt werden[2]. Mittlerweile gibt es auch knotenfreie Fadenanker[111].

Prinzipiell gibt es zwei verschiedene Mechanismen der Fixation eines Ankers im Knochen: einmal durch das Prinzip des Kraftschlusses, d.h. die Festigkeit des Ankers im Knochen wird durch die Reibungskräfte erzielt, und einmal durch Formschluss, d.h. der Anker ist so designt, dass er sich durch subkortikale Verkeilung im Knochen verankert. Schraub- und Press-Fit-Anker gehören demzufolge den durch Kraftschluss fixierenden Ankern.

### 1.3 Microcomputertomographie

Entwickelt wurde die Microcomputertomographie von Feldkamp et al.[35]. Erstmals konnte die trabekuläre Microstruktur von Knochen auch in der dritten Dimension analysiert werden, ohne dabei den Knochen zu zerstören.

#### 1.3.1 Histomorphometrie im Vergleich zur Mikro-Computertomographie

Lange Zeit galt die Histomorphometrie als Goldstandard zur Analyse der spongiösen und kortikalen Knochenstruktur. Da aber bei der Histomorphometrie bei der Dünnschnitte hergestellt werden die dritte Dimension fehlt, mussten zur Bestimmung von quantitativen Werten, wie dem Grad der Vernetzung und der Anisotropie, Modellannahmen herangezogen werden mit deren Hilfe diese Werte berechnet wurden[87]. Die Schwierigkeit dabei ist, dass der Knochen nicht genau eine Form dauerhaft beibehält, sondern einem Remodelling unterliegt und es dadurch zu Ungenauigkeiten kommt[34]. Mit der Einführung der Micro-CT konnten diese Probleme umgangen werden.

Vorteile der Micro-CT sind, dass die Proben für die Messung nicht zerstört werden müssen und so für weiterführende Untersuchungen, beispielsweise eine mechanische Prüfung, zur Verfügung stehen. Zudem fällt die zeitaufwendige Herstellung der histologischen Präparate weg.

Diverse Studien verglichen die Ergebnisse einer klassischen histomorphometrischen Untersuchung mit den durch das Micro-CT ermittelten Werten, um die neue Methode zu validieren. Von Kuhn et al.[65] wurden Proben aus unterschiedlichen humanen Knochen (proximale Tibia, proximaler Humerus, LWK 1, LWK 2, distales Femur, distaler Radius) in dem von Feldkamp entwickelten Micro-CT untersucht. Sie konnten nachweisen, dass die Bone Volume Fraction, welche mit dem Micro-CT gemessen wurde, relativ exakt mit den histologisch gewonnenen Ergebnissen übereinstimmten.

### 1.3.2 Unterschiede zwischen konventioneller CT und Micro-CT

Es gibt zwischen der konventionellen und der Micro-CT einige Unterschiede. Bei der  $\mu$ CT wird eine wesentlich höhere Ortsauflösung von 5 bis 50 $\mu$ m erreicht, während sie bei der konventionellen Computertomographie im Millimeterbereich liegt[34]. Allerdings können momentan in der  $\mu$ CT nur relativ kleine Proben (bis ca. 8 cm) untersucht werden und die Messzeit ist verhältnismäßig lange. Zu den neuesten Entwicklungen gehören Micro-CTs, mit denen die Knochenstruktur in vivo analysiert werden kann[16]. Bei der konventionellen CT dagegen kann der Objektdurchmesser bis 50 cm betragen und die Messung dauert meist nur wenige Minuten[34]. Ein weiterer Unterschied ist, dass im Gegensatz zur konventionellen CT bei der  $\mu$ CT die Probe rotiert[34].

### 1.4 Makroskopischer und mikrostruktureller Aufbau des Knochens

Ausgereiftes Knochengewebe setzt sich aus zwei Komponenten zusammen. Die Substantia compacta bzw. corticalis bildet die äußere Schicht und die Substantia spongiosa, die aus einem Geflecht von Knochenbälkchen besteht und in deren Hohlräumen sich das Knochenmark befindet, füllt das Innere aus. Die Anordnung der Knochen trabekel wird durch die mechanische Belastung des Knochens beeinflusst und kann sich veränderten Bedingungen anpassen[72]. Zusammengesetzt ist das Knochengewebe einerseits aus Zellen, zu denen die Osteoblasten, die Osteoklasten und die Osteozyten gehören; andererseits aus der mineralisierten Extrazellulärmatrix, die

sich aus Kollagenfibrillen und Hydroxyapatitkristallen (Calcium-, Phosphat- und Hydroxitionen)[72].

Knochen ist kein statisches Gewebe, sondern unterliegt das ganze Leben lang Umbauvorgängen. Dieses sog. Remodelling wird durch ein komplexes System auf verschiedenen Ebenen (zellulär, hormonell etc.) reguliert. In einem Jahr werden so 28% der Spongiosa und 4% der Kompakta erneuert[72]. Im Laufe des Lebens wird die Struktur, die im jugendlichen Skelett aus einem Gemisch von Stäbchen und Platten besteht, in einen vor allem aus Stäbchen bestehenden Knochen umgebaut[95].

Ritzel et al. untersuchte in einer Studie 26 Proben der dorsalen und ventralen Wirbelsäule gesunder Patienten und 11 Proben von Patienten mit nachgewiesener Osteoporose[99]. Darin konnte er nachweisen, dass Osteoporose zu einem signifikanten Verlust der Kortikalisdicke führt, während in gesundem gealtertem Knochen der Verlust nur gering war.

### 1.5 Auswahl der Tierknochen

Wie in der Einleitung schon erwähnt, werden für die biomechanische Testung von Fadenankern neben humanen Humeri Knochen von verschiedenen Tierspezies u.a. Schweinen[77], Rindern, Schafen und Ziegen[28] gebraucht. Dabei werden nicht nur Humeri, sondern auch Femora[7, 9-11] und Tibiae[57, 101] verwendet. Für die vorliegende Studie wurden Knochen von Rindern und Schafen ausgewählt. Es wurden tierische Humeri benützt, um eine Vergleichbarkeit mit dem menschlichen Humeruspräparat zu ermöglichen. Zudem wurden Knochen von jungen Tieren verwendet, um die Vergleichbarkeit mit anderen Studien herzustellen.

In der folgenden Tabelle (Tab. 4) ist eine Übersicht der Studien, die für die Testung von Fadenankern entweder Rinder- oder Schafshumeri verwendet haben.



<b>Autor</b>	<b>Spezies</b>	<b>Präparat</b>	<b>Alter</b>
Petit et al. 2003	Rind	Humerus	3-6 Monate
Lee et al. 2005	Rind	Humerus	12 Wochen
Bynum et al. 2005	Rind	Humerus	12 Wochen
Park et al. 2005	Rind	Humerus	8-12 Wochen
Coons et al. 2006	Rind	Humerus	18 Wochen
Koganti et al. 2006	Rind	Humerus	12-16 Wochen
Koh et al. 2002	Schaf	Humerus	8-10 Monate
Demirhan et al. 2003	Schaf	Humerus	12 Monate
Cummins et al. 2003	Schaf	Humerus	6-8 Monate
Cummins et al. 2005	Schaf	Humerus	6-8 Monate
Klinger et al. 2007	Schaf	Humerus	2-3 Jahre
Sileo et al. 2007	Schaf	Humerus	Nicht angegeben

Tab. 4 Studienübersicht von Fadenankertestungen in Rinder- und Schafsknochen

Die Knochenstruktur, die Skelettdimension und die mechanischen Eigenschaften des Schafes ähneln denen des Menschen[75]. Aus diesen Gründen werden diese häufig für die Testung von Implantaten und Endoprothesen sowie in der Osteoporoseforschung verwendet. Ein weiterer Vorteil ist, dass das Knochenremodelling und die –regeneration der des Menschen ähnlich ist[91]. Schafsknochen haben eine höhere Knochendichte und

–festigkeit als der menschliche Knochen, die Zusammensetzung der Mineralien ist aber nur gering unterschiedlich[68]. Histologisch unterscheidet sich der ovine Knochen dadurch vom humanen, dass er vorwiegend eine primäre Knochenstruktur bzw. lamellären Knochen aufweist, wohingegen das reife humane Skelett eine sekundäre Knochenstruktur mit Osteonen entwickelt hat[4, 85].

Die Knochen von Rindern werden in der chirurgischen bzw. orthopädischen Forschung eher selten verwendet. Ein möglicher Grund dafür könnte sein, dass selbst bei Kälbern die Dimensionen der Knochen einem menschlichen Knochen nicht ähnlich sind, d.h. sie sind wesentlich größer.

## 1.6 Zielsetzung der Studie

Das Ziel dieser Studie war das Ausreißverhalten von vier, im Design unterschiedlichen, Fadenankern in tierischen Knochen, hier an den Humeri von Schafen und Rindern, zu testen. Verwendet wurden für die Versuche der SpiraLok 5,0mm, der Bioknotless RC (beide DePuy Mitek), der SuperRevo 5mm und der UltraSorb (beide Linvatec). Die dabei erzielten Ergebnisse sollten mit den Daten einer Testung derselben Anker in humanen gesunden und osteopenen Humeri[36] verglichen werden, um herauszufinden, ob Humeri von Schafen und/oder Rindern für eine Evaluierung des Ausreißverhaltens von Fadenankern geeignet sind.

Zudem sollte durch microcomputertomographische Untersuchungen von Knochenproben der tierischen und der humanen Humeri Gemeinsamkeiten bzw. Unterschiede der Knochenstrukturen herausgefunden werden.

Hypothesen:

1. Sind Humeri von Schafen anstelle von humanen Präparaten für die Testung von Fadenankern geeignet?
2. Können bovine Humeri für die Testung von Fadenankern herangezogen werden?
3. Gibt es Unterschiede im Aufbau der Knochenstruktur der verschiedenen Spezies und worin liegen diese?

## 2 Material und Methoden

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Präparate

Für die in dieser Studie durchgeführten Versuche wurden zehn Schafs- und zehn Kalbshumeri verwendet, die aus einer Münchner Schlachtereier stammten. Die Tiere waren bei der Schlachtung im Schnitt sechs Monate alt, dies entspricht ungefähr dem Alter der Tiere, die in den Vergleichsstudien verwendet wurden. Die Knochen wurden bei  $-21^{\circ}\text{C}$  tiefgefroren und jeweils 24 Stunden vor einem Versuch bei  $4^{\circ}\text{C}$  langsam aufgetaut. Die Entfernung der Weichteile erfolgte nach dem Auftauen. Die Versuche wurden bei Raumtemperatur durchgeführt und die Präparate während der Testung mit 0,9%iger Natriumchlorid-Lösung feucht gehalten.

Die humanen Präparate wurden unter den gleichen Bedingungen getestet. Es wurden 24 Humeri von 12 Leichen, deren Sterbealter zwischen 27 und 93 Lebensjahren (MW 57 Jahre) lag, verwendet. Es handelte sich um acht männliche und vier weibliche Leichen. In die Studie eingeschlossen wurden nur makroskopisch intakte Präparate. Zu den Ausschlusskriterien zählten Osteosynthesematerial, Prothesen im Knochen und Zustand nach Frakturen bzw. anderen operativen Maßnahmen. Die humanen Präparate stammten aus dem Institut für Rechtsmedizin der LMU München. Vor der Entnahme wurden die Angehörigen der Spender über die Versuche aufgeklärt und es erfolgte eine Einwilligung entsprechend den Richtlinien der Ethikkommission.

#### 2.1.2 Fertigung der Knochenpräparate für die MicroCT-Messung

Für die mikrostrukturellen Untersuchungen wurden jeweils acht Schafs- und Kalbshumeri sowie je acht osteopene und nicht osteopene humane Humeri verwendet. Aus diesen wurde im Bereich des Tuberculum majus zwei ca.  $10 \times 10 \times 10$  mm große Quader herausgesägt (Exact Trennschleifensystem, Otto Herrmann, Norderstedt, Deutschland).



Abb.1 Ovine Knochenprobe mit Markierung (roter Punkt)

Aus einem Knochen wurden jeweils zwei Proben für die microcomputertomographischen Untersuchungen entnommen. Die erste beinhaltete die Kortikalis sowie die direkt daran angrenzende Spongiosa bis zu einer Tiefe von ca. 1 cm. Das zweite Stück wurde direkt dahinter, also in einer Tiefe von ca. 1 cm bis ca. 2 cm von der Kortikalis entfernt, entnommen und beinhaltete nur Spongiosa. Um zu verhindern, dass die Knochenstückchen in ihrer ursprünglichen Ausrichtung verdreht werden, wurde immer die rechte obere Ecke oberflächlich rot (mit handelsüblichem Nagellack) markiert. Die Markierung lag außerhalb des Messbereichs.

### 2.1.3 Messung der Knochendichte

Vor Beginn der biomechanischen Versuche wurde bei allen Präparaten der Knochenmineralsalzgehalt bestimmt, um eine Einteilung der humanen Präparate in eine osteopore und eine gesunde Gruppe vornehmen zu können.

Die Knochendichtemessung zur Bestimmung des Mineralsalzgehaltes der Präparate wurde mit einem 64-Zeiler-CT (Sensation 64 Somatom, Siemens, München, Deutschland) durchgeführt und mit dem Programm Osteo (Siemens, München, Deutschland) ausgewertet. Dabei diente ein Prüfkörper mit Wasser (ca. 0 HE) und Calcium (ca. 200 HE) zum Messvergleich. Gemessen wurden je zehn Schichten mit einer Dicke von 3 mm, so dass ein Bereich von 30 mm abgedeckt wurde. Es wurde sowohl der trabekuläre Knochenmineralsalzgehalts [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ] bestimmt als auch die Knochendichte in Hounsfield-Einheiten [HE] im Implantationsbereich gemessen.

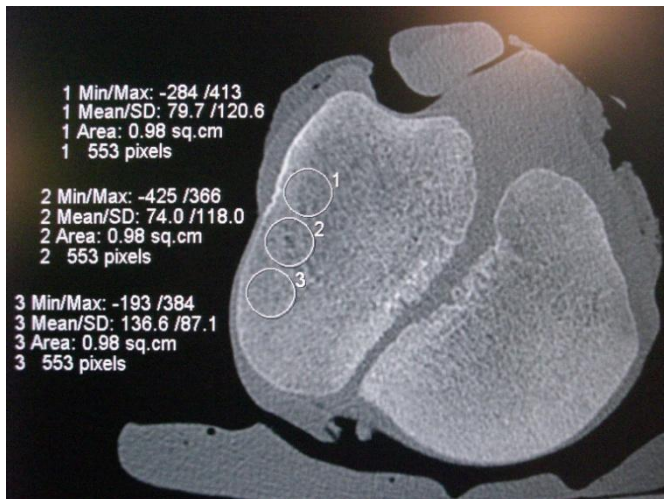


Abb. 2 Messpunkte am Tuberculum majus eines bovinen Humerus

### 2.1.4 Fadenanker

Für die Versuche wurden zwei Schraubanker (SuperRevo und SpiraLok), ein Kippanker (UltraSorb) und ein Press-Fit-Anker (Bioknotless RC) verwendet.

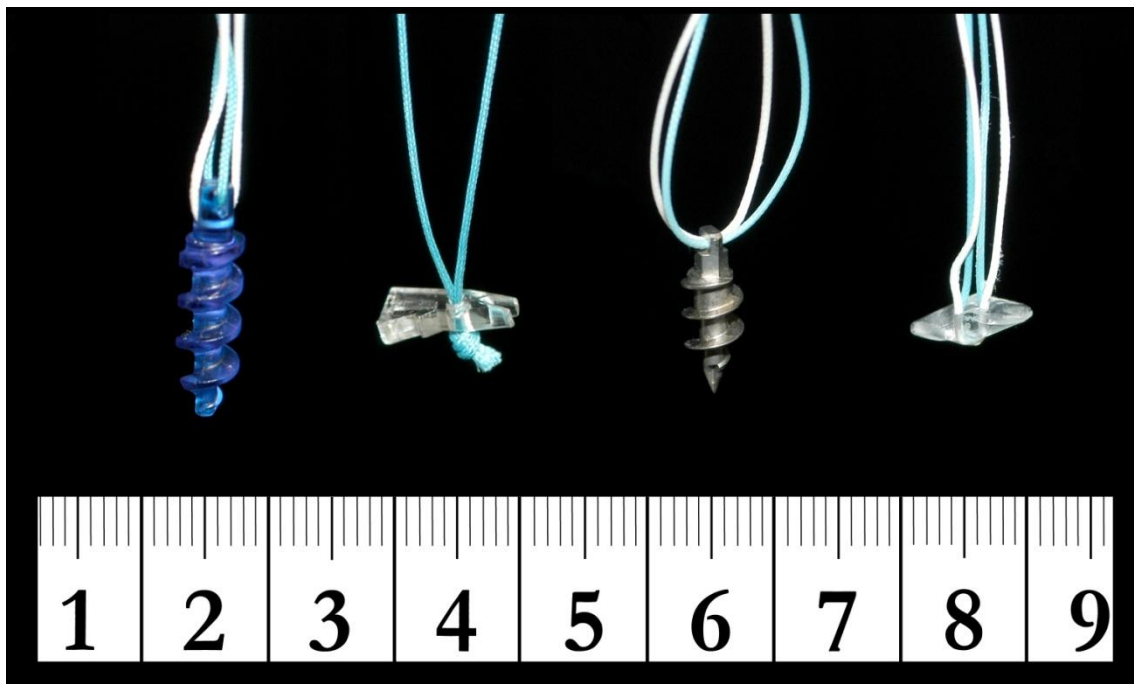
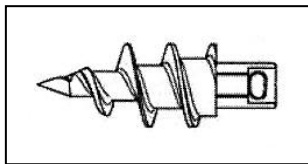


Abb. 3 Getestete Fadenanker (von links nach rechts):

- Schraubanker SpiraLok 5,0mm (DePuy Mitek)
- Press-fit-Anker Bioknotless RC (DePuy Mitek)
- Schraubanker Super Revo 5mm (Linvatec)
- Kippanker UltraSorb (Linvatec)

Diese Anker, welche schon in einer vorhergehenden Studie an humanen Knochenpräparaten[36] getestet wurden, repräsentieren drei verschiedene Ankertypen sowie zwei verschiedene Ankermaterialien (Titan vs. PLLA) für das Schraubendesign. Bei den beiden Schraubankern, dem SuperRevo 5mm und dem Spiralok 5,0mm, sowie dem Press-Fit-Anker, Bioknotless RC, handelt es sich um Anker, die durch Kraftschluss im Knochen fixiert werden. Die Festigkeit im Knochen wird beim Prinzip des Kraftschlusses durch die Haftreibung der Ankerfläche und der Fläche des trabekulären Bohrlochs erreicht bzw. gewährleistet. Der UltraSorb-Anker, ein Kippanker, ist ein durch Formschluss fixierender Anker. Bei diesem wird die Bewegung des Ankers durch die Verkeilung im Trabekelsystem verhindert.

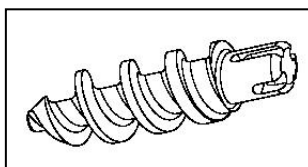
#### 2.1.4.1 SuperRevo 5mm



Titan-Fadenanker (Ti 6Al-4V ELI), Schraubanker, mit beschichteten nicht resorbierbaren geflochtenen Polyesterfäden (USP 2) (Linvatec, Largo, FL, USA)

Abb.4 SuperRevo 5mm[36]

#### 2.1.4.2 Spiralok 5,0mm



Resorbierbarer Fadenanker aus Poly-L-Milchsäure, Schraubanker, mit nicht resorbierbaren Ethibond-Polyamid Fäden (USP 2) (DePuy Mitek, Norwood, MA, USA)

Abb. 5 SpiraLok 5,0mm[36]

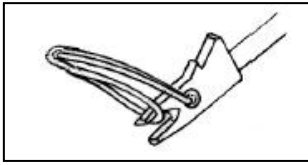
#### 2.1.4.3 UltraSorb



Resorbierbarer Fadenanker, Kippanker, aus Poly-L-Milchsäure mit silikonbeschichteten nicht absorbierbaren geflochtenen Polyesterfäden (USP 2) (Linvatec, Largo, FL, USA)

Abb. 6 UltraSorb[36]

#### 2.1.4.4 Bioknotless RC



Knotenfreier, resorbierbarer Fadenanker aus Poly-L-Milchsäure, Press-Fit-Anker mit Ethibond-Polyamid-Eyelet-Faden (USP 2) (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA)

Abb. 7 Bioknotless RC[36]

#### 2.1.5 Unterschiede der Fadenanker

Der UltraSorb-Anker ist ein Kippanker. Dieser wird nach Einbringen in einem vorgebohrten Loch durch einen kurzen Zug verkippt, wodurch er sich im Knochen verankert. Er hat zwei Fadenöhre, in denen jeweils ein Faden läuft, diese sind parallel zueinander angeordnet.

Für die Implantation des Bioknotless RC, eines Press-Fit-Ankers, wird ein Kanal vorgebohrt und der Anker in diesen eingepresst. Ein „hook“ an der Oberkante des Ankers soll ein Verrutschen verhindern. Dieser Anker hat nur ein Fadenöhr. Der Unterschied zu den anderen Anker besteht zudem darin, dass eine knotenfreie Rekonstruktion der RM möglich ist.

Der SpiraLok 5,0mm und der SuperRevo 5mm sind beide Schraubanker, unterscheiden sich aber im Material, dem Ankeröhrdesign, der Gewindehöhe und der Anzahl der Gewindegänge. Die Primärfestigkeit bekommen beide Anker durch die Verschraubung in der Spongiosa. Der resorbierbare SpiraLok 5,0mm besitzt zwei Ankeröhre, die um 90° verdreht zueinander stehen, durch jedes wird ein Faden geführt. Der SuperRevo 5mm, ein Titananker, hat dagegen nur ein Ankeröhr, durch das beide Fäden ziehen. Beide Anker wurden mit dem gleichen Durchmesser von 5mm verwendet, um Unterschiede, die durch verschiedene Ankergröße bedingt sind, zu vermeiden.



## 2.2 Methoden

### 2.2.1 Biomechanische Versuche

#### 2.2.1.1 Messverfahren

Die Versuche wurden mit der Universalprüfmaschine Nr. Z010/TN2A (Zwick, Ulm, Deutschland) durchgeführt. Der Messbereich liegt zwischen 20 N und 10 kN und hat eine relative Messunsicherheit von 0,21%. Für die Auswertung wurde das Programm testXpert V 5.0 (Zwick, Ulm, Deutschland) verwendet.

Es wurde eine zyklische Testung mit jeweils 50 Zyklen pro Kraftstufe durchgeführt, um eine physiologische Belastung nachzuahmen[19, 27, 103]. Die Vorkraft betrug 20 N, die Zuggeschwindigkeit 20 mm/min. Die Kraft, mit der an den Anker gezogen wurde, wurde in 25 N Schritten ausgehend von 75 N solange erhöht, bis es zu einem Versagen des Systems kam. Als solches wurden der Ausriss des Ankers aus dem Knochen, der Bruch des Ankers oder von Teilen desselben (z. B. Ankeröse) oder der Bruch des Fadens definiert.

Untenstehende Graphik zeigt exemplarisch ein Kraft-Dehnungs-Diagramm wie es bei jeder Testung für den jeweiligen Fadenanker aufgezeichnet wurde. Zu sehen ist die Vorspannung bei 20N und die Erhöhung um 25 N nach jeweils 50 Zyklen. Begonnen wurde mit der Testung bei einer Kraftstufe von 75N, die Erhöhung erfolgte bis zum Versagen des Systems.

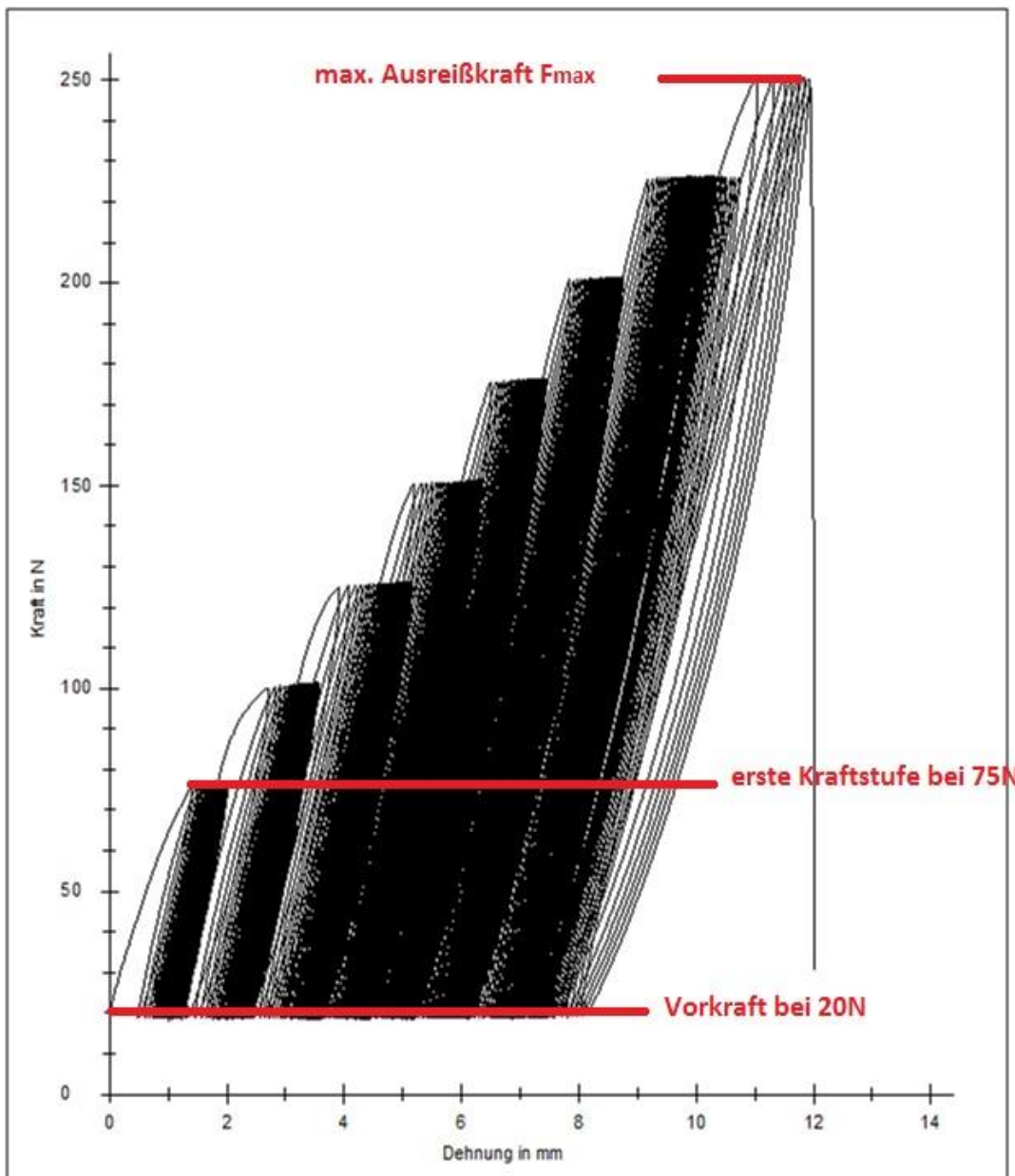


Abb. 8 Kraft- Dehnungs-Diagramm (SuperRevo, boviner Knochen). Die konstante Vorspannung liegt bei 20 N, die erste Kraftstufe bei 75 N, es erfolgen pro Kraftstufe 50 Zyklen, dann Erhöhung um 25 N bis zum Versagen des Systems

### 2.2.1.2 Messparameter

Folgende Parameter wurden während der Versuche für jeden Anker protokolliert:

1.  $F_{max}$ : Versagenskraft, maximal erreichte Zugkraft/Ausreißkraft
2. Versagensmechanismus: Fadenriss, Fadenriss am Ankeröhr, Ankerariss, Ankerbruch, Bruch der Ankeröse, Knoten durch Ankeröse gerutscht

3. Displacement nach dem ersten Zug bei 75 N: dieses setzt sich aus der irreversiblen Dehnung des Nahtmaterials und der Längung des Fadenankers durch Dislokation im Knochen zusammen
4. Klinisches Versagen: definiert als Displacement von mindestens 5 mm, dokumentiert wurde die Anzahl der Zyklen und die Kraftstufe bei diesem Endpunkt[19, 38, 66]. Damit das Anwachsen einer rupturierten Sehne in vivo möglich ist, muss diese Kontakt zum Knochen haben. Wenn das Displacement auf über 5 mm zunimmt, wird der Abstand zwischen Sehne und Knochen zu groß, auch als „gap-formation“ bezeichnet, und die Heilung dadurch erschwert[19, 38, 66]. Dies wurde als das klinische Versagen des Verankerungssystems definiert. Daher wurde für jeden Anker die Anzahl der Zyklen, die bis zum Erreichen der 5 mm Lücke durchlaufen wurden sowie die jeweilige Kraftstufe bei der das Displacement stattfand, dokumentiert.

#### 2.2.1.3 Implantation der Fadenanker

Es wurden pro Knochen im Bereich des Tub. majus vier Anker mit einem Mindestabstand von 10 mm eingebracht. Es gab eine anteriore, mediale und posteriore Position, die auf zwei Reihen verteilt wurden. Da die Knochendichte regionale Unterschiede aufweisen kann, wurde die Insertionsposition systematisch variiert[6, 27, 103]



Abb. 9 Boviner Humerus mit vier eingebrachten Ankern in anteriorer, medialer und posteriorer Position, verteilt auf 2 Reihen

Die Einbringung der Fadenanker erfolgte nach Herstellerangaben wie beim Menschen im 45°-Winkel zur Schaftachse des Humerus. Burkhart entwickelte die „Deadman-Theory“, wonach der 45°-Winkel im Hinblick auf die Stabilität der Verankerung der Fadenanker am besten sei[18, 27, 113]. Alle Anker wurden mit den originalen Fäden der Hersteller getestet, lediglich beim Bioknotless-Anker wurde der Zugfaden durch zwei Orthocord-Fäden ersetzt, welche durch den Eyeletfaden gezogen wurden.

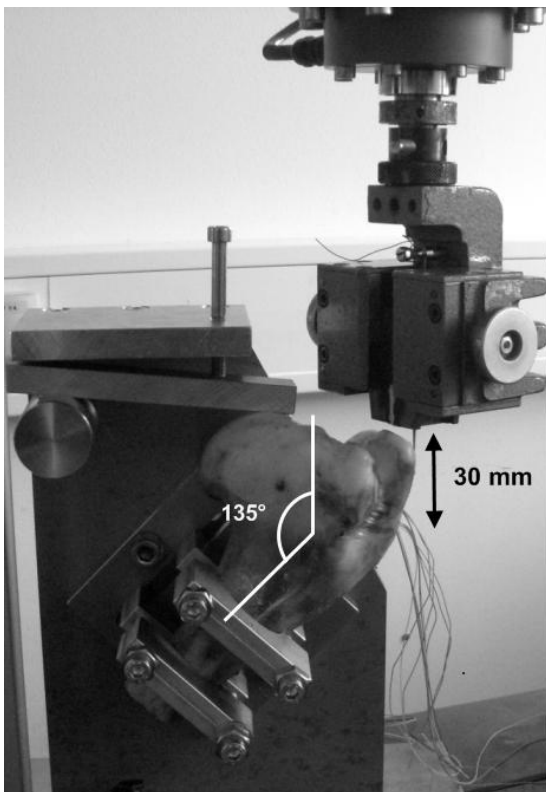


Abb.10 Versuchsaufbau (im Bild eingespannt ist ein boviner Humerus): Im Bild ist die speziell für die bovinen Knochen angefertigte Halterung zu sehen. Der angegebene Abstand von 30 mm entspricht dem Abstand zwischen Einspannbacken und Implantationsstelle. Der eingezeichnete Winkel von 135° entspricht der physiologischen Zugrichtung der Supraspinatussehne.

### 2.2.2 Messungen am MicroCT

Alle Proben wurden mit dem hochauflösenden  $\mu$ CT 20 der Firma Scanco Medical, Bassersdorf, Schweiz, gemessen.



Abb. 11 Micro-CT 20 (Firma Scanco Medical, Bassersdorf, Schweiz)

Die Probenröhrchen hatten einen Durchmesser von 13,3 mm und eine Höhe von 45 mm, darin wurden je vier Knochenstückchen übereinander platziert. Die Kortikalis befand sich dabei senkrecht zum Auftreffen der Röntgenstrahlung. Darüber wurde das sich anschließende Knochenstückchen platziert, wobei anhand der oben beschriebenen Markierung genau darauf geachtet wurde, dass die Proben in ihrer ursprünglichen Orientierung nicht verdreht wurden.

Um eine Austrocknung während des Messvorgangs zu vermeiden, wurden die Röhrchen mit Formalin gefüllt und mit einer Plastikfolie verschlossen.



Abb. 12 Probenröhrchen mit vier Knochenstückchen im MicroCT

Der gescannte Bereich innerhalb der Probe wurde vor der eigentlichen Messung mit Hilfe des „Scout View“ festgelegt.

Es wurde eine Schichtdicke von 26  $\mu\text{m}$  gewählt[84] und pro Probe insgesamt 232 Schichten vermessen, woraus sich eine Höhe von 6 mm ergibt.

Die Auflösung wurde isotrop gewählt, das bedeutet, dass die Auflösung innerhalb der Probe der Schichtdicke entspricht. Die Integrationszeit betrug 100ms, d.h. die Röntgenstrahlen wirkten diese Zeitspanne auf den Detektor ein, bevor die Probe um 0,36 Grad gedreht wurde und die nächste Position gescannt wurde. In jeder Schicht wurden 600 Projektionen über einen Winkel von 216 Grad durchgeführt, dies entspricht dem multislice „Medium Scan Mode“. Wenn alle Scans in einer Schicht erfolgt waren, wurde die Probe in axialer Richtung in die nächste Messposition verschoben. Mit diesen Einstellungen dauerte die Messung einer Probe 4,1 Stunden.

Die Auswertung erfolgte mit der vom Hersteller gelieferten Software IPL (Image Processing Language, Institut für Biomedizinische Technik, ETH und Universität Zürich, Schweiz). Dafür mussten der Schwellenwert und die Rauschunterdrückung festgesetzt werden. Für die Auswertung der spongiösen Knochenstruktur wurden folgende Parameter bestimmt: Sigma-Wert 0,7, Support 1,0 und Schwellenwert 265.

#### 2.2.2.1 Microstrukturelle Parameter

Im folgenden Kapitel werden die mit der Micro-CT gemessenen Parameter genauer beschrieben.

#### 2.2.2.2 Bone Volume Fraction – BV/TV

Der BV/TV gibt den volumetrischen Anteil des Knochens (Bone Volume) zum gemessenen Gesamtvolumen (Total Volume) einer Knochenprobe an. Der Messbereich muss sich daher vollständig innerhalb der trabekulären Strukturen befinden. Die Berechnung dieses Parameters wurde direkt von den zweidimensionalen Methoden übernommen[53]. Als Einheit ergibt sich Prozent. Dadurch kann der Wert zum Vergleich des Knochenanteils unterschiedlicher Knochenproben verwendet werden. Beeinflusst wird er beispielsweise durch eine Zunahme der Trabekeldicke (Tb.Th) oder einer Abnahmen des SMI (Structure Model Index, siehe 2.2.2.6).

#### 2.2.2.3 Mean Trabecular Thickness – Tb.Th

Dieser Parameter ermittelt direkt und unabhängig von einem Modell mittels der „distance transformation“ die Dicke der Trabekel. Dabei wird in die Knochenbälkchen ein Kreis mit maximaler Größe gelegt, dessen Durchmesser die lokale Dicke angibt[53]. Um die mittlere Trabekeldicke zu erhalten, wird die Durchschnittsdicke aller Bälkchen errechnet. Die Einheit ist  $\mu\text{m}$ .

#### 2.2.2.4 Mean Trabecular Separation – Tb.Sp

Tb.Sp beschreibt den mittleren Abstand zwischen den einzelnen Trabekeln. Dieser wird über die Voxel bestimmt, deren Schwellenwert unterhalb des vorher festgelegten liegt und erfolgt entsprechend der Bestimmung von Tb.Th. Die Einheit ist  $\mu\text{m}$ .

#### 2.2.2.5 Mean Trabecular Number – Tb.N

Die Anzahl der Trabekel wird durch die Umkehrfunktion der mittleren Abstände zwischen den Knochenbälkchen berechnet[53]. Die Einheit ist  $1/\text{cm}$ .

#### 2.2.2.6 Structure Model Index – SMI

Der SMI ist ein dimensionsloser Index, der die Struktur des spongiösen Knochens beschreibt. Das Trabekelwerk setzt sich aus Platten und Stäbchen zusammen[34]. Er kann einen Wert zwischen 0 (steht für ein ideales Plattenmodell) und 3 (entspricht einem idealen Stabmodell) annehmen[52]. Mit diesem Parameter können Änderungen der Knochenstruktur, die beispielsweise durch Umbauprozesse bei Osteoporose vorkommen, nachvollzogen werden.

### 2.2.2.7 Degree of Anisotropy – DA

Mit dem Grad der Anisotropie wird die Asymmetrie der räumlichen Struktur beschrieben. Je höher der Wert ist, desto mehr sind die Trabekel in eine bestimmte Richtung im Raum orientiert. Berechnet wird der DA durch die Mean Intercept Length Methode[48]. Der DA ist dimensionslos.

### 2.2.2.8 Connectivity-Density – Conn.D

Dieser Wert gibt den Grad der Vernetzung der Trabekel untereinander an. Die Konnektivität definiert, wie viele Verbindungen in einem Netzwerk unterbrochen werden können ohne dass dieses zerteilt wird[35]. Die Einheit der Conn.D ist  $1/\text{mm}^3$ . Die Aussagekraft dieses Parameters ist noch nicht endgültig geklärt[34]. Kinney und Ladd zeigten in ihrer Studie, dass bei einem Plattenmodell eine Erhöhung der Konnektivität nicht wie vermutet zu einer höheren Festigkeit, sondern zu einer Verringerung dieser führte[60].

### 2.2.3 Statistische Auswertung

Die Auswertung der Daten und die Berechnung der Signifikanzen erfolgte mit dem Statistikprogramm Prism Version 3.02 (GraphPad Software, San Diego, CA, USA). Der Vergleich der Verankerungssysteme, der BMD sowie der mikrostrukturellen Parameter der vier Proben wurde mit dem ANOVA-Test durchgeführt. Ergaben sich signifikante Unterschiede, erfolgte eine weitere Testung mit dem Bonferroni-Multiple-Comparison-Test. Der Vergleich der Ergebnisse der mikrostrukturellen Parameter im kortikalisnahen und –fernen Bereich erfolgte mit dem Wilcoxon-Test für gepaarte Stichproben. Es handelt sich bei diesen Tests um nicht-parametrische Testverfahren, da nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden konnte. Dargestellt wurden die Daten mittels Box-Plot-Diagrammen.



### 3 Ergebnisse

#### 3.1 BMD – Knochenmineralsalzgehalt

Mit Hilfe des qCTs wurde der Mineralsalzgehalt aller Knochen bestimmt und die humanen Humeri in eine gesunde und eine osteopene Gruppe mit jeweils sechs Knochen unterteilt. Der Mineralsalzgehalt der osteopenen Humeri hatte einen Mittelwert von 34,5 (SD: 25) mg Ca-HA/ml und bei den gesunden Knochen 133 (SD: 11,3) mg Ca-HA/ml. Das mittlere Alter in der gesunden Gruppe betrug 39 Jahre (SD: 13 Jahre) und in der osteopenen 74 Jahre (SD: 16 Jahre).

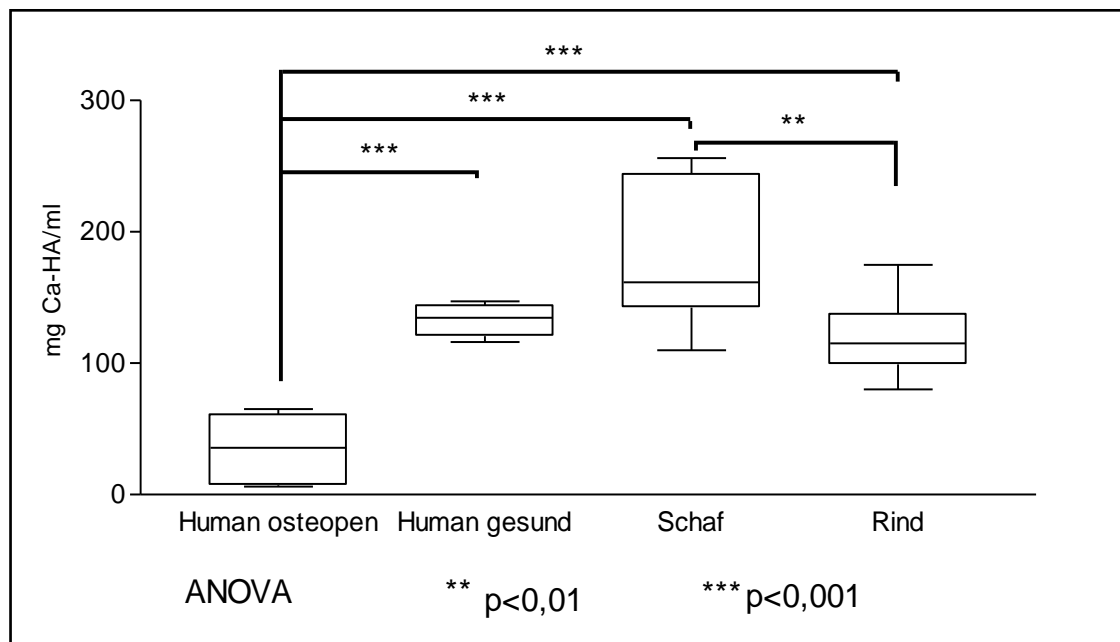


Abb.13 Trabekuläre BMD im Bereich des Humeruskopf

Die osteopenen Humeri waren mit einem mittleren Mineralsalzgehalt von 34,5 mg Ca-HA/ml höchst signifikant unterschiedlich zu den übrigen drei Knochengruppen ( $p < 0,001$ ). Zudem unterschieden sich die Schafs (MW: 182,4, SD: 52 mg Ca-HA/ml) - und Rinderknochen (MW: 118,8, SD: 27 mg Ca-HA/ml) hoch signifikant ( $p < 0,01$ ), mit einem höheren Knochenmineralsalzgehalt bei den Schafen. Zwischen den humanen gesunden und den Humeri der Schafe konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden ( $p > 0,05$ ).

## 3.2 Testung der Fadenanker in den tierischen Knochen

### 3.2.1 Ovine Humeri

#### 3.2.1.1 Versagenskräfte

Die Fadenanker hielten im ovinen Humerus Belastungen zwischen minimal 100 N und maximal 325 N stand bevor es zum Versagen des Systems kam. Die höchste mittlere Versagenskraft erzielte der SpiraLok (269,4 N), die geringste der Bioknotless RC (182,5 N).

Im Einzelnen erreichten die Anker mittlere Versagenskräfte von:

<b>Anker</b>	<b>Versagenskraft</b>
SuperRevo 5mm	197,5 ± 44,8 N (MW ± SD)
SpiraLok 5,0mm	269,4 ± 55,6 N (MW ± SD)
Ultrasorb	190,9 ± 59,1 N (MW ± SD)
Bioknotless RC	182,5 ± 37,4 N (MW ± SD)

Tab. 5 Versagenskräfte Schaf

Zwischen dem SpiraLok und den übrigen Fadenankern konnte hinsichtlich der maximalen Versagenskraft ein signifikanter Unterschied im ovinen Knochen nachgewiesen werden. Dabei betrug das Signifikanzniveau zwischen dem SpiraLok, dem SuperRevo und UltraSorbanker  $p < 0,05$ , zwischen dem Bioknotless RC und dem SpiraLok ergab sich ein hoch signifikanter Unterschied ( $p < 0,01$ ).

In der nachfolgenden Abbildung sind die Signifikanzen der Versagenskraft der vier Fadenanker im ovinen Knochen dargestellt:

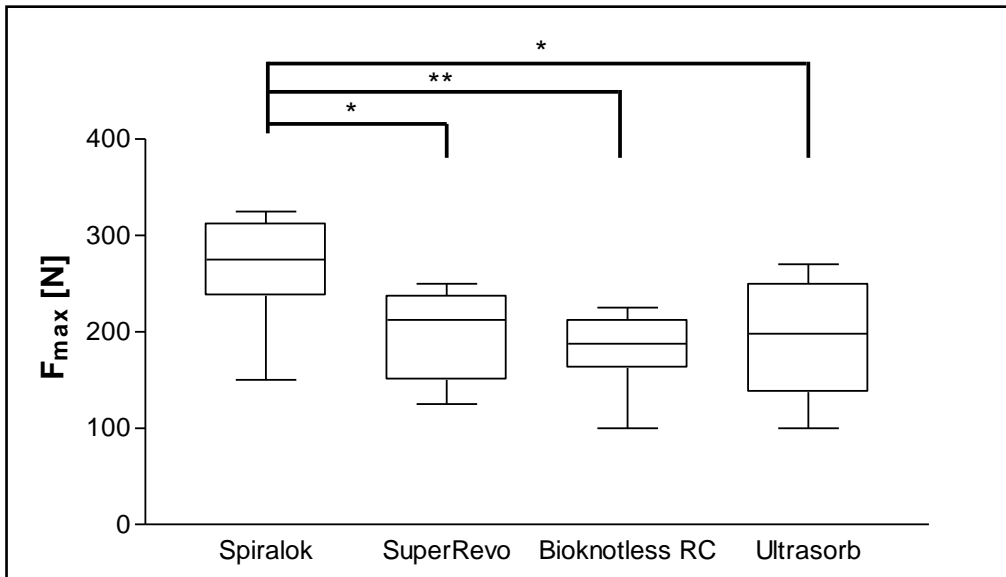


Abb.14 Maximale Versagenskraft  $F_{max}$  im ovinen Humerus

### 3.2.1.2 Versagensmechanismen

Der SuperRevo versagte im Schafsknochen ausschließlich durch Fadenriss am Ankerrohr. Beim SpiraLok traten gehäuft Fadenrisse und der Bruch des Ankers selbst auf, ein Anker brach beim Eindrehen in den Knochen ab. Dagegen war der Hauptversagensmechanismus des UltraSorb-Ankers der Ausriss aus dem Knochen. Beim Bioknotless RC traten Fadenriss und Ankerausrisse auf.

In Tab. 6 sind die einzelnen Versagensmechanismen der Anker abgebildet.

	Fadenriss	Fadenriss an Ankerrohr	Ankerausriss	Anker gebrochen
SuperRevo 5mm	0	<b>10</b>	0	0
SpiraLok 5,0mm	<b>5</b>	0	<b>1</b>	<b>3</b>
UltraSorb	<b>1</b>	0	<b>8</b>	0
Bioknotless RC	<b>5</b>	0	<b>5</b>	0

Tab. 6 Versagensmechanismen im ovinen Humerus

### 3.2.1.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N

Der Bioknotless RC verrutschte durch den ersten Zug im Mittel um 7,15mm, ein vielfaches des Displacements, das die anderen Anker erreichten. In der folgenden Tabelle sind die Mittelwerte und die Standardabweichung für das Displacement der einzelnen Anker angegeben.

Anker	Displacement [mm] (MW ± SD)
SuperRevo 5mm	0,75 ± 0,23
SpiraLok 5,0mm	0,73 ± 0,21
UltraSorb	2,88 ± 1,34
Bioknotless RC	7,15 ± 4,25

Tab. 7 Displacement im ovinen Humerus

Der Vergleich des Displacement zeigte einen höchst signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen dem SuperRevo, dem SpiraLok sowie dem UltraSorb und dem Bioknotless RC. Zwischen den übrigen Ankern konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden. In der folgenden Abbildung sind die Ergebnisse mittels Box-Plot-Diagramm dargestellt:

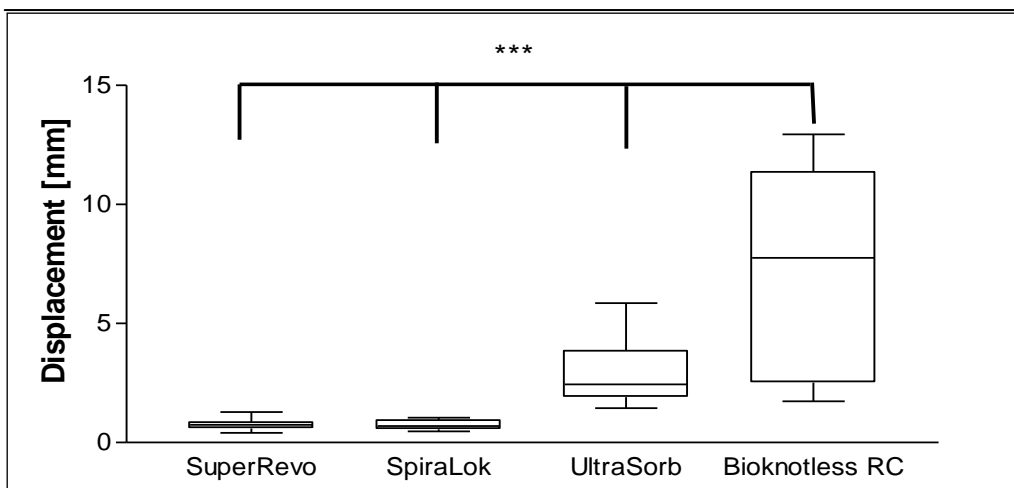


Abb. 15 Displacement der vier Anker im ovinen Humerus

### 3.2.1.4 Klinisches Versagen

Die größte Anzahl an Zyklen bis zum klinischen Versagen bei 5mm brauchte der SpiraLok mit im Mittel 206,5, ebenso erreichte er dabei die höchste Kraftstufe mit durchschnittlich 169,44 N. Beim Bioknotless RC wurde die 5mm Lücke bereits nach 142,33 Zyklen und einer Kraftstufe von 141,76 N erreicht.

In der nachfolgenden Tabelle sind die Mittelwerte der Zyklenzahl und der Kraftstufe, die das klinische Versagen (Erreichen der 5mm Lücke) definieren, für die jeweiligen Anker dargestellt:

Anker	Anzahl Zyklen (MW ± SD)	Kraftstufe [N] (MW ± SD)
SuperRevo 5mm	195,38 ± 26,79	162,5 ± 13,36
SpiraLok 5,0mm	206,56 ± 32,38	169,44 ± 16,67
UltraSorb	146,38 ± 38,27	143,75 ± 22,16
Bioknotless RC	142,33 ± 42,63	141,67 ± 21,65

Tab. 8 Klinisches Versagen im ovinen Humerus

Nachfolgendes Box-Plot-Diagramm zeigt die Ergebnisse im Vergleich:

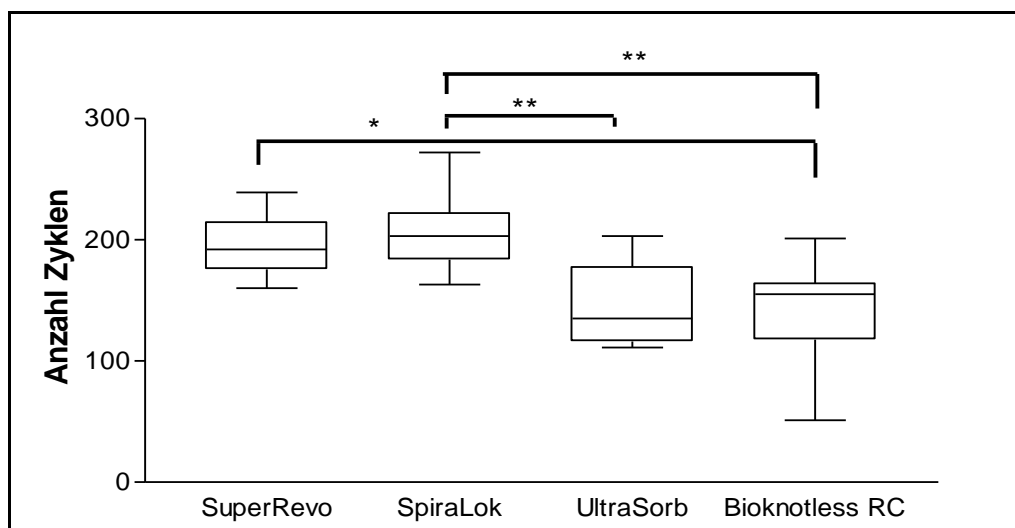


Abb. 16 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im ovinen Humerus

Ein signifikanter Unterschied der Zyklenzahl bis zum klinischen Versagen war zwischen dem SuperRevo und dem Bioknotless RC ( $p < 0,05$ ) nachweisbar. Ein hoch signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen dem SpiraLok und UltraSorb sowie dem Bioknotless RC ( $p < 0,01$ ).

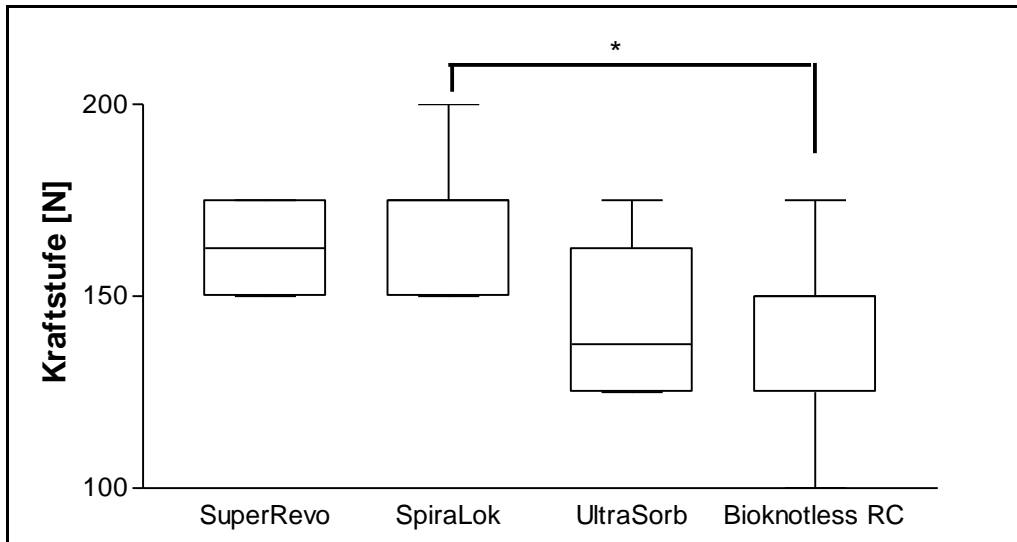


Abb. 17 Kraftstufe, bei der das klinische Versagen im ovinen Humerus erreicht wurde

Zusammenfassend erzielte der SpiraLok Fadenanker die höchste Versagenskraft im ovinen Humerus, der Bioknotless RC die geringste. Der Bioknotless schnitt beim Displacement am schlechtesten ab. Im Hinblick auf das klinische Versagen erreichte der SpiraLok die höchste Kraftstufe, der Bioknotless RC die niedrigste.

### 3.2.2 Bovine Humeri

#### 3.2.2.1 Versagenskräfte

Die Fadenanker erzielten bei der Testung in den Rinderknochen maximale Versagenskräfte in einem Bereich von 200 N bis 350 N. Die höchste Versagenskraft erreichte hier der SpiraLok mit einem Mittelwert von 308,3 N, die geringste der Bioknotless RC mit 237,3N. Die mittleren Versagenskräfte der einzelnen Anker lagen bei:

Anker	Versagenskraft [N] (MW ± SD)
SuperRevo 5mm	270,0 ± 36,9
SpiraLok 5,0mm	308,3 ± 37,5
Ultrasorb	283,5 ± 31,0
Bioknotless RC	237,3 ± 17,5

Tab. 9 Versagenskraft im bovinen Humerus

Im bovinen Humeri konnte ein höchst signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen dem SpiraLok- und Bioknotless RC-Anker festgestellt werden. Zudem unterschieden sich der UltraSorb und der Bioknotless RC signifikant ( $p < 0,05$ ).

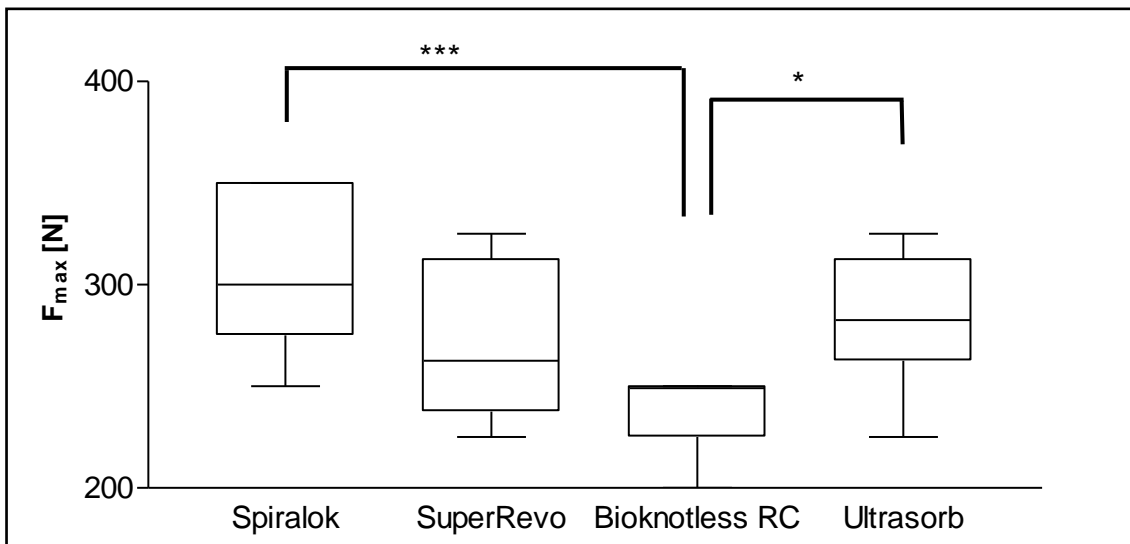


Abb. 18 Maximale Versagenskraft der vier Anker im bovinen Humerus

### 3.2.2.2 Versagensmechanismen

Im bovinen Knochen versagte der SuperRevo ausschließlich durch Fadenrisse am Ankerrohr. Ähnlich der SpiraLok, bei dem der Faden zwischen Ankeröse und den Einspannbacken riss. Beim UltraSorb traten vermehrt Fadenrisse und der Bruch der Ankeröse auf. Beim Bioknotless RC war der Hauptversagensmechanismus der Fadenriss. Die genaue Verteilung der Versagensmechanismen ist in Tab. 10 aufgelistet.

	Fadenriss	Fadenriss an Ankeröhr	Ankerausriss	Anker gebrochen	Ankeröse gebrochen	Knoten durch Ankeröse gerutscht
SuperRevo 5mm	0	<b>10</b>	0	0	0	0
SpiraLok 5,0mm	<b>6</b>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	0
UltraSorb	<b>4</b>	0	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>4</b>	0
Bioknotless RC	<b>9</b>	0	0	0	0	<b>1</b>

Tab. 10 Versagensmechanismen im bovinen Humerus

### 3.2.2.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N

Das Displacement des Bioknotless RC unterscheidet sich im bovinen Knochen höchst signifikant mit einem Mittelwert von 8,0mm von den drei anderen Ankern. In der folgenden Tabelle ist das mittlere Displacement der einzelnen Anker dargestellt:

<b>Anker</b>	<b>Displacement [mm] (MW ± SD)</b>
SuperRevo 5mm	0,62 ± 0,08
SpiraLok 5,0mm	0,68 ± 0,15
UltraSorb	2,37 ± 0,62
Bioknotless RC	8,0 ± 3,7

Tab. 11 Displacement im bovinen Humerus

Beim Vergleich der Fadenanker untereinander zeigte sich ein höchst signifikanter ( $p < 0,001$ ) Unterschied des Bioknotless RC zu den anderen drei Ankern. Kein signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen dem SuperRevo-, dem SpiraLok- und dem UltraSorb-Fadenanker.



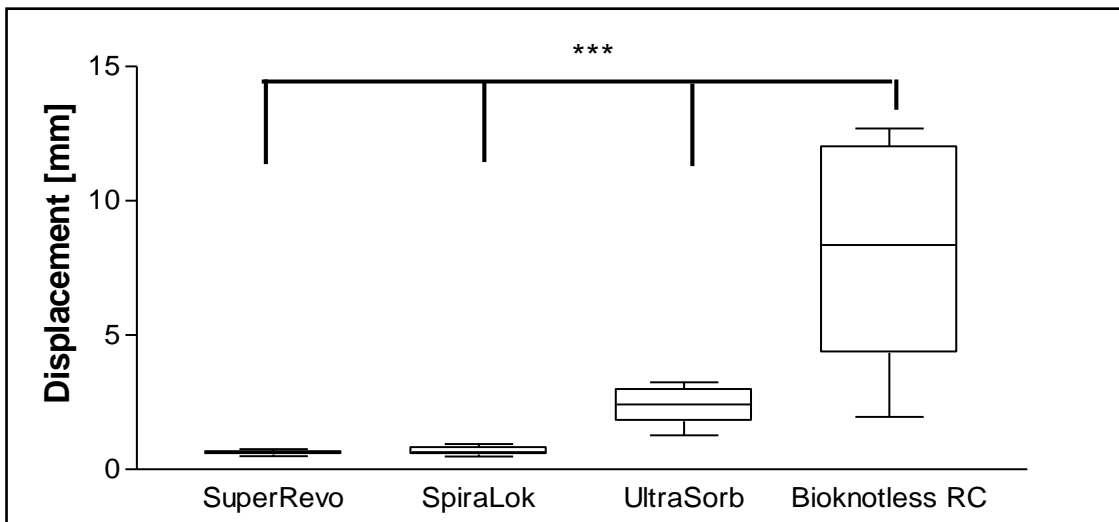


Abb. 19 Displacement der vier Anker im bovinen Humerus

### 3.2.2.4 Klinisches Versagen

Im bovinen Humerus erzielte ebenfalls der SpiraLok die besten Ergebnisse mit durchschnittlich 186,7 Zyklen und 165N bis zum Erreichen der 5mm Lücke. Ähnliche Ergebnisse erzielte der SuperRevo, ein signifikanter Unterschied zum SpiraLok konnte hier nicht festgestellt werden (Abb.19). Die geringste Anzahl an Zyklen erreichte der Bioknotless RC ab, bei dem bereits nach 139,6 Zyklen und einer mittleren Kraftstufe von 135N das klinische Versagen erreicht war.

Die folgende Tabelle stellt die durchschnittliche erreichte Anzahl an Zyklen bis zum Erreichen der 5mm Lücke und der jeweiligen Kraftstufe der vier Anker dar:

Anker	Anzahl Zyklen (MW $\pm$ SD)	Kraftstufe [N] (MW $\pm$ SD)
SuperRevo 5mm	182,4 $\pm$ 14,65	157,5 $\pm$ 12,08
SpiraLok 5,0mm	186,7 $\pm$ 21,83	165 $\pm$ 12,91
UltraSorb	168,8 $\pm$ 27,81	150 $\pm$ 20,41
Bioknotless RC	139,6 $\pm$ 34,26	135 $\pm$ 17,48

Tab. 12 Klinisches Versagen im bovinen Humerus

Beim Vergleich der Kraftstufen, bei denen die Anker die 5mm Versagenslücke erreichten, unterschieden sich der SpiraLok vom Bioknotless RC und der SuperRevo vom Bioknotless RC signifikant ( $p < 0,01$ ). Der Vergleich der übrigen Anker erbrachte keine signifikanten Unterschiede.

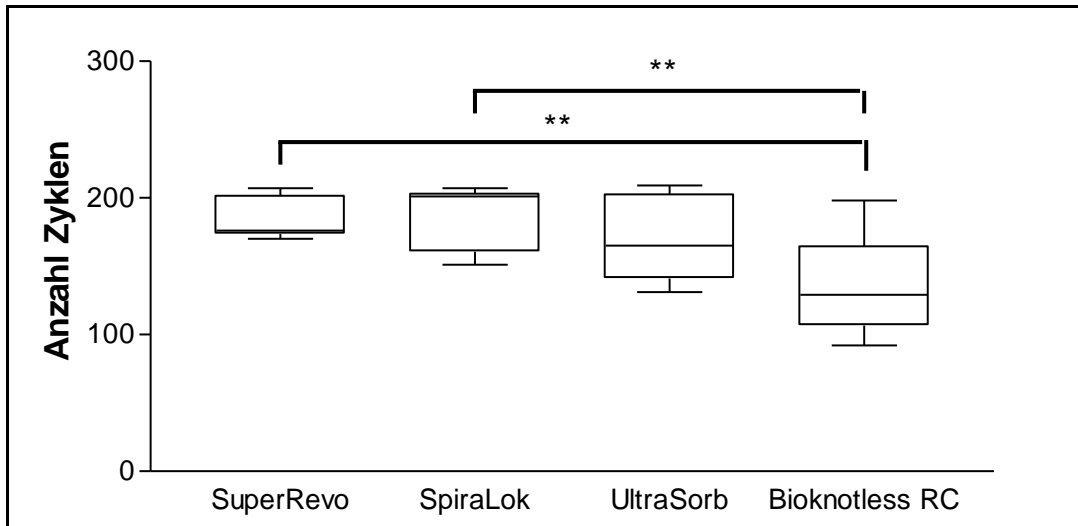


Abb. 20 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im bovinen Humerus

Hinsichtlich der Kraftstufe war ein signifikanter Unterschied zwischen dem SuperRevo und dem Bioknotless ( $p < 0,05$ ). Ein hoch signifikanter Unterschied zeigte sich zwischen dem SpiraLok und dem Bioknotless RC ( $p < 0,01$ ).

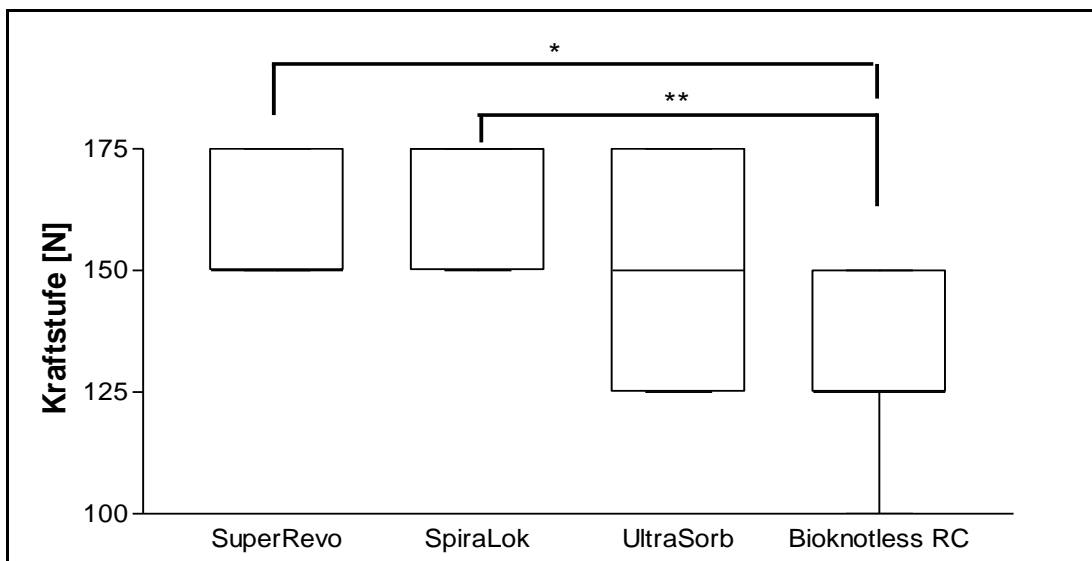


Abb. 21 Kraftstufe, bei der das klinische Versagen im bovinen Humerus erreicht wurde

Zusammenfassend erreichte der SpiraLok hinsichtlich der Versagenskraft und dem klinischen Versagen im bovinen Humerus die besten Ergebnisse. Am schlechtesten schnitt der Bioknotless in Bezug auf die Versagenskraft, das Displacement und das klinische Versagen ab.

### 3.3 Testung der Fadenanker in humanen Humeri

Die vier Fadenanker wurden bereits in einer vorhergehenden Studie in humanen osteopenen und gesunden Humeri getestet und die Ergebnisse aus dieser übernommen[36].

#### 3.3.1 Gesunde humane Humeri

##### 3.3.1.1 Versagenskräfte

Die mittleren Versagenskräfte  $F_{\max}$  der Fadenanker im humanen gesunden Knochen lagen bei folgenden Werten:

<b>Anker</b>	<b>Versagenskraft [N] (MW <math>\pm</math> SD)</b>
SuperRevo 5mm	188,0 $\pm$ 34,9
SpiraLok 5,0mm	274,3 $\pm$ 29,5
Ultrasorb	192,5 $\pm$ 34,0
Bioknotless RC	225,3 $\pm$ 16,5

Tab. 13 Versagenskräfte im humanen gesunden Humerus

Den höchsten Wert erreichte der SpiraLok mit durchschnittlich 274,3N, die geringste mittlere Versagenskraft hatte der SuperRevo 5mm mit 188,0N.

Nachfolgendes Box-Plot-Diagramm zeigt die maximale Versagenskraft  $F_{max}$  der Fadenanker. Es besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen dem SpiraLok und dem SuperRevo sowie dem UltraSorb ( $p < 0,001$ ).

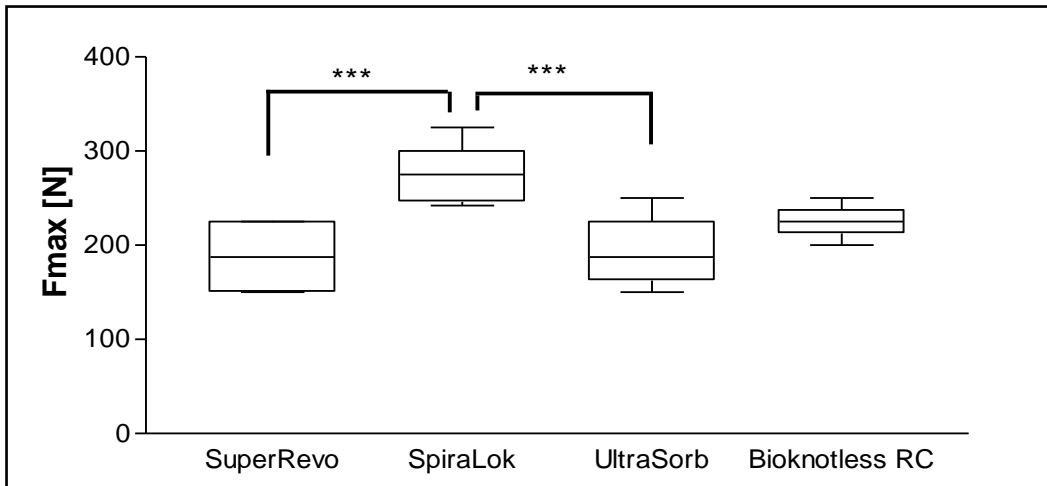


Abb. 22 Maximale Versagenskraft der vier Anker im humanen gesunden Humerus

### 3.3.1.2 Versagensmechanismen

In der folgenden Tabelle sind die verschiedenen Versagensmechanismen für die einzelnen Fadenanker im bovinen Humerus aufgelistet.

	Fadenriss	Fadenriss an Ankeröhr	Ankerausriss	Eyelet-Fadenriss bzw. Knotenriss des Eyeletfadens	Ankeröse gebrochen
SuperRevo 5mm	1	4	1	0	0
SpiraLok 5,0mm	2	2	1	0	1
UltraSorb	2	1	3	0	0
Bioknotless RC	0	0	2	4	0

Tab. 14 Versagensmechanismen im humanen gesunden Humerus

Hier zeigte sich beim SuperRevo vor allem ein Versagen durch Fadenriss am Ankeröhr. Bei den übrigen drei Anker war keine eindeutige Tendenz zu einem bestimmten Versagensmechanismus erkennbar.

### 3.3.1.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N

Im gesunden humanen Knochen lag das Displacement bei folgenden in Tabelle 15 dargestellten Werten. Der Bioknotless RC verrutschte beim ersten Zug mit 75N am stärksten, mit einem mittleren Wert von 12,42mm. Das geringste Displacement zeigte der SuperRevo mit einem Mittelwert von 1,53mm.

Anker	Displacement [mm] (MW ± SD)
SuperRevo 5mm	1,53 ± 1,39
SpiraLok 5,0mm	1,81 ± 1,08
UltraSorb	2,58 ± 1,56
Bioknotless RC	12,42 ± 6,48

Tab. 15 Displacement im humanen gesunden Humerus

Ein höchst signifikanter Unterschied hinsichtlich des Displacements besteht zwischen dem Bioknotless RC und den übrigen drei Fadenankern ( $p < 0,001$ ). Der SuperRevo, der SpiraLok und der UltraSorb weisen untereinander keinen signifikanten Unterschied auf ( $p > 0,5$ ).

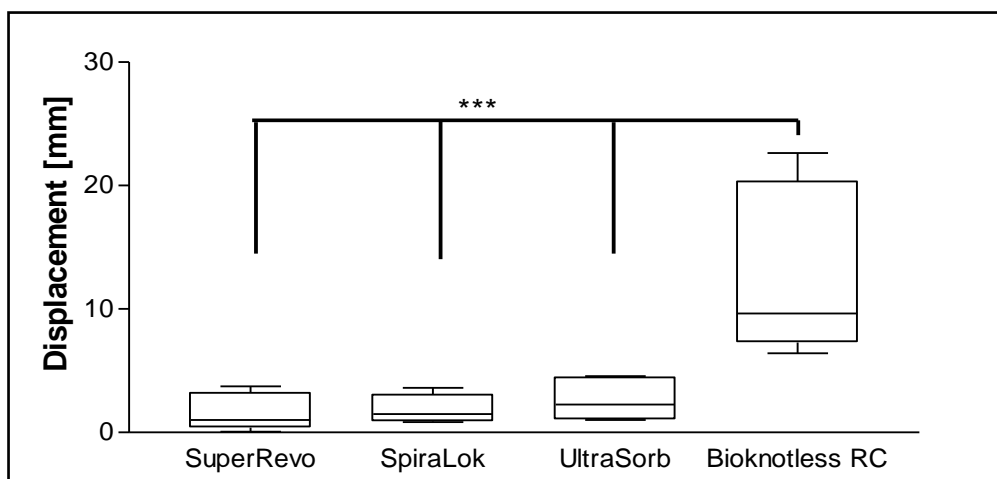


Abb. 23 Displacement der vier Anker im humanen gesunden Humerus

### 3.3.1.4 Klinisches Versagen

Im humanen osteopenen Knochen erreichte der SuperRevo die höchste Anzahl an Zyklen bis zum klinischen Versagen bei 5mm sowie die höchste Kraftstufe. Die zweithöchsten Werte wurden vom SpiraLok erzielt, gefolgt vom UltraSorb. Der Bioknotless Anker verrutschte bereits beim ersten Zug auf 75 N soweit, dass das klinische Versagen erreicht war.

Anker	Anzahl Zyklen MW ( $\pm$ SD)	Kraftstufe [N] MW ( $\pm$ SD)
SuperRevo	122, 33 $\pm$ 67,25	129,17 $\pm$ 36,8
SpiraLok	88,83 $\pm$ 56,93	116,67 $\pm$ 30,28
UltraSorb	63 $\pm$ 47,84	104,17 $\pm$ 24,58
BioKnotless	1 $\pm$ 0	75 $\pm$ 0

Tab. 16 Klinisches Versagen im humanen gesunden Knochen

Ein hoch signifikanter Unterschied hinsichtlich der Anzahl der Zyklen, bis zum Erreichen des klinischen Versagens ( $p < 0,01$ ) besteht zwischen dem SuperRevo und dem Bioknotless und zwischen dem SpiraLok und dem Bioknotless ein signifikanter ( $p < 0,05$ ).

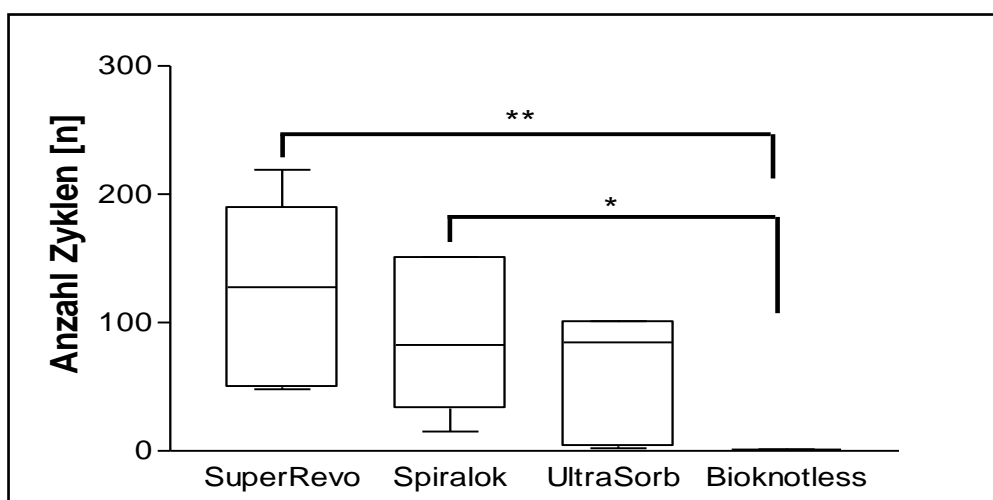


Abb. 24 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im humanen gesunden Humerus

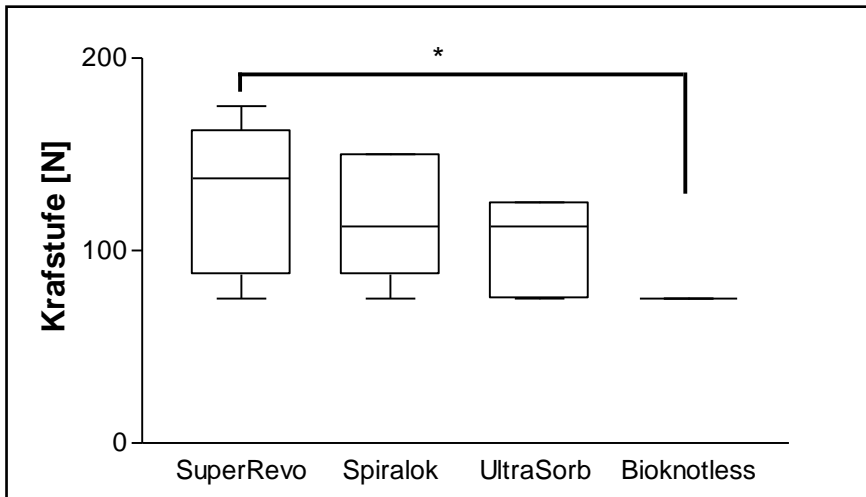


Abb. 25 Kraftstufe, bei der das klinische Versagen im humanen gesunden Humerus erreicht wurde

Im Hinblick auf die Kraftstufe bei der die 5mm Lücke erreicht wird, gibt es einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,05$ ) zwischen SuperRevo und Bioknotless im humanen gesunden Knochen.

Im humanen gesunden Knochen erbrachte der SuperRevo in Bezug auf das Displacement und das klinische Versagen die besten Ergebnisse, der Bioknotless die schlechtesten. Der SpiraLok erreichte die höchste Versagenskraft, der SuperRevo die geringste.

### 3.3.2 Osteopene humane Humeri

#### 3.3.2.1 Versagenskräfte

Die höchste Versagenskraft mit durchschnittlich 171,3N erzielte im osteopenen humanen Knochen der SpiraLok. Die anderen drei Anker erreichten niedrigere Werte und unterschieden sich dabei kaum.

Anker	Versagenskraft [N] (MW ± SD)
SuperRevo 5mm	150,0 ± 42,9
SpiraLok 5,0mm	171,3 ± 19,5
UltraSorb	151,5 ± 40,0
Bioknotless RC	150,3 ± 57,5

Tab. 17 Versagenskraft im humanen osteopenen Humerus

Bei den osteopenen Humeri konnte kein signifikanter Unterschied der maximalen Versagenskraft der vier Fadenanker in der Testung nachgewiesen werden ( $p > 0,5$ ).

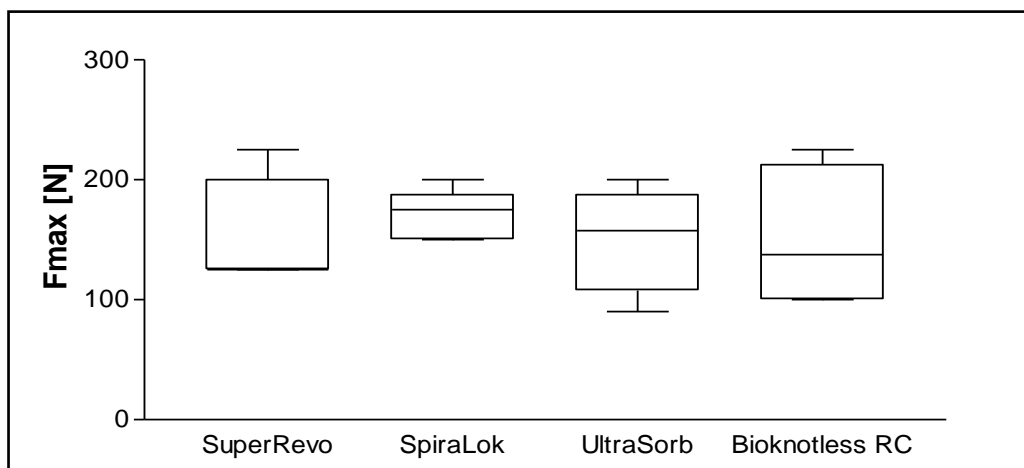


Abb. 26 Maximale Versagenskraft der vier Anker im humanen osteopenen Humerus

### 3.3.2.2 Versagensmechanismen

In der unterstehenden Tabelle werden die einzelnen Versagensmechanismen der vier Anker aufgelistet. Der häufigste Versagensmechanismus war der Ankerariss aus dem Knochen.

	Fadenriss	Fadenriss an Ankeröhr	Ankerariss	Eyelet- Fadenriss	Ankeröse gebrochen	Dislokation des Eyeletfadens
SuperRevo 5mm	0	3	3	0	0	0
SpiraLok 5,0mm	0	1	5	0	0	0



UltraSorb	1	0	5	0	0	0
Bioknotless RC	0	0	3	2	0	1

Tab. 18 Versagensmechanismen im humanen osteopenen Humerus

Der SuperRevo versagte ebenso häufig durch Fadenriss am Ankerrohr wie durch Ankerauriss. Sowohl der SpiraLok als auch der UltraSorb zeigten als Hauptversagensmechanismus den Ankerauriss aus dem Knochen.

### 3.3.2.3 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N

Zur Beurteilung der Primärfestigkeit wurde bestimmt wie groß das Displacement beim ersten Zug auf 75N ist. Der SpiraLok, der SuperRevo und der Ultrasorb erreichten ähnliche Ergebnisse. Auffallend war, dass es beim Bioknotless zu einem Displacement von im Mittel 15,26mm kam, dieser unterschied sich höchst signifikant von den anderen Ankern.

<b>Anker</b>	<b>Displacement [mm] (MW ± SD)</b>
SuperRevo 5mm	2,06 ± 1,63
SpiraLok 5,0mm	3,47 ± 2,87
UltraSorb	2,71 ± 1,14
Bioknotless RC	15,26 ± 5,26

Tab. 19 Displacement im osteopenen humanen Humerus

Wie in der nachfolgenden Abbildung ersichtlich, besteht ein höchst signifikanter Unterschied zwischen dem Bioknotless RC und den übrigen drei Fadenankern in Bezug auf das Verrutschen beim ersten Zug mit 75N im humanen osteopenen Knochen ( $p < 0,001$ ). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem SuperRevo, dem SpiraLok und dem Ultrasorb-Fadenanker hinsichtlich des Displacements nachgewiesen werden.

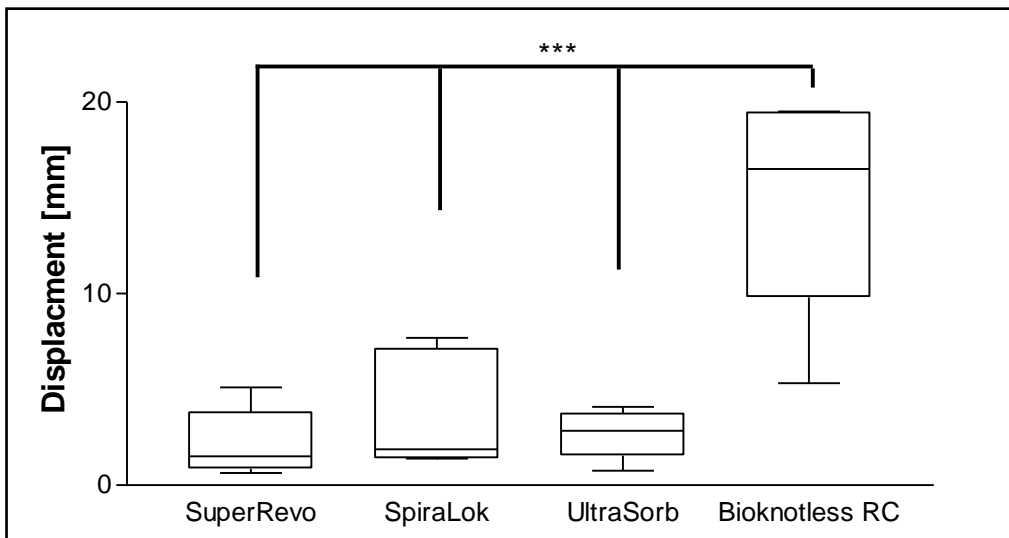


Abb. 27 Displacement der vier Anker im humanen osteopenen Humerus

### 3.3.2.4 Klinisches Versagen

In Bezug auf die Anzahl der Zyklen bis zum Erreichen des klinischen Versagens erreichte der SuperRevo die höchsten Werte, gefolgt vom UltraSorb und dem SpiraLok. Der Bioknotless verrutschte bereits beim ersten Zug soweit, dass das klinische Versagen erreicht war. Die Kraftstufe, bei welcher das klinische Versagen auftrat, zeigte zwischen dem SuperRevo, dem SpiraLok und dem UltraSorb keinen signifikanten Unterschied.

<b>Anker</b>	<b>Anzahl Zyklen MW (±SD)</b>	<b>Kraftstufe [N] MW (±SD)</b>
SuperRevo	95,33 ± 58	116,67 ± 25,82
SpiraLok	55 ± 45,33	100 ± 22,36
UltraSorb	71,67 ± 50,14	104,17 ± 29,23
Bioknotless	1 ± 0	75 ± 0

Tab. 20 Klinisches Versagen im humanen osteopenen Knochen

Es besteht ein hoch signifikanter Unterschied zwischen dem SuperRevo und dem Bioknotless hinsichtlich der Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen bei 5mm ( $p < 0,01$ ). Zwischen den übrigen Ankern konnte kein signifikanter Unterschied nachgewiesen werden.

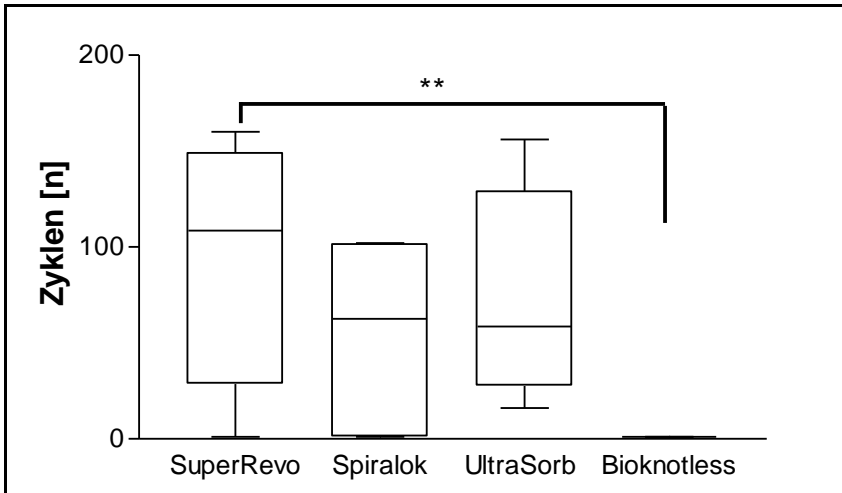


Abb. 28 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im humanen osteopenen Humerus

Im humanen osteopenen Knochen zeigte sich bei der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen erreicht wurde, ein signifikanter Unterschied zwischen SuperRevo und Bioknotless ( $p < 0,05$ ).

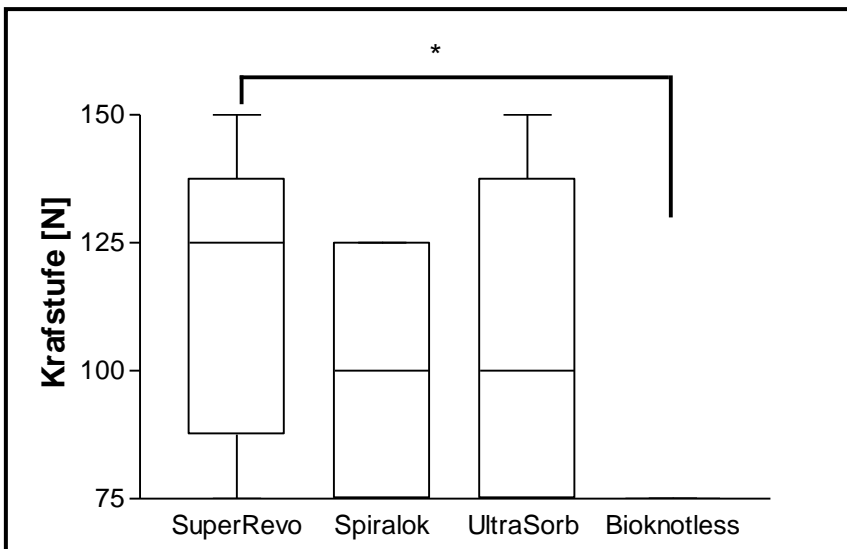


Abb. 29 Kraftstufe, bei der das klinische Versagen im humanen osteopenen Humerus erreicht wurde

Bei den humanen osteopenen Humeri zeigte der SuperRevo die besten Ergebnisse beim Displacement und dem klinischen Versagen, der SpiraLok erreichte die höchste Versagenskraft. In allen drei Bereichen schnitt der Bioknotless am schlechtesten ab.

### 3.4 Vergleich der Ergebnisse der tierischen Humeri mit den humanen

#### 3.4.1 Versagenskräfte

In der folgenden Tabelle sind die maximalen Versagenskräfte (Mittelwert und Standardabweichung) der vier Fadenanker in den vier verschiedenen Knochengruppen gegenübergestellt:

<b>Anker</b>	<b>Schaf</b> [N] MW ± SD	<b>Rind</b> [N] MW ± SD	<b>Human gesund</b> [N] MW ± SD	<b>Human osteopen</b> [N] MW ± SD
SuperRevo 5mm	197,5 ± 44,8	270,0 ± 36,9	188,0 ± 34,9	150,0 ± 42,9
SpiraLok 5,0mm	269,4 ± 55,6	308,3 ± 37,5	274,3 ± 29,5	171,3 ± 19,5
UltraSorb	190,9 ± 59,1	283,5 ± 31,0	192,5 ± 34,0	151,5 ± 40,0
Bioknotless RC	182,5 ± 37,4	237,3 ± 17,5	225,3 ± 16,5	150,3 ± 57,5

Tab. 21 Versagenskräfte in den vier Knochengruppen

Nachfolgendes Diagramm zeigt, dass der SuperRevo im Rinderknochen die höchsten Versagenskräfte aufwies und sich hoch signifikant ( $p < 0,01$ ) vom Schafs- und humanen gesunden Knochen sowie höchst signifikant vom osteopenen humanen Knochen unterschied ( $p < 0,001$ ).

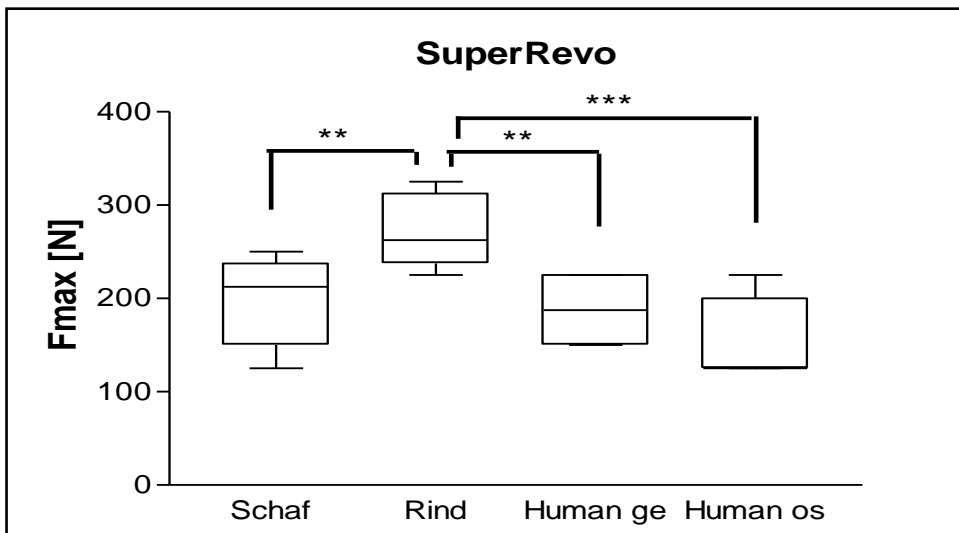


Abb. 30 Maximale Versagenskraft des SuperRevo in den unterschiedlichen Knochengruppen

Der SpiraLok, wie im unterem Diagramm zu sehen ist, zeigte ebenso die höchsten Versagenskräfte in den Proben aus den Rinderknochen. Ein höchst signifikanter Unterschied bestand zwischen den Ergebnissen des SpiraLoks im humanen osteopenen und den drei übrigen Knochengruppen ( $p < 0,001$ ). Hier zeigte sich zwischen den Schafs-, den Rinder- und den humanen gesunden Proben kein signifikanter Unterschied der maximalen Versagenskraft.

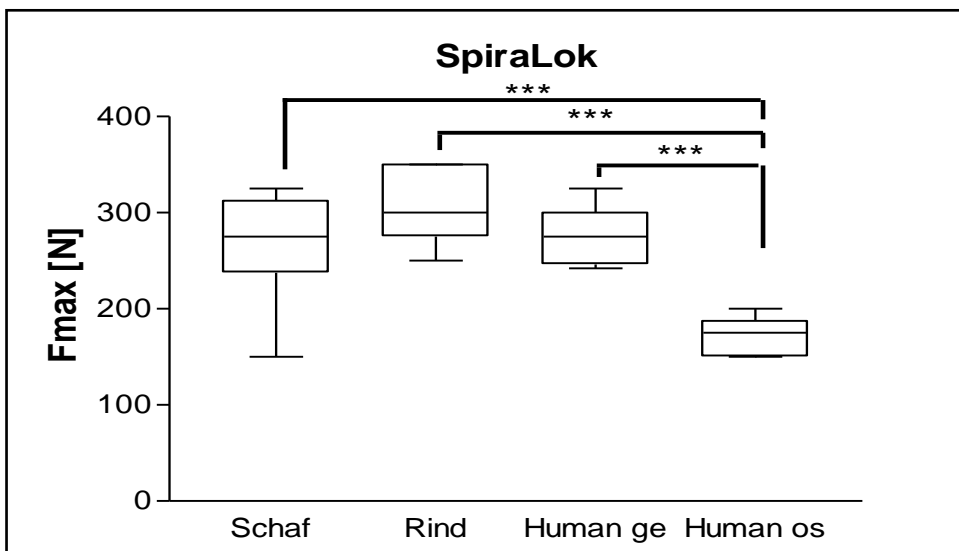


Abb. 31 Maximale Versagenskraft des SpiraLok in den unterschiedlichen Knochengruppen

Die Versagenskraft des UltraSorb Ankers erreichte in der Gruppe der Humeri von Rindern die höchsten Werte. Ein hoch signifikanter Unterschied ( $p < 0,01$ ) konnte

zwischen den Rinderknochenproben und den humanen gesunden Proben nachgewiesen werden. Höchst signifikant unterschieden sich die Ergebnisse der maximalen Versagenskraft der Rinderknochen von denen der Proben aus den Schafs- und den humane osteopenen Humeri ( $p < 0,001$ ).

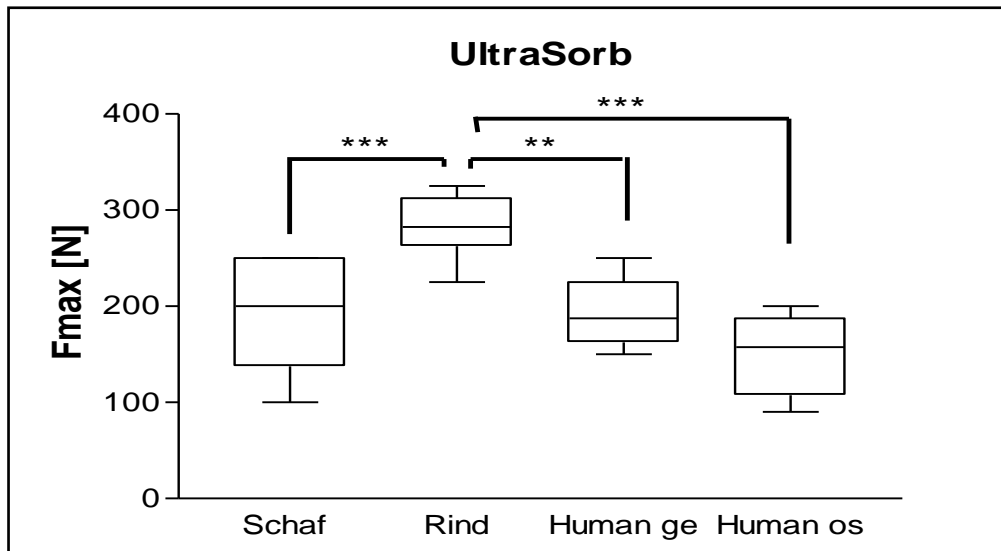


Abb. 32 Maximale Versagenskraft des UltraSorb in den unterschiedlichen Knochengruppen

Der Bioknotless Fadenanker erzielte im Rinderknochen die höchsten Versagenskräfte wie in untenstehendem Diagramm abgebildet. Die Versagenskraft im Rinderknochen unterschied sich hoch signifikant ( $p < 0,01$ ) von der im Schafsknochen und höchst signifikant von der im humanen osteopenen Humeri ( $p < 0,001$ ). Zudem zeigte sich ein hoch signifikanter Unterschied zwischen gesunden und osteopenen humanen Humeri ( $p < 0,01$ ).

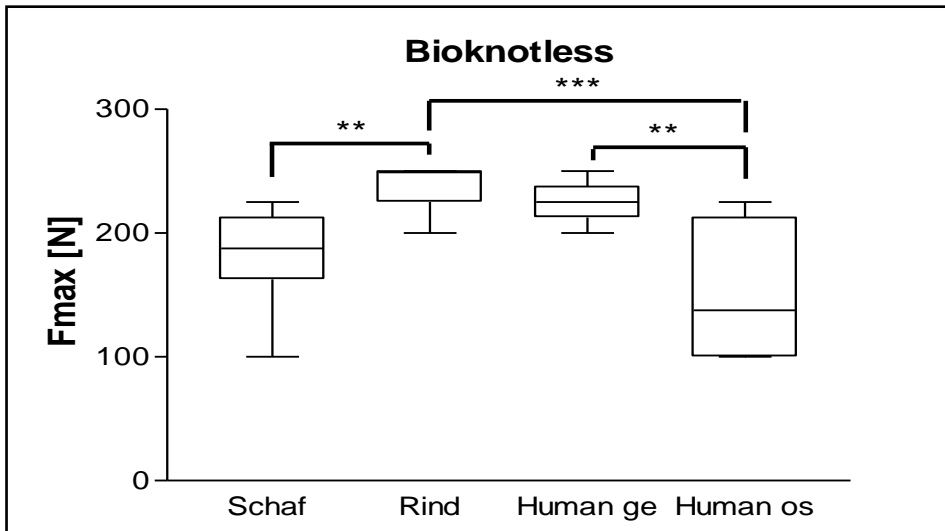


Abb. 33 Maximale Versagenskraft des Bioknotless in den unterschiedlichen Knochengruppen

### 3.4.2 Displacement durch den ersten Zug mit 75 N

Nachfolgende Tabelle stellt die Mittelwerte des Displacements durch den ersten Zug auf 75N der Fadennker in den vier Gruppen dar:

<b>Anker</b>	<b>Schaf [mm] (MW ± SD)</b>	<b>Rind [mm] (MW ± SD)</b>	<b>Human gesund [mm] (MW ± SD)</b>	<b>Human osteopen [mm] (MW ± SD)</b>
SuperRevo 5mm	0,75 ± 0,23	0,62 ± 0,08	1,53 ± 1,39	2,06 ± 1,63
SpiraLok 5,0mm	0,73 ± 0,21	0,68 ± 0,15	1,81 ± 1,08	3,47 ± 2,87
UltraSorb	2,88 ± 1,34	2,37 ± 0,62	2,58 ± 1,56	2,71 ± 1,14
Bioknotless RC	7,15 ± 4,25	8,0 ± 3,7	12,42 ± 6,48	15,26 ± 5,26

Tab. 22 Displacement der vier Knochengruppen

Beim Vergleich des Displacements des SuperRevo in den vier Gruppen konnte ein signifikanter niedrigeres Verrutschen ( $p < 0,05$ ) als in den Rinder- und humanen osteopenen Knochen nachgewiesen werden, die übrigen Gruppen unterschieden sich nicht signifikant (Abb. 34).

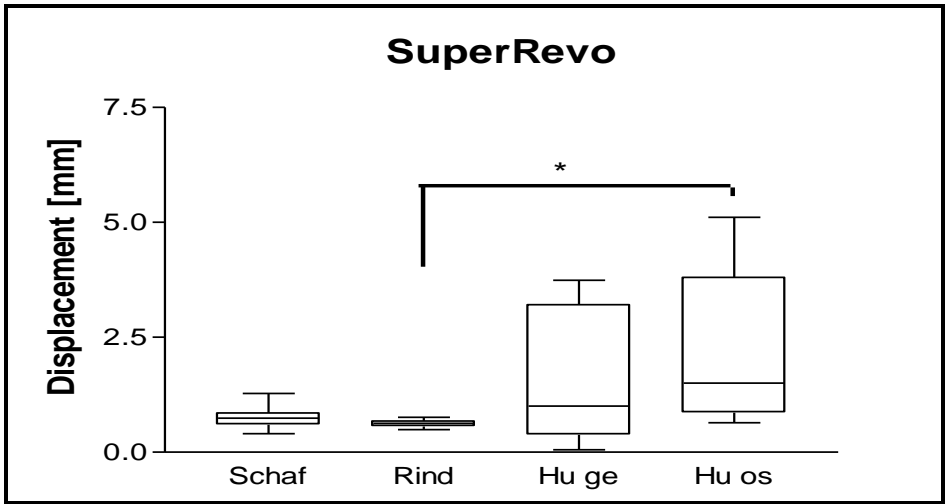


Abb. 34 Vergleich des Displacement des SuperRevo in den vier Gruppen

Das Displacement des SpiraLok unterschied sich hoch signifikant im Schafsknochen vom humanen osteopenen Knochen ( $p < 0,01$ ). Ebenso bestand ein hoch signifikanter Unterschied zwischen dem Displacement im Rinderknochen und dem humanen osteopenen Knochen ( $p < 0,01$ ).

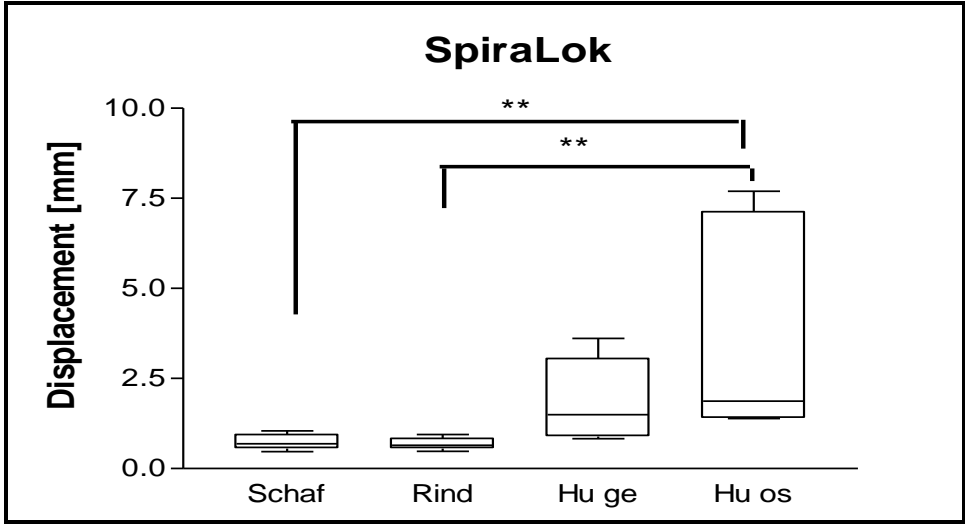


Abb. 35 Vergleich des Displacement des SpiraLok in den vier Gruppen



Der UltraSorb wies in den vier verschiedenen Knochengruppen keinen signifikanten Unterschied beim Displacement auf.

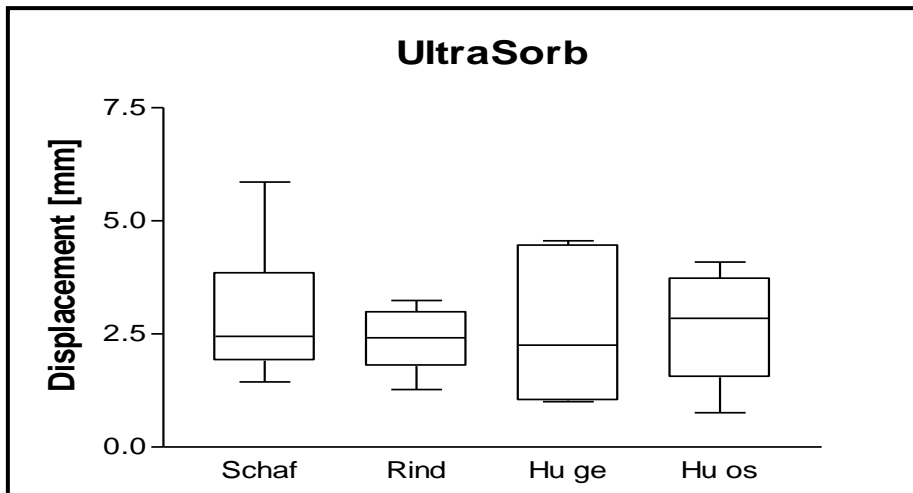


Abb. 36 Vergleich des Displacement des UltraSorb in den vier Gruppen

Ein signifikanter Unterschied beim Vergleich des Displacements zeigte sich beim Bioknotless zwischen dem Schafs- und humanen osteopenen Knochen sowie zwischen dem Rinder- und humanen osteopenen Knochen( $p < 0,05$ ).

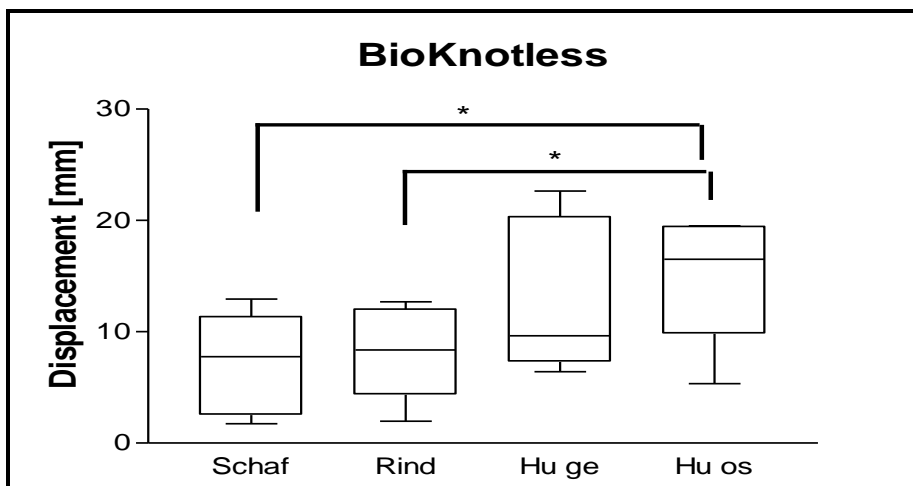


Abb. 37 Vergleich des Displacement des Bioknotless in den vier Gruppen

### 3.4.3 Klinisches Versagen

Der SuperRevo erzielte im Schafsknochen hoch signifikant bessere Werte hinsichtlich der Anzahl der Zyklen, welche bis zum klinischen Versagen durchlaufen wurden, als im humanen osteopenen Knochen ( $p < 0,01$ ) und signifikant höhere Werte als im humanen gesunden Humerus ( $p < 0,05$ ). Zudem unterschied sich der Rinderknochen höchst signifikant bei der Zyklenzahl vom humanen osteopenen Humerus ( $p < 0,01$ ).

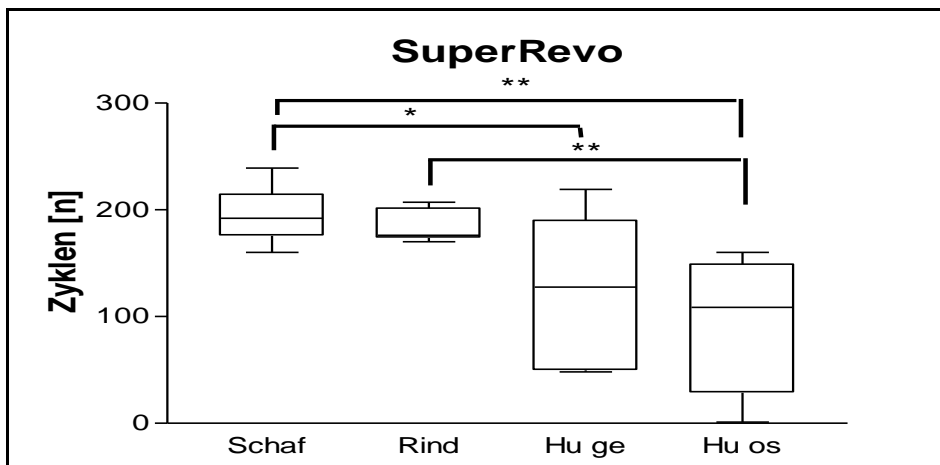


Abb. 38 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den SuperRevo in den vier Knochenproben erreicht wurde

Hinsichtlich der Kraftstufe zeigten sich beim SuperRevo hoch signifikante Unterschiede zwischen Schafs- und humanem osteopenem sowie Rinder- und humanem osteopenem Knochen ( $p < 0,01$ ).

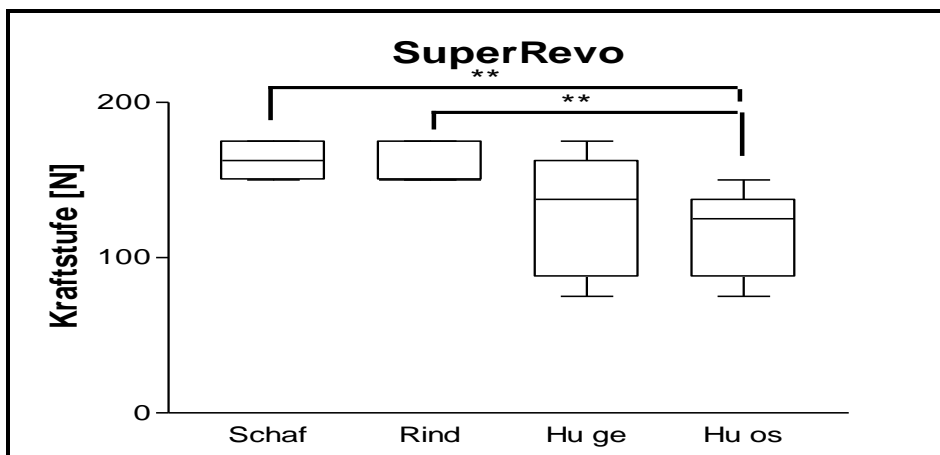


Abb. 39 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den SuperRevo in den vier Knochenproben erreicht wurde

Beim SpiraLok ergaben sich beim Vergleich der Zyklenzahl bis zum klinischen Versagen vom Schaf sowohl zum gesunden als auch osteopenen humanen Knochen höchst signifikante Unterschiede ( $p < 0,001$ ). Ebenso unterschieden sich die Ergebnisse im Rinderknochen höchst signifikant vom humanen gesunden und osteopenen Knochen ( $p < 0,001$ ).

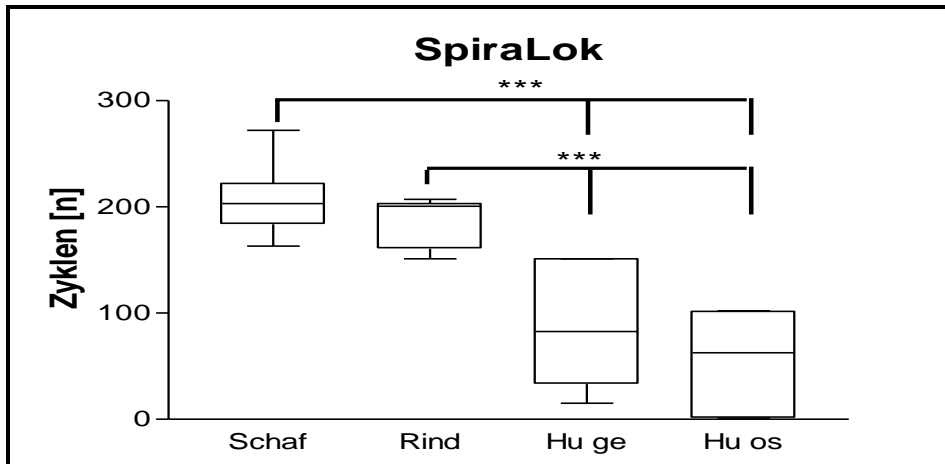


Abb. 40 Vergleich der Zyklenzahl, bei der das klinische Versagen durch den SpiraLok in den vier Knochenproben erreicht wurde

Auch beim Vergleich der Kraftstufe zeigten sich beim SpiraLok höchst signifikante Unterschiede zwischen Schafs- und humanem gesunden und osteopenen Humeri ( $p < 0,001$ ).

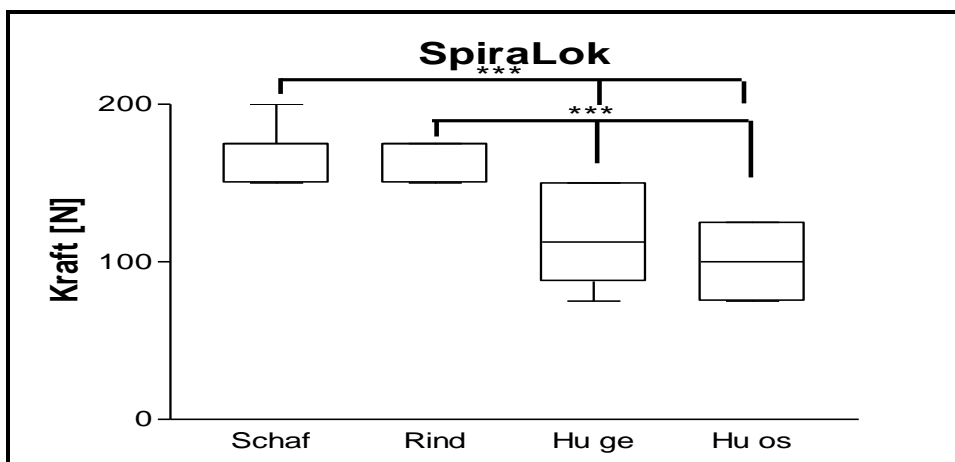


Abb. 41 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den SpiraLok in den vier Knochenproben erreicht wurde

Beim UltraSorb zeigten sich beim Vergleich der Zyklenzahl signifikante Unterschiede zwischen den Schafs- und humanen gesunden Humeri ( $p < 0,05$ ) und hoch signifikante zu den humanen osteopenen ( $p < 0,01$ ). Im Rinderknochen ergaben sich höchst signifikante Unterschiede im Vergleich zu den humanen gesunden und den osteopenen Humeri ( $p < 0,001$ ).

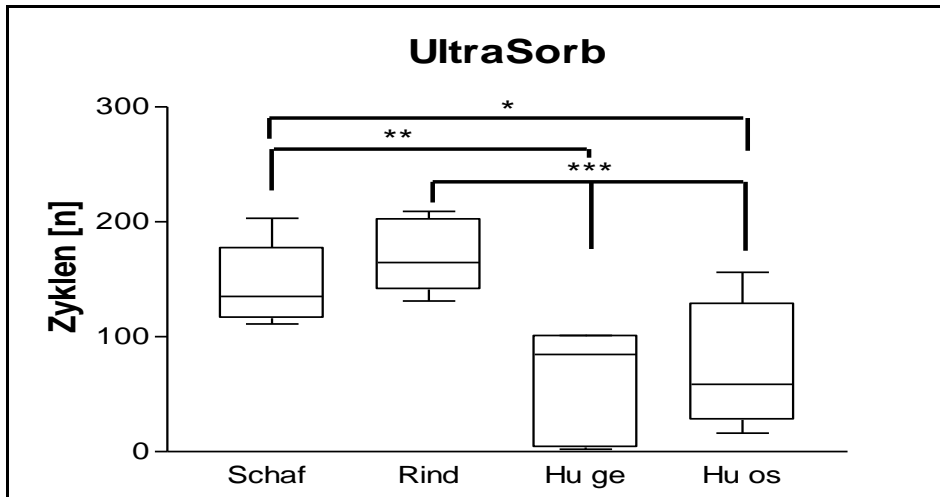


Abb. 42 Vergleich der Zyklenzahl, bei der das klinische Versagen durch den UltraSorb in den vier Knochenproben erreicht wurde

Der Vergleich der Kraftstufe, ergab einen signifikanten Unterschied zwischen den Schafs- und den humanen osteopenen und gesunden Humeri ( $p < 0,05$ ). Zwischen den Rinder- und den humanen gesunden und osteopenen Humeri bestand ein hoch signifikanter Unterschied ( $p < 0,01$ ).

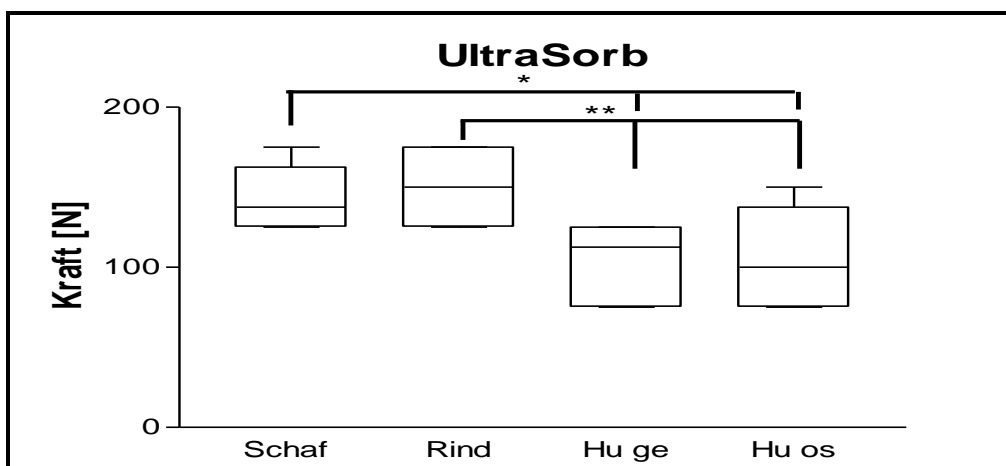


Abb. 43 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den UltraSorb in den vier Knochenproben erreicht wurde

Sowohl im humanen gesunden als auch im osteopenen Humerus verrutschte der Bioknotless Anker bereits beim ersten Zug auf 75N so weit, dass die Lücke größer als 5mm war. Dementsprechend unterschieden sich sowohl die Schafs- als auch Rinderknochen höchst signifikant von den humanen gesunden und osteopenen ( $p < 0,001$ ).

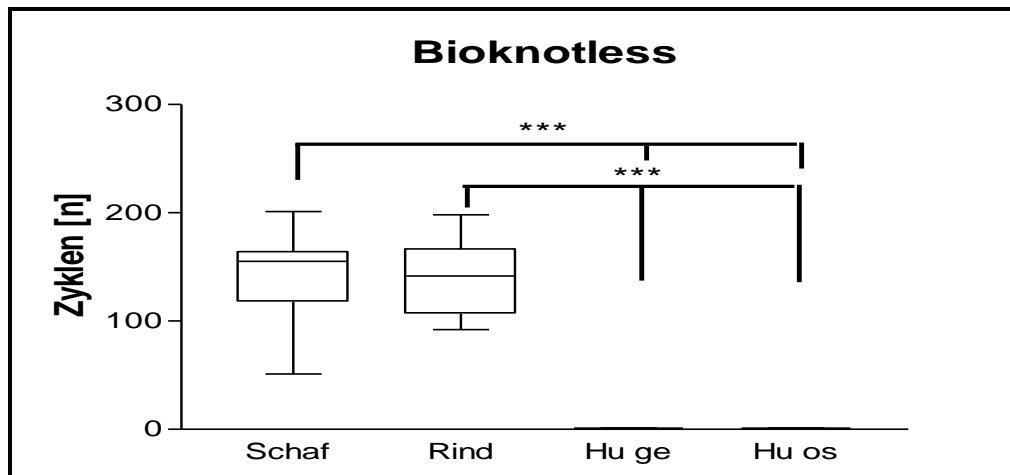


Abb. 44 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den Bioknotless in den vier Knochenproben erreicht wurde

Genauso zeigte sich dies beim Vergleich der Kraftstufe. Der Bioknotless unterschied sich im Schafs- und Rinderknochen höchst signifikant von den humanen gesunden und osteopenen Humeri ( $p < 0,001$ ).

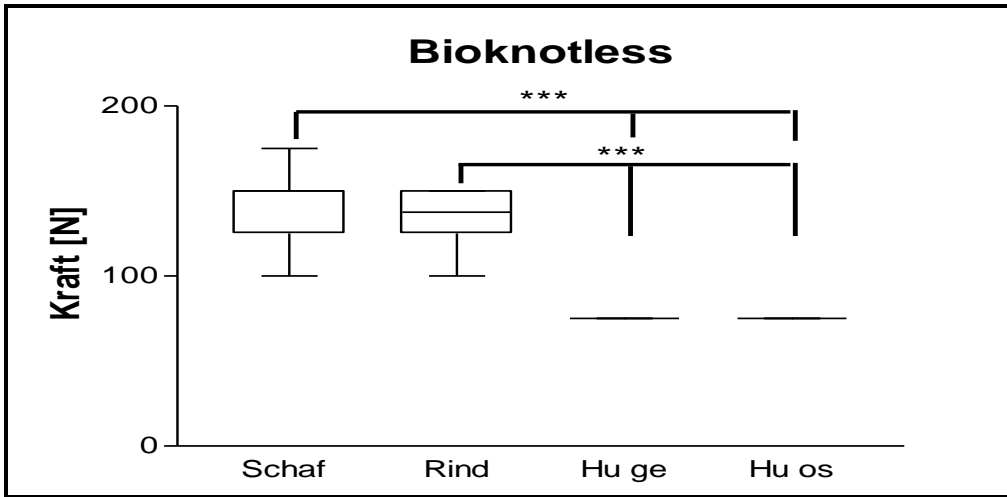


Abb. 45 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch en Bioknotless in den vier Knochenproben erreicht wurde

### 3.5 Microstrukturelle Untersuchungen

Bei der microstrukturellen Untersuchung der Knochen wurden die folgenden Parameter bestimmt: BV/TV, Conn.D, SMI, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp und DA.

#### 3.5.1 Oviner Knochen

Das Knochenvolumen (BV/TV) der ovinen Knochenproben verringert sich nur geringfügig vom subkortikalen hin zu tieferen Spongiosabereichen. Auch die Conn.D nimmt mit Entfernung von der Kortikalis ab. Der SMI zeigt eine Tendenz zu höheren Werten bei der zweiten, kortikalisfernen Probe. Die Trabekelzahl nimmt leicht ab, die trabekuläre Dicke ist nahezu unverändert und der Abstand zwischen den Trabekeln erhöht sich etwas. Der DA nimmt in die Tiefe hin ab.

Die Werte für die einzelnen mikrostrukturellen Parameter im ovinen Knochen sind in der folgenden Tabelle dargestellt:

<b>Messparameter</b>	<b>Kortikalisnahe Probe Mittelwert ± SD</b>	<b>Kortikalisferne Probe Mittelwert ± SD</b>	<b>Signifikanzniveau</b>
BV/TV [%]	17,9 ± 1,2	15,0 ± 1,6	p≤0,05
Conn.D [1/mm <sup>3</sup> ]	9,24 ± 1,87	5,79 ± 1,88	p≤0,01
SMI	0,79 ± 0,2	1,23 ± 0,32	p≤0,05
Tb.N [1/mm]	1,74 ± 0,12	1,38 ± 0,18	p≤0,01
Tb.Th [mm]	0,12 ± 0,01	0,13 ± 0,01	p≤0,01
Tb.Sp [mm]	0,54 ± 0,04	0,69 ± 0,09	p≤0,01
DA	1,85 ± 0,13	1,55 ± 0,12	p≤0,01

Tab. 23 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im ovinen Knochen

Die vorangegangene Tabelle zeigt, dass sich die Werte aller Parameter der kortikalisnahen von der kortikalisfernen Probe signifikant unterscheiden.

Die folgenden Abbildungen zeigen die dreidimensionale Rekonstruktion einer ovinen Knochenprobe. Das linke Bild zeigt die Kortikalis mit angrenzender Spongiosa und das rechte die Probe aus dem tieferen Bereich, die nur Spongiosa umfasst.

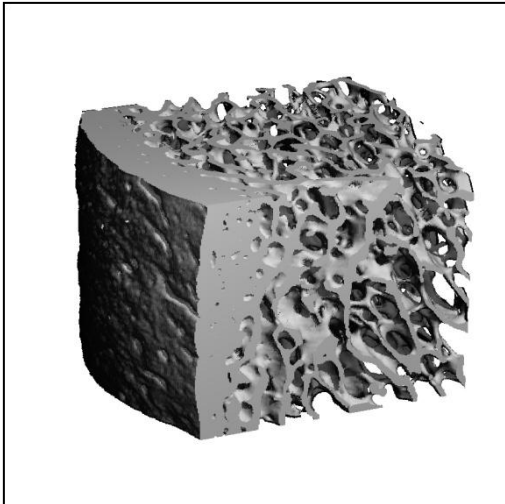


Abb. 46 Schafshumerus (Kortikalis und angrenzende Spongiosa)

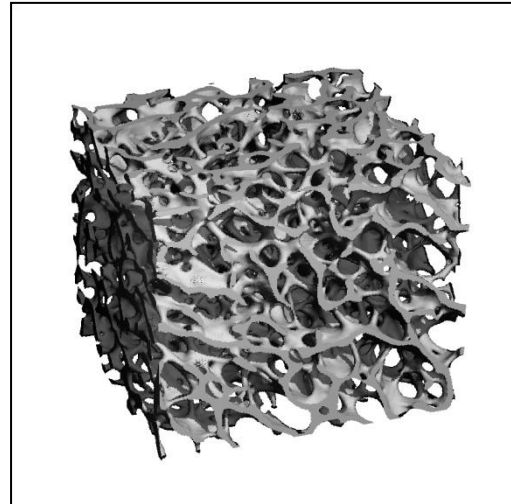


Abb. 47 Schafshumerus (inneres Spongiosastück)

### 3.5.2 Boviner Knochen

Im bovinen Humerus nimmt die BV/TV von der Kortikalis in Tiefe stark ab, ebenso die Vernetzungsdichte (Conn.D) der Trabekel. Während das subkortikale Knochenstück eine eher plattenförmige Struktur annimmt (SMI 0,56), verändert sich diese in der Tiefe zu einer eher stabförmigen (SMI 1,92). Die Anzahl der Trabekel nimmt ab, die Dicke eher zu und der Abstand zwischen ihnen vergrößert sich. Der Grad der Anisotropie zeigt eine Tendenz zu höheren Werten im Bereich von 10mm unterhalb der Kortikalis.

In der folgenden Tabelle sind die Werte der MicroCT-Messung der bovinen Knochenproben aufgeführt:

Messparameter	Kortikalisnahe Probe Mittelwert ± SD	Kortikalisferne Probe Mittelwert ± SD	Signifikanzniveau
BV/TV [%]	21,8 ± 3,8	6,9 ± 2,8	p≤0,01
Conn.De [1/mm <sup>3</sup> ]	10,19 ± 1,19	2,22 ± 1,21	p≤0,01
SMI	0,56 ± 0,33	1,92 ± 0,4	p≤0,01



Tb.N [1/mm]	1,8 ± 0,11	0,84 ± 0,26	p≤0,01
Tb.Th [mm]	0,13 ± 0,18	0,15 ± 0,05	n.s.
Tb.Sp [mm]	0,53 ± 0,04	1,22 ± 0,36	p≤0,01
DA	1,61 ± 0,27	1,68 ± 0,32	n.s.

Tab. 24 Ergebnisse der mikrostrukturellen Parameter im bovinen Knochen

Untenstehende Abbildungen stellen eine dreidimensionale Rekonstruktion einer kortikalisnahen und eine kortikalisfernen Knochenprobe eines bovinen Humerus dar.

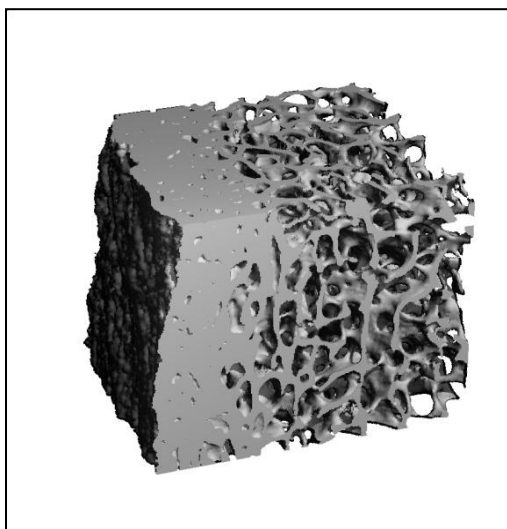


Abb. 48 Rinderhumerus (Kortikalis und angrenzende Spongiosa)

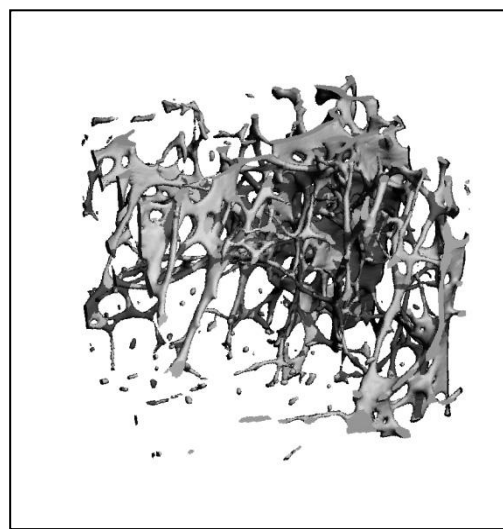


Abb. 49 Rinderhumerus (inneres Spongiosastück)

### 3.5.3 Humaner gesunder Knochen

Die BV/TV im humanen gesunden Knochen ist im Bereich von 10mm unterhalb der Kortikalis niedriger als subkortikal. Ebenso nimmt die Vernetzungsdichte ab. Der SMI nähert sich einer stabförmigen Struktur an, seine Werte steigen in der Tiefe. Die Anzahl der Trabekel nimmt ab, während ihre Dicke größer wird und der Abstand zwischen ihnen zunimmt. Die Ausrichtung der Trabekel (DA) wird uneinheitlicher, was sich an den abnehmenden Werten zeigt.

In der nachfolgenden Tabelle sind die Einzelwerte der mikrostrukturellen Parameter aufgeführt.

Messparameter	Kortikalisnahe Probe Mittelwert $\pm$ SD	Kortikalisferne Probe Mittelwert $\pm$ SD	Signifikanzniveau
BV/TV [%]	14,5 $\pm$ 4,5	12,9 $\pm$ 6,5	n.s.
Conn.D [1/mm <sup>3</sup> ]	3,91 $\pm$ 0,78	3,13 $\pm$ 0,98	n.s.
SMI	1,21 $\pm$ 0,58	1,7 $\pm$ 0,73	n.s.
Tb.N [1/mm]	1,31 $\pm$ 0,16	1,06 $\pm$ 0,14	p $\leq$ 0,05
Tb.Th [mm]	0,14 $\pm$ 0,03	0,17 $\pm$ 0,04	n.s.
Tb.Sp [mm]	0,72 $\pm$ 0,1	0,92 $\pm$ 0,13	p $\leq$ 0,01
DA	2,13 $\pm$ 0,21	1,25 $\pm$ 0,08	p $\leq$ 0,01

Tab. 25 Ergebnisse der mikrostrukturellen Parameter im humanen gesunden Knochen

Die Abbildungen zeigen die 3-D-Rekonstruktion der Knochenproben aus den gesunden humanen Humeri (Kortikalisnahes und –fernes Stück).

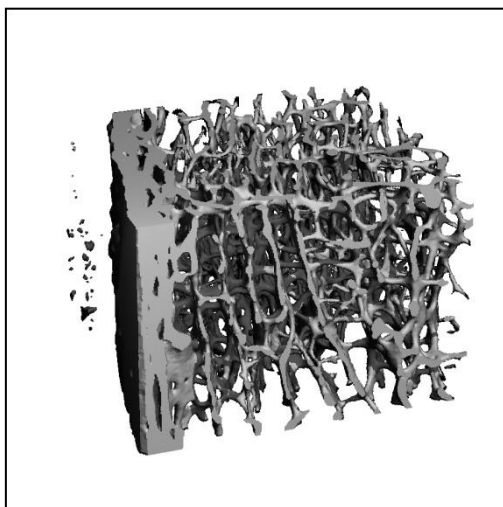


Abb. 50 Humaner Humerus (Kortikalis und angrenzende Spongiosa)

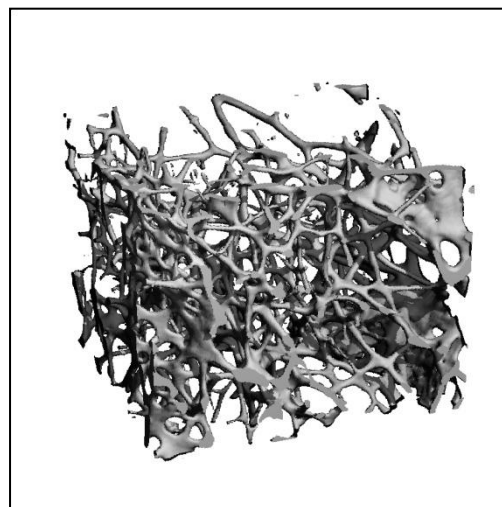


Abb. 51 Humaner Humerus (inneres Spongiosastück)

### 3.5.4 Humaner osteopener Knochen

Der volumetrische Knochenanteil des humanen osteopenen Knochens verringert sich ausgehend von der Kortikalis in die Tiefe, auch die Dichte der Trabekelvernetzung nimmt ab. Gleichzeitig erhöht sich der SMI, der auch schon im subkortikalen Bereich

einen mittleren Wert annimmt. Die Trabekel werden weniger, ihre Dicke ist fast unverändert und der Abstand voneinander erhöht sich. Die Mittelwerte des DA nehmen in die Tiefe hin ab.

Die folgende Tabelle stellt die einzelnen Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im humanen osteopenen Knochen dar:

Messparameter	Kortikalisnahe Probe Mittelwert $\pm$ SD	Kortikalisferne Probe Mittelwert $\pm$ SD	Signifikanzniveau
BV/TV [%]	9,4 $\pm$ 1,7	7,4 $\pm$ 3,4	p $\leq$ 0,05
Conn.D [1/mm <sup>3</sup> ]	2,91 $\pm$ 0,8	2,05 $\pm$ 0,78	n.s.
SMI	1,51 $\pm$ 0,29	1,93 $\pm$ 0,58	n.s.
Tb.N [1/mm]	1,09 $\pm$ 0,12	0,91 $\pm$ 0,09	p $\leq$ 0,01
Tb.Th [mm]	0,12 $\pm$ 0,01	0,13 $\pm$ 0,02	n.s.
Tb.Sp [mm]	0,9 $\pm$ 0,13	1,08 $\pm$ 0,13	p $\leq$ 0,01
DA	1,88 $\pm$ 0,3	1,32 $\pm$ 0,13	p $\leq$ 0,01

Tab. 26 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im humanen osteopenen Knochen

Die folgenden Abbildungen zeigen die dreidimensionale Rekonstruktion der Knochenproben aus den humanen osteopenen Humeri.

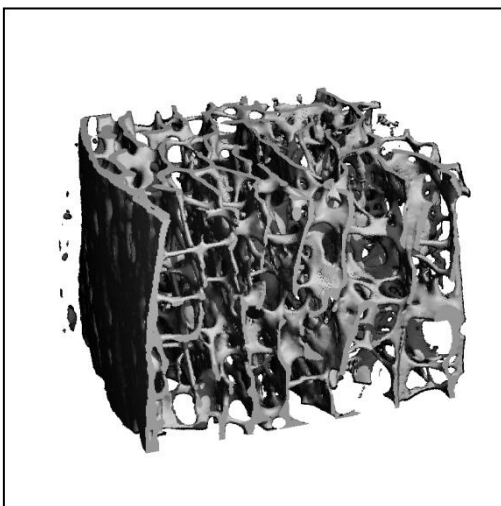


Abb. 52 Humaner osteopener Humerus (Kortikalis und angrenzende Spongiosa)

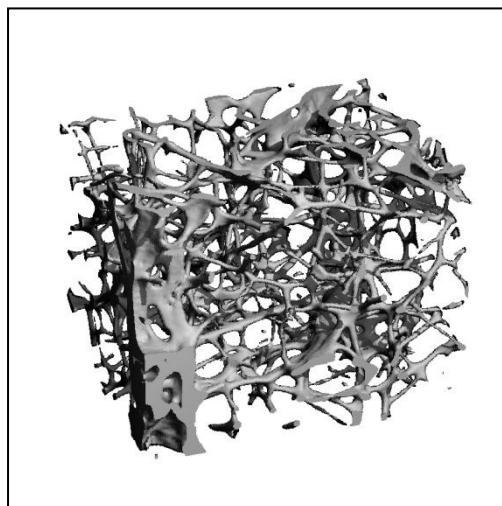


Abb. 53 Humaner osteopener Humerus (inneres Spongiosastück)

### 3.5.5 Dicke der Kortikalis

Zusätzlich zu den mikrostrukturellen Parametern wurde die Dicke der Kortikalis durch direkte Messung bestimmt. Dabei zeigte sich, dass der Rinderknochen eine fast doppelt so dicke Kortikalis aufwies wie die der Schafshumeri und der gesunden humanen Knochen (siehe Abb.54).

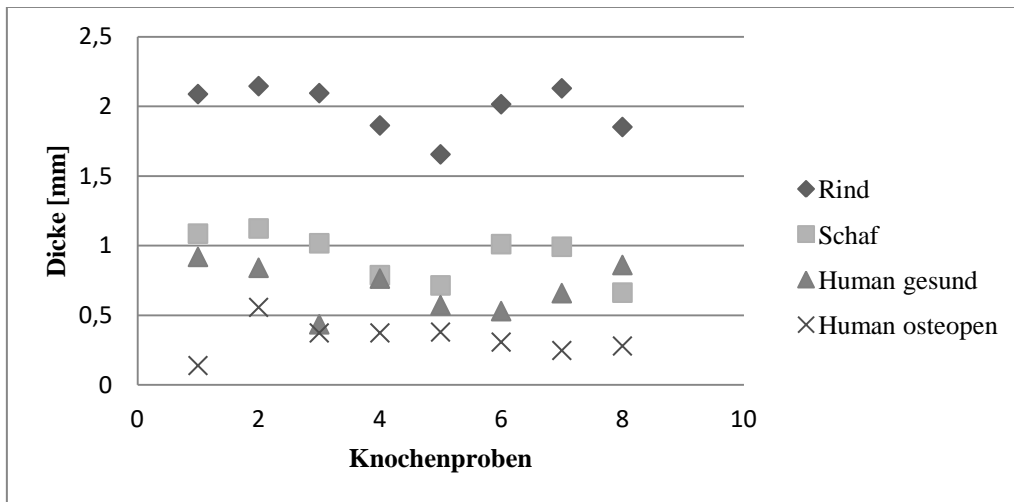


Abb. 54 Dicke der Kortikalis in mm

Die Dicke der bovinen Kortikalis betrug 1,98mm (SD: 0,17mm), die der ovinen Humeri 0,92mm (SD: 0,18mm), die der humane gesunde Knochen 0,7mm (SD: 0,18mm) und in den osteopenen Humeri 0,33mm (SD: 0,12mm).

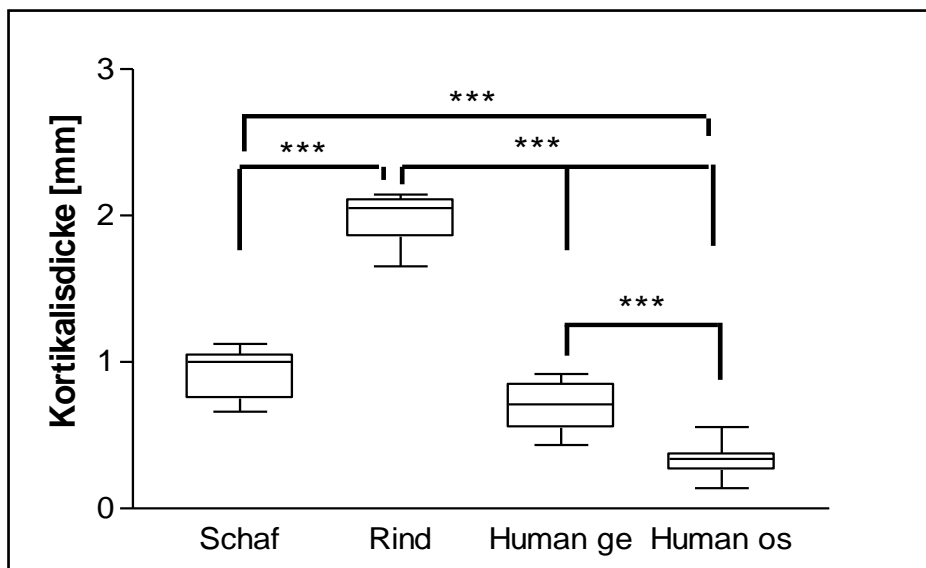


Abb. 55 Kortikalisdicke der Humeri

Die Kortikalis der osteopenen humanen Knochen war höchst signifikant dünner als die von allen anderen Knochen ( $p < 0,001$ ). Zwischen gesunden menschlichen Präparaten und Schafen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden ( $p > 0,05$ ). Die bovine Kortikalis war höchst signifikant dicker als die übrigen Knochen ( $p < 0,001$ ). Eine direkte Korrelation der Kortikalisdicke mit den Versagenskräften konnte nicht erfolgen, da für die microcomputertomographischen Messungen frische Knochen benutzt wurden.

### 3.6 Vergleich der verschiedenen Spezies

Im Folgenden werden die Ergebnisse der drei Spezies nach dem Entnahmeort verglichen. Bei dieser Studie wurde eine Knochenprobe im Bereich der Kortikalis zusammen mit der subkortikalen Spongiosa entnommen. Die zweite Probe entstammte aus einem Bereich ca. 10mm subkortikal, direkt anschließend an die erste Probe.

#### 3.6.1 Subkortikales Knochenstück

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse (Mittelwerte und Standardabweichung) der mikrostrukturellen Parameter im subkortikalen Bereich für die verschiedenen Spezies aufgelistet.

<b>Messparameter</b>	<b>Schaf</b> Mittelwert ± SD	<b>Rind</b> Mittelwert ± SD	<b>Human gesund</b> Mittelwert ± SD	<b>Human</b> <b>osteopen</b> Mittelwert ± SD
BV/TV [%]	17,9 ± 1,2	21,8 ± 3,8	14,5 ± 4,5	9,4 ± 1,7
Conn.D [1/mm <sup>3</sup> ]	9,24 ± 1,87	10,19 ± 1,19	3,91 ± 0,78	2,91 ± 0,8
SMI	0,79 ± 0,2	0,56 ± 0,33	1,21 ± 0,58	1,51 ± 0,29
Tb.N [1/mm]	1,74 ± 0,12	1,8 ± 0,11	1,31 ± 0,16	1,09 ± 0,12
Tb.Th [mm]	0,12 ± 0,01	0,13 ± 0,18	0,14 ± 0,03	0,12 ± 0,01
Tb.Sp [mm]	0,54 ± 0,04	0,53 ± 0,04	0,72 ± 0,1	0,9 ± 0,13
DA	1,85 ± 0,13	1,61 ± 0,27	2,13 ± 0,21	1,88 ± 0,3

Tab. 27 Ergebnisse der mikrostrukturellen Parameter in der subkortikalen Knochenprobe

BV/TV ist am geringsten im humanen osteopenen Knochen und am höchsten im Rinderknochen. Die Werte für humanen gesunden Knochen und Schaf liegen dazwischen, zudem besteht zwischen diesen beiden kein signifikanter Unterschied. Höchst signifikante Unterschiede bestehen zwischen den Schafs- und den humanen osteopenen Knochen ( $p < 0,001$ ). Ebenso zeigen sich höchst signifikante Unterschiede

zwischen den Rinderknochen und den beiden humanen Knochenproben ( $p < 0,001$ ). Die humanen Proben unterscheiden sich untereinander signifikant ( $p < 0,05$ ).

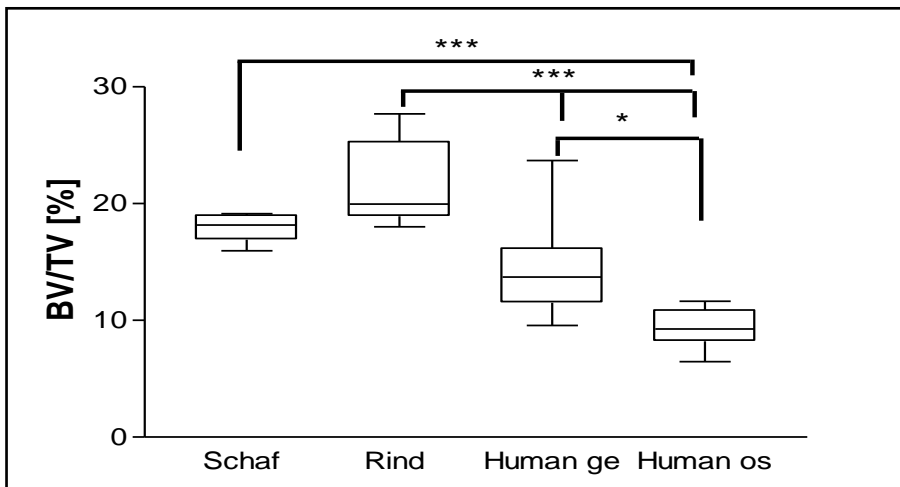


Abb. 56 BV/TV der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

Die Rinder- und Schafshumeri weisen einen ähnlich hohen Vernetzungsgrad (Conn.D.) auf und unterscheiden sich daher statistisch nicht. Ebenso die humanen osteopenen und gesunden Knochenproben, die einen nur gering verschiedenen niedrigen Mittelwert haben, und sich nicht signifikant unterscheiden. Zwischen den beiden tierischen und den humanen Knochen lässt sich ein höchst signifikanter Unterschied nachweisen ( $p < 0,001$ ).

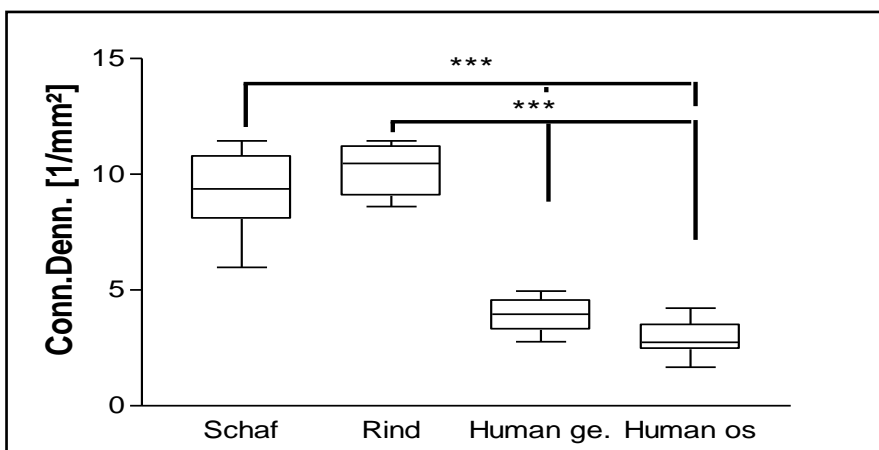


Abb. 57 ConnD der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

Der humane osteopene Humerus weist den höchsten Wert für den SMI auf und unterscheidet sich hoch signifikant sowohl vom Schaf ( $p < 0,01$ ) und vom Rind höchst

signifikant ( $p < 0,001$ ). Der bovine Knochen hat die kleinsten Werte für den SMI und unterscheidet sich hoch signifikant vom gesunden humanen Knochen ( $p < 0,01$ ).

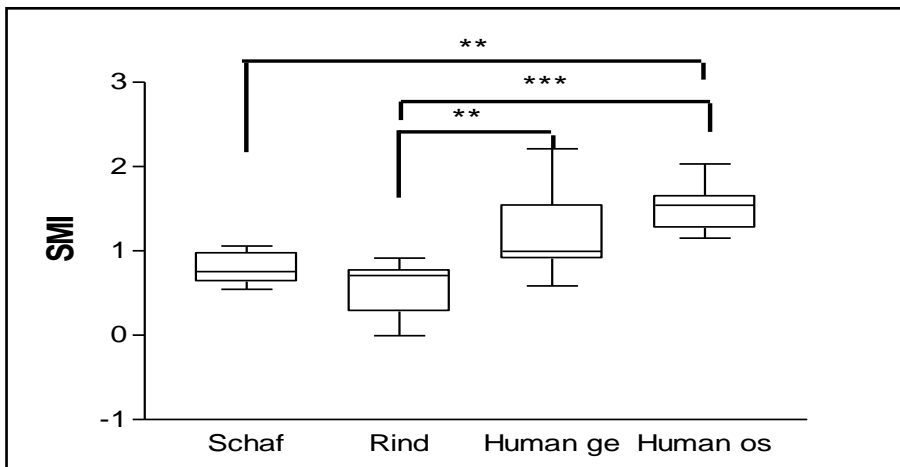


Abb.58 SMI der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

Tb.N hat ähnliche Mittelwerte bei den tierischen Knochenproben. Höchst signifikante Unterschiede finden sich sowohl zwischen den Schafproben und den gesunden human als auch osteopenen Knochen sowie zwischen den Rinderknochen und den beiden humanen Proben ( $p < 0,001$ ). Die humanen Knochenproben unterscheiden sich signifikant ( $p < 0,05$ ).

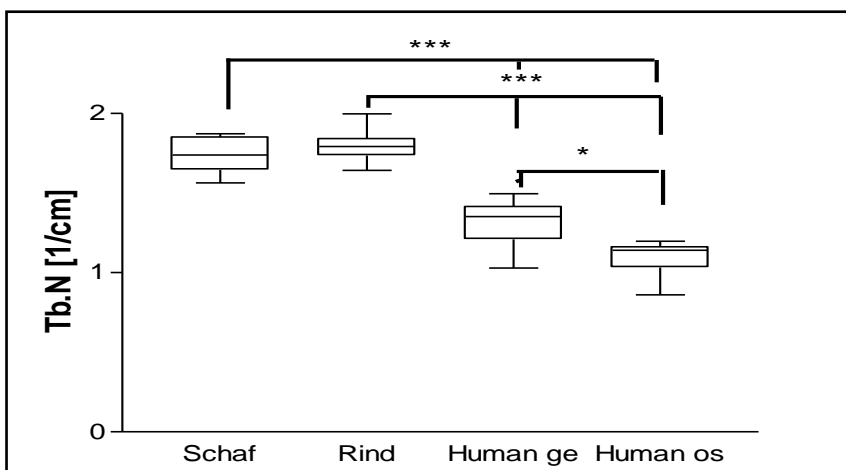


Abb. 59 Tb.N der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

Die trabekuläre Dicke (Tb.Th) ist in allen Knochenproben nur marginal verschieden, ein statistischer Unterschied besteht nicht.



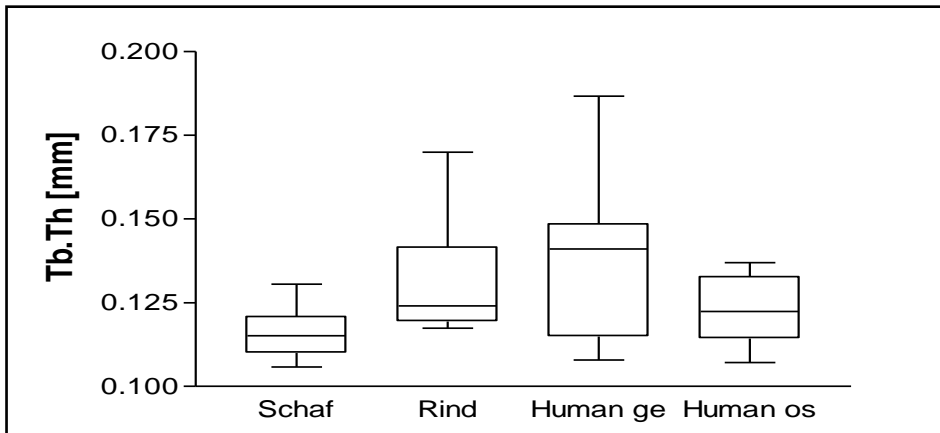


Abb. 60 Tb.Th der vier Knochengruppen. (kortikalisnahe Probe)

Die geringsten Werte für den trabekulären Abstand (Tb.Sp) finden sich im bovinen und ovinen Knochen, die sich statistischen nicht unterscheiden. Den höchsten Mittelwert hat der humane osteopore Knochen. Ein höchst signifikanter Unterschied findet sich zwischen den Rinderproben und beiden humanen Knochen ( $p < 0,001$ ) sowie zwischen den Schafproben und den humanen osteopenen Proben ( $p < 0,001$ ). Der Schafsknochen weist zudem einen hoch signifikanten Unterschied zum humanen gesunden Knochen auf ( $p < 0,01$ ). Zwischen den beiden humanen Proben zeigt sich ebenso ein hoch signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ).

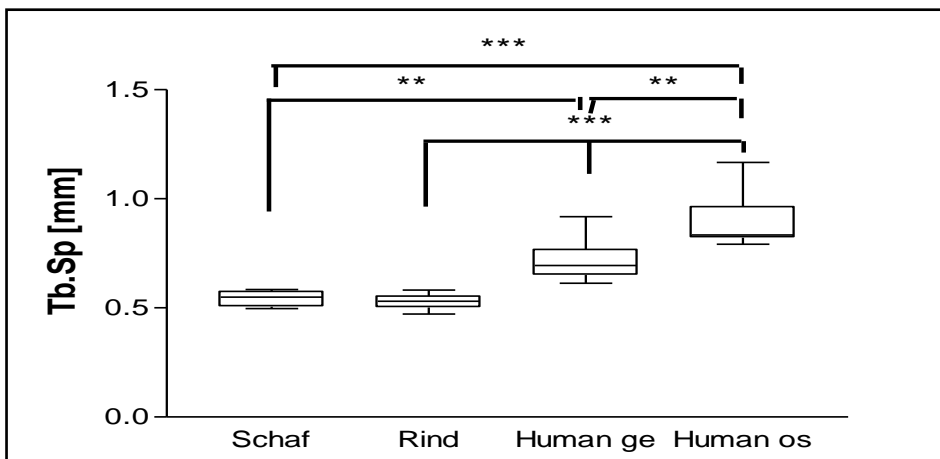


Abb. 61 Tb.Sp der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

Beim DA haben die tierischen und der humane osteopore Knochen ähnliche Werte. Der höchste Mittelwert findet sich im humanen gesunden Humerus. Einen höchst signifikanten Unterschied hat der humane gesunde zum bovinen Knochen ( $p < 0,001$ ) wie unten zu sehen ist.

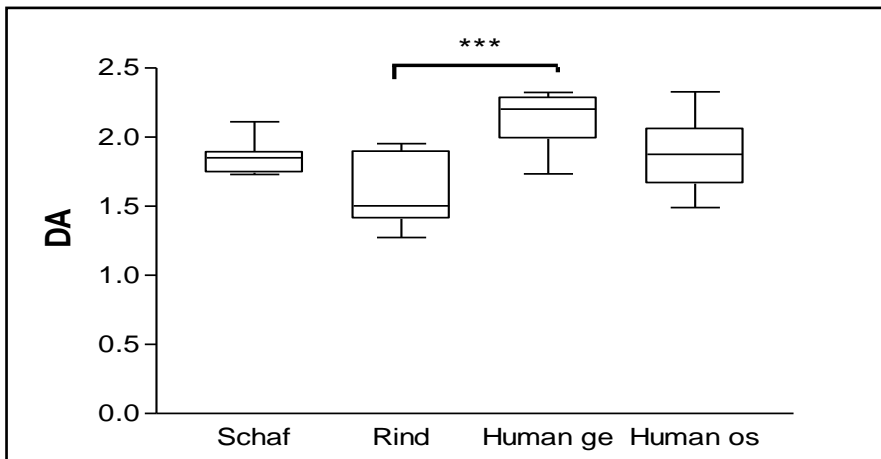


Abb. 62 DA der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)

### 3.6.2 Spongiosa im inneren Bereich

In der untenstehenden Tabelle sind die Mittelwerte und Standardabweichungen der microstrukturellen Parameter aller Proben aus dem Bereich ca. 10mm unterhalb der Kortikalis (kortikalisfernes Knochenstück) aufgeführt.

Messparameter	Schaf Mittelwert ± SD	Rind Mittelwert ± SD	Human gesund Mittelwert ± SD	Human osteopen Mittelwert ± SD
BV/TV [%]	15,0 ± 1,6	6,9 ± 2,8	12,9 ± 6,5	7,4 ± 3,4
Conn.D [1/mm <sup>3</sup> ]	5,79 ± 1,88	2,22 ± 1,21	3,13 ± 0,98	2,05 ± 0,78
SMI	1,23 ± 0,32	1,92 ± 0,4	1,7 ± 0,73	1,93 ± 0,58
Tb.N [1/mm]	1,38 ± 0,18	0,84 ± 0,26	1,06 ± 0,14	0,91 ± 0,09
Tb.Th [mm]	0,13 ± 0,01	0,15 ± 0,05	0,17 ± 0,04	0,13 ± 0,02
Tb.Sp [mm]	0,69 ± 0,09	1,22 ± 0,36	0,92 ± 0,13	1,08 ± 0,13
DA	1,55 ± 0,12	1,68 ± 0,32	1,25 ± 0,08	1,32 ± 0,13

Tab. 28 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter in der kortikalisfernen Knochenprobe

BV/TV zeigt hier seinen höchsten Wert im Schafsknochen, gefolgt vom humanen gesunden Knochen, dem humanen osteopenen und dem Rinderknochen. Hoch signifikante Unterschiede bestehen zwischen dem Schafsknochen und dem humanen osteopenen und Rinderknochen ( $p < 0,01$ ). Ebenso gibt es einen signifikanten Unterschied zwischen dem humanen gesunden und dem Rinderknochen ( $p < 0,05$ ).

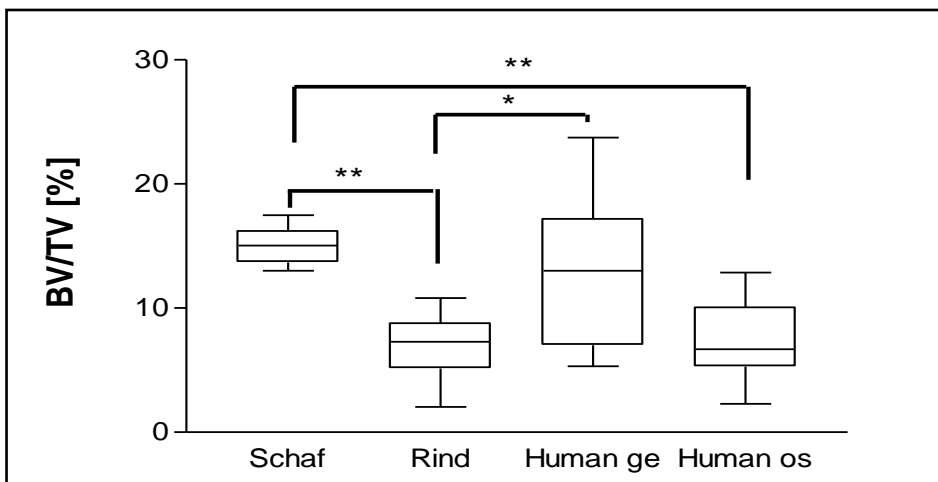


Abb. 63 BVTV der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

Die Vernetzungsdichte der Trabekel (Conn.D.) ist im Rinder – und humanen osteopenen Knochen am geringsten, den höchsten Wert hat der Schafsknochen. Der ovine Humerus zeigte einen höchst signifikanten Unterschied zur osteopenen humanen und bovinen Probe ( $p < 0,001$ ) sowie einen hoch signifikanten Unterschied zum gesunden humanen Knochen ( $p < 0,01$ ).

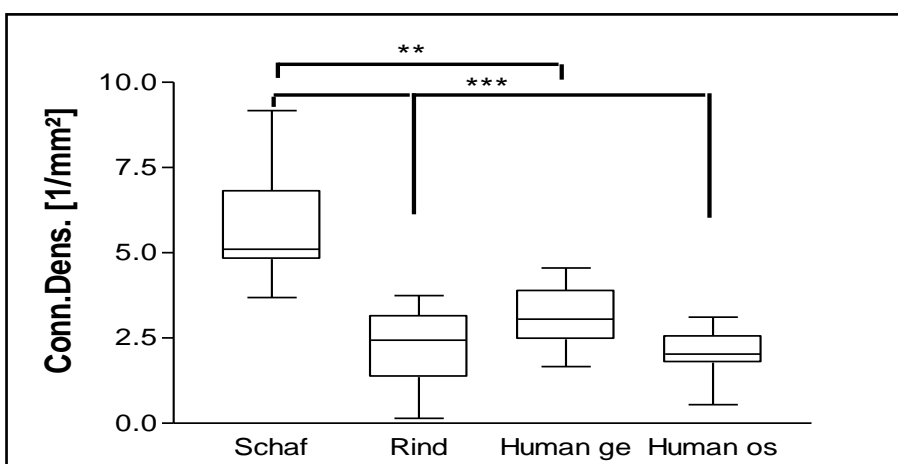


Abb. 64 Conn.D der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

Die Mittelwerte für den SMI bewegen sich in einem Bereich von 1,23 beim Schaf und 1,93 im osteopenen humanen Humerus. Für den SMI konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen nachgewiesen werden.

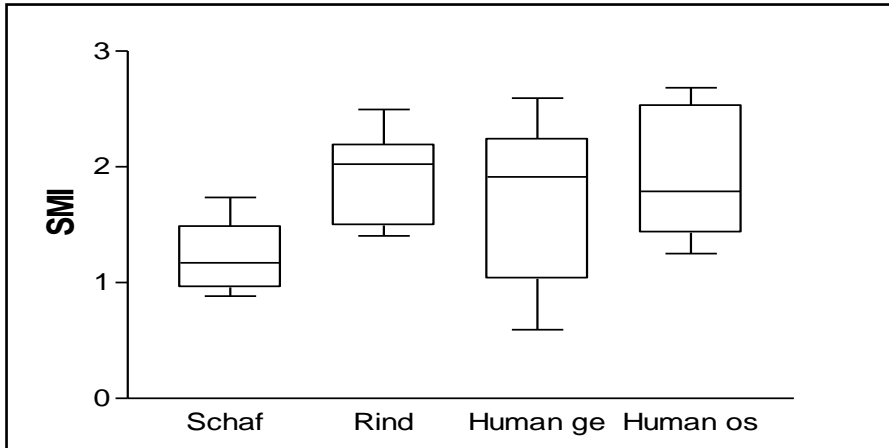


Abb. 65 SMI der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

Die höchste Anzahl an Trabekeln (Tb.N) besitzt der Schafsknochen, gefolgt vom humanen gesunden Knochen, dem osteopenen Humerus und dem Rinderknochen. Ein höchst signifikanter Unterschied zeigte sich im Vergleich von Schafsproben mit humanen osteopenen und bovinen Humeri ( $p < 0,001$ ). Der Unterschied zwischen dem ovinen und dem gesunden humanen Humerus ist hoch signifikant ( $p < 0,01$ ).

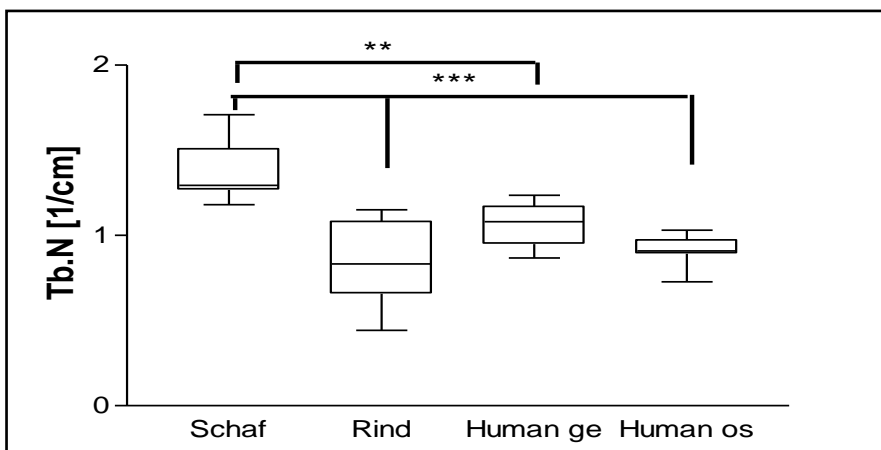


Abb. 66 Tb.N der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

Die Mittelwerte für die trabekuläre Dicke Tb.Th schwanken zwischen den einzelnen Knochenproben nur geringfügig. Es besteht kein statistischer Unterschied zwischen ihnen.

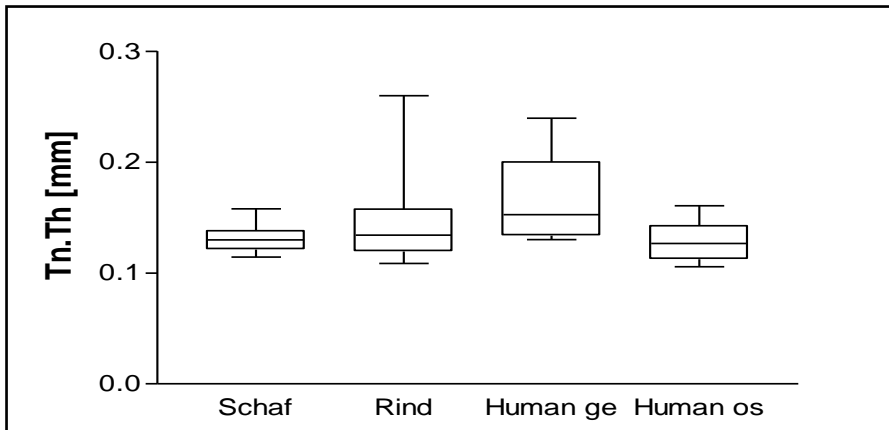


Abb. 67 Tb.Th der vier Knochengruppen (kortikaliserne Probe)

Den größten Abstand (Tb.Sp) der Trabekel voneinander hat der Rinderknochen, den geringsten die ovinen Humeri. Statistisch unterscheidet sich der bovine Humerus vom gesunden humanen signifikant ( $p < 0,05$ ) und höchst signifikant vom ovinen ( $p < 0,001$ ). Zudem besteht ein hoch signifikanter Unterschied zwischen dem osteopenen humanen und dem Schafshumerus ( $p < 0,01$ ).

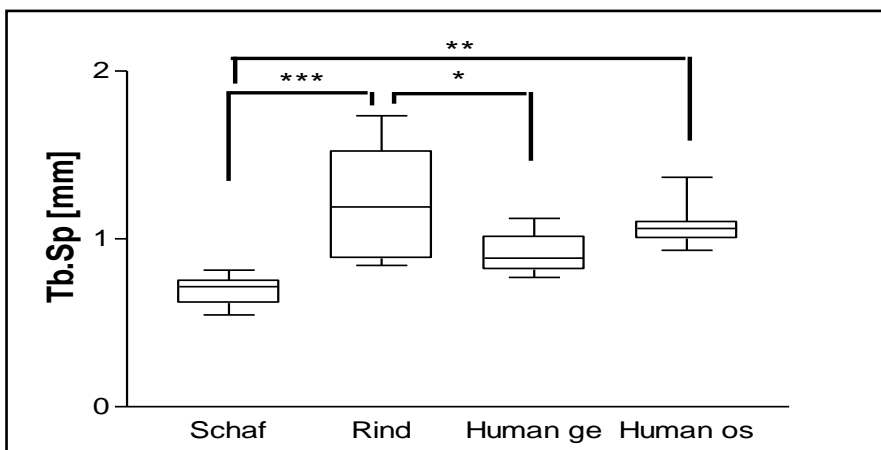


Abb. 68 Tb.Sp der vier Knochengruppen (kortikaliserne Probe)

Im Rinderhumerus finden sich die höchsten Mittelwerte für den Grad der Anisotropie (DA). Dieser unterscheidet sich hoch signifikant vom osteopenen humanen Humerus ( $p < 0,01$ ) und höchst signifikant vom gesunden humanen Knochen ( $p < 0,001$ ). Einen

signifikanten Unterschied gibt es auch zwischen ovinem und gesundem humanen Knochen ( $p < 0,05$ ).

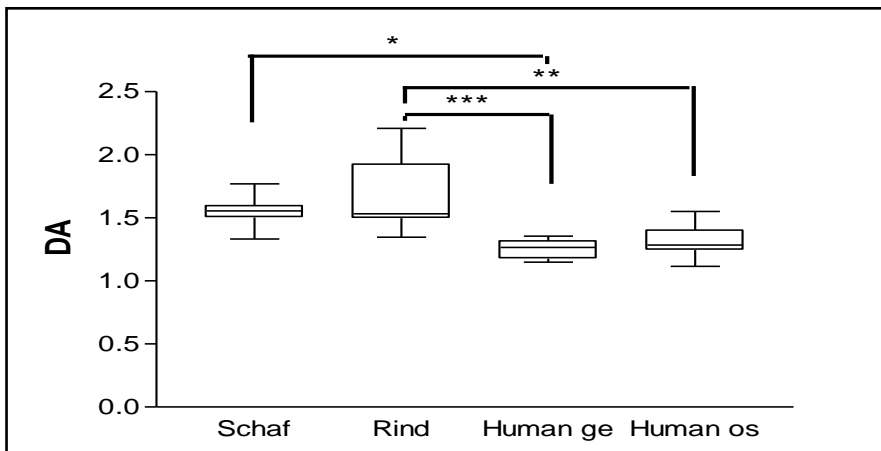


Abb. 69 DA der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

## 4 Diskussion

Die Testung von Fadenankern am Modell ist wichtig um Hinweise auf mögliche Schwachpunkte des Systems zu bekommen, bevor diese in vivo eingesetzt werden. Dafür werden idealerweise humane Präparate[3, 17] verwendet, um die realen Bedingungen zu simulieren und so direkt auf den Menschen übertragbare Ergebnisse zu erzielen. Da humane Knochen aber nur aufwendig und in geringer Stückzahl beschafft werden können, werden häufig Tierknochen unterschiedlicher Spezies als Modell verwendet. Am häufigsten kommen bei der Testung von Fadenankern Knochen von Rindern[20, 22, 62, 66, 88, 90] und Schafen[23, 24, 28, 29, 39, 61, 63], seltener auch von Schweinen, zum Einsatz. Dabei muss allerdings die Frage gestellt werden, ob die am Tiermodell gewonnenen Daten überhaupt ohne Einschränkungen auf den Menschen übertragen werden können und ob aufgrund der Unterschiede eine Vergleichbarkeit gegeben ist.

Ziel dieser Studie war, das Ausreißverhalten von vier verschiedenen Fadenankern aus ovinen und bovinen Humeri mit den Ergebnissen einer Versuchsreihe an menschlichen gesunden und osteopenen Humeri[36] zu vergleichen. Die Anker repräsentieren verschiedene Materialien und Verankerungsarten. Es wurden zwei Schraubanker (SuperRevo 5mm, SpiraLok 5,0mm), ein Kippanker (UltraSorb) und ein Press-Fit-Anker (Bioknotless RC) verwendet. Ersterer ist ein Titananker und letztere drei sind resorbierbare Fadenanker.

Ergänzend zu der biomechanischen Testung wurden Proben der vier verwendeten Gruppen von Knochen mikrocomputertomographisch hinsichtlich ihres Aufbaus untersucht und miteinander verglichen.

## 4.1 Diskussion von Material und Methoden

### 4.1.1 Knochendichtemessung

In der vorliegenden Studie wurde die Knochendichte zunächst mittels quantitativer Computertomographie ermittelt und die humanen Knochen in zwei Gruppen, osteopene und nicht-osteopene (= gesunde) Knochen, unterteilt. Die Knochendichte der humanen osteopenen Humeri unterschied sich sowohl von den humanen gesunden als auch von den ovinen und den bovinen Humeri. Es erfolgte dann aber keine weitere Differenzierung bezüglich der Knochendichtunterschiede im Bereich des Tuberculum majus. Um deren Einfluss so gering wie möglich zu halten, wurden die Implantationstellen jeweils alterniert.

Diese Unterteilung erfolgte aus der Überlegung heraus, dass mit steigendem Alter die Prävalenz der Osteoporose und der Rotatorenmanschettenrupturen zunimmt[14, 21, 49, 78, 110]. Bei Osteoporose reagiert der trabekuläre Knochen, der metabolisch aktiver ist, schneller als der kortikale Knochen[55].

Tingart et al. testeten zwei verschiedene Anker (Schraubanker aus Metall und resorbierbare hook-type-Anker) in humanen Humeri bei denen sie die Knochendichte im Bereich des Tuberculum majus mittels quantitativer Computertomographie ermittelten und in drei Bereiche unterschiedlicher Knochendichte einteilten, im proximalen Teil war die trabekuläre Knochendichte signifikant höher als im distalen Bereich[114]. Von Meyer et al. wurde der Bereich des Tuberculum majus von humanen Humerusköpfen mittels Microcomputertomographie untersucht, dabei konnten sie nachweisen, dass die Knochendichte bei bestehender Rotatorenmanschettenruptur um bis zu 50% niedriger war als bei unversehrten Rotatorenmanschetten[76].

In der vorliegenden Studie zeigte sich, dass die Fadenanker in den tierischen Knochen, die eine höhere Knochendichte aufwiesen als die humanen osteopenen Humeri, höhere Versagenskräfte erzielten.



#### 4.1.2 Zyklische Zugbelastung

Um eine möglichst physiologische Belastung bei der Testung von Fadenankern zu simulieren, werden die Fadenanker heute zyklisch getestet. In älteren Studien wurde dagegen ein einmaliger Zugversuch bis zum Versagen des Fadenankers durchgeführt[6-10]. Da aber die Rotatorenmanschette nicht durch eine einmalige maximale Überlastung geschädigt wird, sondern durch repetitive submaximale Belastungen, simuliert dieser Versuchsablauf eher das reale Schädigungsmuster[38, 98]. Zudem werden bei einmaligen Zugversuchen oft höhere Versagenskräfte erreicht[6-10, 98], die aber nicht denen entsprechen, die unter realen Belastungen auftreten.

Aus diesen Gründen wurden die Anker in dieser Studie ebenfalls mittels zyklischer Zugbelastung getestet.

#### 4.1.3 Ankermaterial und -design

Die ersten Fadenanker waren aus Metall und mit nicht resorbierbaren Fäden ausgestattet[86]. Mit der Zeit wurden Anker aus resorbierbaren Materialien, sowohl der Anker selbst als auch das Nahtmaterial, entwickelt. Auch wurden unterschiedliche Designs entwickelt, um eine höchstmögliche Stabilität zu gewährleisten. Fadenanker können aus nicht resorbierbaren (z.B. Titan) oder resorbierbaren Materialien z. B. PLLA oder PDLLA bestehen.

Der SuperRevo ist ein Titananker und gehört somit in die Gruppe der nicht-resorbierbaren Fadenanker. Nachteile dieser Gruppe sind eine schwierigere Revision sowie die Artefaktbildung bei der MRT-Bildgebung. Allerdings können die Anker dadurch bei Dislokation leichter, auch schon im konventionellen Röntgen, nachgewiesen werden[98].

Zu den resorbierbaren Ankern, die beispielsweise aus PLLA (Poly-L-Milchsäure) oder PDLLA [102] bestehen, gehören der UltraSorb, der Bioknotless und der SpiraLok. Vorteile sind eine höhere Patientenakzeptanz und die leichtere Revidierbarkeit. Die Anker sind aber schwieriger zu implantieren, können im konventionellen Röntgen nicht

nachgewiesen werden und sie sind teurer. Zudem wird in einigen Studien berichtet, dass resorbierbare Fadenanker Osteolysen oder Fremdkörperreaktionen auslösen können[15, 108].

In der Studie von Pietschmann et al. konnte kein Zusammenhang zwischen dem Ankermaterial und der maximalen Ausreißfestigkeit nachgewiesen werden[92]. Auch in dieser Studie zeigte sich keine Korrelation zwischen den maximalen Ausreißkräften und dem Ankermaterial.

Wichtig für die Fixation im Knochen scheint das Design des Fadenankers. Prinzipiell werden drei verschiedene Arten unterschieden: Schraubanker, Press-Fit-Anker und Kippanker.

Press-Fit- und Schraubanker werden durch das Prinzip des Kraftschlusses im Knochen verankert. Dazu zählen der SpiraLok, der SuperRevo 5mm und der Bioknotlessanker. Ein Fadenanker, der durch das Prinzip des Formschlusses verankert, ist der UltraSorb. Er verkippt sich durch Zug und ankert somit unterhalb der Kortikalis, sodass er unabhängig von der Knochendichte ist.

In den hier durchgeführten Messungen erzielte der resorbierbare SpiraLok mit Schraubengewinde in allen Humeri, sowohl human als auch tierisch, die höchsten Versagenskräfte. Der Bioknotless, ein resorbierbarer Press-Fit-Anker schnitt durchweg am schlechtesten ab.

Tingart et al. zeigten, dass schraubenförmige Metallanker eine höhere Versagenskraft hatten als resorbierbare „hook-type“ Anker und diese signifikant mit der kortikalen Knochendichte korrelierte, jedoch nicht mit der trabekulären [114].

Pietschmann et al. untersuchten in ihrer Studie das Ausreißverhalten von Fadenankern aus humanen osteopenen und nicht –osteopenen Humeri und konnten zeigen, dass kortikal durch Schraubgewinde fixierende Anker durch die trabekuläre Knochendichte nur bedingt beeinträchtigt werden und höhere Ausreißkräfte ermöglichten[92].

Abschließend ist festzustellen, dass vor allem das Design der Fadenanker und weniger das Material entscheidend für die Ausreißfestigkeit ist, was sich auch in dieser Studie bestätigt hat.

#### 4.1.4 Ankerimplantation

Die Festigkeit eines Ankers wird möglicherweise durch die Implantationstiefe und den -winkel beeinflusst. Die Auswirkungen einer unterschiedlichen Insertionstiefe der Anker werden widersprüchlich diskutiert[20, 74]. Bynum et al. fanden bei einer Testung von Schraubankern aus Metall, die sie herausstehend, plan (Standard) und tief in den Knochen einbrachten und dann einer zyklischen Testung unterzogen, heraus, dass die tiefliegenden Anker die höchste Versagenskraft hatten[20].

Wir brachten die Anker gemäß den Herstellerangaben ein, es erfolgte keine Differenzierung bezüglich der Implantationstiefe.

Von Burkhardt [18] wurde die „deadman theory“ definiert. Damit meinte er, dass bei einem Winkel von 45°, dem sog. „deadman angle“, zur Zugrichtung der Sehne zum Anker eine maximale Zugbelastung erreicht wird. Dies wird in der Literatur widersprüchlich diskutiert. Liporace et al.[69] fanden keinen Unterschied bei der Testung von unterschiedlichen Insertionswinkeln, ebenso konnte dies nicht von Strauss et al.[109] bestätigt werden.

In dieser Studie wurden die Anker laut den Herstellerangaben eingebracht d.h. in einem Winkel von 45°.

#### 4.1.5 Tiermodell

In dieser Studie wurden für die Versuche Humeri von Schafen und Rindern ausgewählt, da diese in der Literatur weitaus am häufigsten für die Testung von Fadenankern verwendet werden.

Schafe erreichen ihre sexuelle Reife mit durchschnittlich 9 Monaten (7-12 Monate), zu diesem Zeitpunkt ist das Skelett aber noch nicht ausgewachsen, das Körpergewicht ist dem des Menschen ähnlich[75]. Bis zu einem Alter von 3 bis 4 Jahren haben sie einen plexiformen Knochenaufbau, bestehend aus Geflecht- und Lamellenknochen[85]. Mit ca. 4,5 Jahren ist das Ende der Verknöcherung erreicht[58]. Ähnlich ist das menschliche

Skelett erst aus unreifem Geflechtknochen aufgebaut, der sich im Laufe der Zeit in den stabileren Lamellenknochen umwandelt[72]. Im ausgewachsenen Knochen finden aber das gesamte Leben Umbauprozesse, das sog. Remodelling, statt, d.h. der Knochen kann sich an unterschiedliche Belastungen anpassen, es werden Mikrofrakturen repariert etc. [72].

Als Gründe für die Verwendung von ovinen Humeri wird trotz der Unterschiede des Schultergürtels von Mensch und Schaf auf die Ähnlichkeit der Infraspinatus- und Supraspinatussehne der RM verwiesen[38, 75].

Cummins et al. stellen fest, dass die Knochendichte im Bereich des proximalen Humerus von Schafen höher sei jedoch ohne dies zu belegen, da in ihren beiden Studien jedoch der Schwerpunkt auf der Betrachtung der Naht-Sehnen-Konstruktion liege[23, 24].

Koh et al. verweisen einerseits auf die Schwierigkeit eines Vergleichs zwischen unterschiedlichen Spezies, andererseits seien Testergebnisse von Menschen und Schafen in diversen Studien jedoch ähnlich gewesen[63].

Demirhan et al. bestimmten vor ihrer Ankertestung die Knochendichte der verwendeten Schafshumeri mittels quantitativer Computertomographie und erhielten dabei eine mittlere Dichte von 171,2mg/mL (88-244mg/mL)[29].

Von Klinger et al. wird die Verwendung von Schafsschultern damit begründet, dass diese ein etabliertes Modell seien und die ovine Infraspinatussehne der humanen Supraspinatussehne ähnlich sei, auf die Knochenstruktur wird nicht eingegangen[61]. Eine ganz ähnliche Begründung geben Sileo et al., sie weisen zusätzlich jedoch darauf hin, dass es klare Unterschiede zwischen dem Gewebe von Schafen und dem betroffenen Patientengut gibt[105].

Lediglich eine Forschungsgruppe, die um Demirhan et al.[29], führte vor der Ankertestung selbst eine Messung der Knochendichte (quantitative Computertomographie) bei den ovinen Humeri durch.

Die Verwendung von bovinen Humeri wird von Petit und Bynum damit begründet, dass trotz der anatomischen Unterschiede, es gibt keine Klavikula und die Skapula ist von superior nach inferior anstelle wie beim Menschen von medial nach lateral orientiert, diese eine ähnliche Knochendichte aufweisen wie der Knochen von jungen Menschen[20, 90]. Beide Autoren zitieren in ihren Studien eine ältere Messung von

Gibson[40], dass der Knochen von jungen Rindern eine Dichte von  $0,76\text{mg}/\text{cm}^3$  habe und der von jungen Menschen  $0,8\text{mg}/\text{cm}^3$ [20, 90], eine eigene Messung der Knochendichte erfolgte nicht.

Park et al. verweisen ebenfalls auf die ähnliche Knochendichte von jungem bovinen und menschlichen Knochen und zitieren dabei die oben genannte Studie von Petit et al.[90], schränken ihre Ergebnisse jedoch mit dem Hinweis ein, dass diese nicht unbedingt auf die Ergebnisse von Reparaturen von Rotatorenmanschettenrupturen bei älteren Patienten übertragen werden können[88].

Lee et al. und Koganti et al. gehen lediglich auf die makroskopischen Ähnlichkeiten der Infraspinatus- bzw. der Supraspinatussehne der Rotatorenmanschette von Rindern und Menschen ein und beziehen die Knochendichte und -struktur nicht mit ein[62, 66].

Coons et al. verneinen eine direkte Übertragbarkeit ihrer am bovinen Modell gewonnenen Ergebnisse auf den Menschen und empfehlen stattdessen, diese vergleichend zu verwenden, eine Messung der Knochendichte wurde nicht durchgeführt[22].

In keiner der im vorangegangenen Abschnitt zitierten Studien, in denen bovine Humeri als Modell verwendet wurden, wurde von den jeweiligen Arbeitsgruppen selbst die Knochendichte oder -struktur der verwendeten bovinen Knochen gemessen.

#### 4.1.6 MicroCT Messungen

Die Analyse der humanen und tierischen Knochenproben wurde in dieser Studie mit dem  $\mu\text{CT}$  20 Desktop-Scanner der Firma Scanco Medical AG durchgeführt. Damit ist im Gegensatz zur Histomorphometrie eine schnelle und vor allem nicht destruktive Untersuchung von Knochenproben möglich, so dass diese für weitere Testungen zur Verfügung stehen.

Für die räumliche Auflösung wurden  $26\mu\text{m}$  gewählt, ähnlich einer Studie von Hildebrand et al.[53]. Damit lassen sich alle mikrostrukturellen Parameter in hinreichender Genauigkeit bestimmen. Die Auswirkungen von Änderungen der räumlichen Auflösung wurden in verschiedenen Studien untersucht. Kothari et al.[64] haben den Einfluss der räumlichen Auflösung auf die mikrostrukturellen Parameter untersucht, bei ihrer Analyse von humanen Femur- und Wirbelproben verwendeten sie

eine Auflösung von 40µm. Sie fanden heraus, dass Tb.Sp und Tb.N nur geringfügig und Tb.Th und DA in größerem Ausmaß von der räumlichen Auflösung abhängen. Müller et al. zeigten in ihrer Arbeit, dass die mikrostrukturellen Parameter stark von der räumlichen Auflösung abhängen, jedoch wiesen die Werte bis zu einer Auflösung von 175 µm einen linearen Zusammenhang auf[81].

Für die Messung wurde der „medium scan mode“ sowie eine Integrationszeit von 100ms ausgewählt. Diese Einstellungen stellen einen Kompromiss zwischen einer vertretbaren Scandauer und der Qualität der Messwerte dar, da sich bei der Auswahl des höchsten Scan Modus und der längsten Integrationsdauer die Dauer der einzelnen Scans um ein Vielfaches verlängern würde und sich Änderungen nur wenig bemerkbar machen würden[83].

#### 4.1.7 MicroCT Auswertung

Die Daten wurden mit der Software „Image Processing Language IPL“ der Firma Scanco Medical ausgewertet.

Das Programm berechnet die Werte von Tb.Th, Tb.N und Tb.Sp einmal unter der Annahme eines Plattenmodells und einmal modellunabhängig dreidimensional. Die modellabhängige Methode führt allerdings zu Fehleinschätzungen, wie Hildebrand et al.[53] nachwies. Sie stellten fest, dass es je nach Lokalisation der Probe zur Unterschätzung der trabekulären Dicke zwischen 21% und 43% kam. Day et al.[26], die Knochenproben unterschiedlicher Spezies (humane Tibia, Hundefemur, Rattenwirbel und porcine Wirbelsäule) untersuchten, zeigten, dass die trabekuläre Dicke bei der Berechnung mit Hilfe des Plattenmodells unterschätzt und der Abstand der Trabekel bei geringem Volumen unter- und bei hohem Volumen überschätzt werden. Ähnliche Ergebnisse lieferte auch die Studie von Ding et al.[31], in der humane Tibiae analysiert wurden. Daher wurden bei dieser Studie die modellunabhängig ermittelten Werte der trabekulären Parameter verwendet.

Die Wahl des Schwellenwertes und damit eine mögliche Beeinflussung der Messergebnisse wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert. Der Schwellenwert legt die Grenze innerhalb der Grauskala fest, ab der die Werte entweder zum Knochen oder

zum Mark gehörig festgelegt werden. Hara et al.[46] untersuchten porcine Wirbel mit fünf verschiedenen Schwellenwerten, die jeweils um 0,5% auseinander lagen. Dies führte zu einer Änderung des BV/TV um 5%, während die anderen mikrostrukturellen Parameter kaum beeinflusst wurden. Ding et al. empfahlen den Schwellenwert abhängig von der in der jeweiligen Studie untersuchten Probe zu bestimmen[30].

In dieser Studie wurde der Schwellenwert für alle Proben auf 265, d. h. 265% des maximalen Grauwertes, gelegt, dadurch konnten die Proben der verschiedenen Spezies untereinander verglichen werden.

#### 4.1.8 Reproduzierbarkeit

Ein weiterer Vorteil der MicroCT gegenüber der Histomorphometrie ist, dass die Messungen derselben Probe beliebig oft wiederholt werden können. Balto et al.[5] haben nachgewiesen, dass auch die wiederholte Messung der gleichen Probe nur minimal unterschiedliche Ergebnisse liefert, die vermutlich durch die Festlegung des zu analysierenden Bereichs verursacht werden. Dies konnte auch durch Nägele et al.[84] bestätigt werden, er untersuchte humane Knochenproben unterschiedlicher Lokalisation jeweils zweimal und fand für alle gemessenen Parameter ähnliche Werte. Somit ist die Microcomputertomographie geeignet, valide Messwerte für die mikrostrukturellen Parameter zu liefern.

## 4.2 Ergebnisdiskussion

### 4.2.1 Knochendichte

Die Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen nimmt mit steigendem Lebensalter zu, dies zeigten u. a. Studien von Milgrom et al. und Tempelhof et al.[78, 110].

Tempelhof et al. untersuchten mittels Sonographie eine asymptomatische Versuchsgruppe (Männer und Frauen) und konnten nachweisen, dass insgesamt 23% davon eine asymptomatische Rotatorenmanschettenruptur aufwiesen; sie schlüsselten dieses Ergebnis noch nach dem Lebensalter auf und es zeigte sich, dass mit steigendem Lebensalter die Prävalenz zunahm z.B. hatten in der Gruppe der 60- bis 69-jährigen bereits 20% eine RMR, in der folgenden Altersgruppe (70-79 Jahre) schon 31% [110]. Sehr ähnliche Ergebnisse wurden von Minagawa et al. gefunden, auch hier konnte eine altersabhängige Zunahme der Prävalenz der RMR mittels Sonographie nachgewiesen werden [79]. Sonographisch fanden sich bei 22,1% der untersuchten Personen eine RMR, die Prävalenz lag im fünften Lebensjahrzehnt bei 10,7%, zwischen 60 und 70 Jahren bei 15,2%, über 70 Jahre bei 26,5% und über 80 Jahre bei 36,6% [79].

Gleichzeitig sind das steigende Lebensalter und die Postmenopause bei Frauen Risikofaktoren für den zunehmenden Verlust von Knochendichte bis hin zur manifesten Osteoporose [21, 82].

Meyer et al. [76] zeigten bei einer MicroCT-Untersuchung von 14 humanen Humerusköpfen ohne und mit kompletten Rotatorenmanschettenruptur, dass bei letzteren die Spongiosa im Bereich des Tuberculum majus um bis zu 50% reduziert war und von der Kortikalis ausgehend in die Tiefe hin abnahm, die Kortikalis selbst war jedoch bei allen Präparaten intakt. Da die Knochendichte unter der humeralen Gelenkfläche wesentlich höher war, empfahlen sie bei schlechter Knochenqualität dort die Anker zu befestigen [76]. Auch Jiang et al. fanden in ihrer Untersuchung an humanen Humeri mittels Radiographie heraus, dass bei bestehenden kompletten Rotatorenmanschettenrupturen die Knochendichte verringert ist [56].

Barber et al. [6] dagegen konnten keinen signifikanten Zusammenhang zwischen den Versagenskräften von Schraubankern und der BMD nachweisen, die sie in humanen



Humeri (Durchschnittsalter 80 Jahre) an verschiedenen Stellen testen, obwohl die BMD im posterioren Bereich des Tuberculum majus höher war als im anterioren.

In der vorliegenden Studie war die Knochendichte in der Gruppe der humanen osteopenen Humeri, die ein durchschnittliches Lebensalter von 74 Jahren hatten, signifikant geringer als in der Gruppe der humanen gesunden Humeri (Durchschnittsalter 39 Lebensjahre). Dies entspricht wie oben dargestellt dem zunehmenden Knochenverlust im Alter. Es erfolgte keine Differenzierung bezüglich des Geschlechts innerhalb der humanen Versuchsgruppe. Ebenso zeigte der Vergleich der Knochendichte der humanen osteopenen Humeri signifikant niedrigere Werte als in den Schafs- und den Rinderhumeri. Damit besteht hinsichtlich der Knochendichte keine direkte Vergleichbarkeit von osteopenen humanen Humeri und den beiden tierischen Modellen. Eine eigene Messung der Knochendichte der tierischen Knochen erfolgte nur bei einer Forschungsgruppe (Demirhan et al.[29]), die übrigen übernahmen nur Werte aus anderen Studien (siehe Kap. 4.1.5 Tiermodell).

#### 4.2.2 Vergleich der Ausreißversuche der tierischen mit den humanen Humeri

Die höchsten Versagenskräfte wurden in den bovinen Humeri gemessen, der SpiraLok erreichte dort Mittelwerte um die 308,3N, der UltraSorb 283,5N und der Bioknotless 237,3N. Ein höchst signifikanter Unterschied konnte hier zwischen dem SpiraLok und dem Bioknotless nachgewiesen werden sowie zwischen dem Bioknotless und dem UltraSorb Anker. Die maximal erzielten Versagenskräfte der vier Fadenanker in den bovinen Humeri waren alle signifikant höher als in den humanen osteopenen Humeri, auch gegenüber den humanen gesunden Humeri erzielten drei der vier Anker (SuperRevo, UltraSorb und Bioknotless) bessere Ergebnisse. Hinsichtlich des Displacements konnten in den bovinen Humeri bessere Ergebnisse als in den humanen osteopenen Humeri bei drei von vier Ankern erreicht werden (SuperRevo, SpiraLok, Bioknotless). Auch beim Vergleich der Ergebnisse, die die Fadenanker in den bovinen Humeri beim klinischen Versagen sowohl bei der Kraftstufe als auch bei der Anzahl der Zyklen erzielten, ergaben sich höhere Werte als in den humanen osteopenen und den humanen gesunden Humeri. Einzig der SuperRevo unterschied sich hinsichtlich der

Kraftstufe nur vom humanen osteopenen Humerus und in Bezug auf die dabei erreichte Anzahl an Zyklen nur vom gesunden, nicht jedoch vom osteopenen Humerus.

Zusammenfassend wurden in den bovinen Humeri eine höhere Versagenskraft, ein geringeres Displacement und bessere Werte beim klinischen Versagen erreicht als in den osteopenen humanen Humeri.

Der Vergleich der Ergebnisse, welche die Fadenanker in den ovinen Humeri erzielten, zeigte vor allem beim klinischen Versagen Unterschiede zu den humanen Knochen. Sowohl hinsichtlich der Kraftstufe als auch der Zyklenzahl, erzielten die Anker signifikant bessere Werte in den ovinen Humeri als in den humanen osteopenen und den humanen gesunden Humeri. Beim Displacement unterschieden sich die Ergebnisse, die der SpiraLok und der Bioknotless erbrachten, von den humanen osteopenen Humeri. Der Vergleich hinsichtlich der maximalen Versagenskraft zeigte nur beim SpiraLok Anker einen Unterschied der ovinen Knochen zu den humanen osteopenen Humeri.

In den osteopenen humanen Humeri lagen die maximalen Versagenskräfte der vier Knochenanker bei ähnlichen Werten und waren insgesamt niedriger als in den gesunden humanen, ovinen und bovinen Humeri. Die höchste Ausreißkraft in den humanen osteopenen Knochen erzielte der SpiraLok mit 171,3N, mit durchschnittlich ca. 150N hatten der SuperRevo, der UltraSorb und der Bioknotless Fadenanker ähnliche Versagenswerte (kein signifikanter Unterschied).

Studien, die einen direkten Vergleich von Fadenankern, die zur Versorgung von Rotatorenmanschettenrupturen eingesetzt werden, in humanen und tierischen Humeri beinhalten, liegen in der Literatur nicht vor. Um aber eine Aussage treffen zu können, ob die bei einer Testung in tierischen Materialien erzielten Ergebnisse auf den Menschen übertragbar sind, ist ein solcher Vergleich zwingend erforderlich.

In dieser Studie konnte gezeigt werden, dass ein direkter Vergleich der Ausreißkräfte verschiedener Fadenanker, die sich sowohl hinsichtlich des Ankerdesigns, des Materials, als auch des Verankerungsmodus unterschieden, in humanen osteopenen Humeri nicht mit den Ergebnissen, die in den tierischen Humeri, hier von Rind und Schaf, vergleichen lassen.

Insgesamt betrachtet zeigt diese Studie, dass bei höherer Knochendichte höhere Versagenskräfte, ein geringeres Displacement und Unterschiede hinsichtlich des klinischen Versagens (höhere Kraftstufe und mehr Zyklen) der Fadenanker erreicht werden und daher die tierischen Knochen, hier Humeri von Schafen und Rindern, für eine Testung, deren Ergebnisse eine Aussage über die Versagenskräfte in überwiegend osteopenem humanem Knochen treffen sollen, nicht geeignet erscheinen. Die Ergebnisse, die die Fadenanker in den Rinderknochen erzielten, können nicht auf humane osteopene und auch nicht auf humane gesunden Humeri übertragen werden. Auch in den Schafshumeri erzielten die Fadenanker Ergebnisse, die nicht auf den humanen osteopenen Humerus übertragen werden können.

#### 4.2.3 Kortikalisdicke

Die Struktur eines Knochens setzt sich zusammen aus der Kortikalis und der darunterliegenden Spongiosa.

Die Dicke der Kortikalis scheint bei der Festigkeit von Knochenankern eine große Rolle zu spielen. Roth et al.[100] haben in ihrer Studie zwei Fadenanker, einen Schraubanker (Statak 3.5) und einen nicht-Schraubanker (Mitek GII), die sie ins humane Glenoid implantiert hatten, getestet. Dabei fanden sie heraus, dass die Ausreißfestigkeit direkt positiv mit der Kortikalisdicke korrelierte, d.h. je dicker die Kortikalis, desto höher war auch die Ausreißkraft. Ähnliche Ergebnisse fanden Thiele et al.[112], die Kortikalisschrauben in humanen Femora unterschiedlicher Knochendichte testeten. Es bestand eine positive lineare Korrelation zwischen Ausreißkraft und Kortikalisdicke ( $r^2=0,826$ ), ebenso korrelierte das Ausmaß der Osteoporose linear mit der Kortikalisdicke ( $r^2=0,591$ ). Seebeck et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass bei einer Kortikalisdicke von unter 1,5mm die Versagenskraft von der Spongiosadichte abhing und umgekehrt bei einer Kortikalisdicke von über 1,5mm die Spongiosadichte nicht ausschlaggebend war[104].

Zudem stellt sich die Frage, inwieweit die Spongiosa für die Festigkeit der Anker sorgt. Dies wurde in einer Studie von Harnroongroj et al. mit Spongiosaschrauben untersucht; sie testeten diese im metaphysären Bereich von humanen Femora und fanden heraus,

dass die Spongiosa dort keine signifikante Rolle bei der Festigkeit der Schrauben spielte[47].

Die These, dass die Ausreißkraft auch von der Kortikalisdicke abhängt, konnte in dieser Studie bekräftigt werden. Die höchsten Versagenskräfte fanden sich bei den bovinen Humeri, die in der microstrukturellen Untersuchung mit durchschnittlich 0,98mm eine signifikant dickere Kortikalis als die anderen Humeri (human gesund, human osteopen und Schafe) aufwiesen. Der Einfluss von Ankermaterial und -design wird in Kapitel 4.1.3 diskutiert.

#### 4.2.4 Microstrukturelle Parameter

Die nicht-metrischen Parameter der MicroCT-Messung liefern wichtige Hinweise auf die mechanische Stabilität von Knochen, dazu gehören der SMI, die Conn.D und der DA.

Der SMI gibt an, in welcher Form die Knochenbälkchen, eher stab- oder plattenförmig (0 ideales Plattenmodell, 3 ideales Stabmodell), vorliegen. Der SMI der osteopenen humanen Humeri unterschied sich im kortikalisnahen Bereich signifikant sowohl vom Schafshumerus als auch vom Rinderhumerus. In den humanen osteopenen Humerusproben war der durchschnittliche Wert bei 1,51, lag also in der Mitte zwischen stab- und plattenförmiger Trabekelstruktur, während die Durchschnittswerte für die Schafsknochen bei 0,79 und für die Rinderknochen bei 0,56 lagen und somit eher eine plattenförmige Struktur haben. Ebenso waren die Werte für den SMI in der Gruppe der osteopenen humanen Proben im kortikalisnahen Bereich höher und damit eher stabförmig im Vergleich zur Gruppe der gesunden humanen Humeri. In der kortikalisferne Probe konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Gruppen nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse decken sich mit der Literatur: dass der SMI im Alter hin zunimmt, die Knochenstruktur also mehr stabförmig wird, zeigten beispielsweise Akhter et al. an iliakalen Knochenproben postmenopausaler Frauen[1]. Eine Zunahme des SMI mit dem Lebensalter konnten auch Ding et al. an humanen Tibiaproben feststellen[31]. Die trabekuläre Struktur beispielsweise bei Patienten mit Osteoporose ist eher stabförmig[52] und von verminderter mechanischer Festigkeit.

Die Struktur des Knochens ändert sich physiologischerweise im Rahmen der Alterung, des Remodellings und wird aber auch durch Erkrankungen beeinflusst. Zudem sind die Änderungen an verschiedenen Lokalisationen im Skelett unterschiedlich[32].

In der vorliegenden Studie zeigten sich die Werte für BV/TV sowohl in der kortikalisnahen als auch in der kortikalisfernen humanen Knochenprobe der osteopenen Gruppe geringer als in der gesunden humanen Auswahl. In den kortikalisnahen Proben unterschieden sich die Werte für BV/TV bei den ovinen und bovinen Knochenproben signifikant von den osteopenen humanen Humeri, welche niedrigere BV/TV-Werte hatten. Im kortikalisfernen Knochenstück wies der Schafsknochen einen signifikanten Unterschied zur osteopenen Humerusprobe auf, die Probe aus dem Rinderknochen dagegen nicht.

Die Trabekeldicke Tb.Th wies in allen Proben der verschiedenen Spezies und der Lokalisation der Probenentnahme ähnliche Werte auf und zeigte somit keinen signifikanten Unterschied.

Bezüglich des trabekulären Abstandes Tb.Sp waren signifikante Unterschiede im kortikalisnahen Stück zwischen Schafsknochen und humanen gesunden und osteopenen Proben zu finden. Ebenso unterschied sich der Rinderknochen höchst signifikant von den beiden humanen Gruppen (osteopene und nicht osteopene Humeri) und diese unterschieden sich ebenfalls hoch signifikant voneinander. Im kortikalisfernen Stück unterschieden sich Schafs- und Rinderhumeri höchst signifikant, sowie das Schafs- vom humanen osteopenen Knochen und die Rinderhumeri vom humanen gesunden Knochen. Osteoporose führt zu einer Abnahme der Knochendichte und der Abnahme der Kortikalisdicke[21].

Ding et al. untersuchten humane Tibiaproben von gesunden Spendern im Alter zwischen 16 und 85 Jahren bezüglich altersbedingter Änderungen des SMI und der trabekulären Dicke; sie fanden heraus, dass sich die Knochenstruktur zwischen 20 und 79 Jahren kaum änderte, erst im Alter über 80 Jahre kam es zu signifikanten Änderungen[31]. Es zeigte sich eine Zunahme des SMI und eine Abnahme der trabekulären Dicke (Tb.Th), die Anzahl der Trabekel (Tb.N) änderte sich dagegen kaum[31]. Akther et al. untersuchten Knochenproben von postmenopausalen Frauen aus dem Os ilium, der BV/TV und die Anzahl der Trabekel (Tb.N) nahmen ab, der Abstand

zwischen den Trabekeln (Tb.Sp) und der SMI nahmen zu, nahezu unverändert blieben die Dicke der Trabekel (Tb.Th), die Conn.D und die Dicke der Kortikalis[1]. Ähnliche Ergebnisse erzielten auch Chen et al. [21]Bei diesen Vergleichen muss jedoch beachtet werden, dass die mikrostrukturellen Parameter sowohl an unterschiedlichen Lokalisationen des Skeletts als auch aufgrund des Geschlechts deutliche Unterschiede aufweisen können wie u.a. Eckstein et al. nachwiesen[32]. Sie konnten mittels Micro-CT Untersuchungen zeigen, dass der trabekuläre Knochen beim Mann am Radius und Schenkelhals eher plattenförmig, die Trabekel dicker, der Abstand zwischen ihnen geringer, die Anzahl der Trabekel und der Grad der Anisotropie höher ist als bei Frauen, keine Unterschiede konnten dagegen am Calcaneus, am Beckenkamm und am zweiten Lendenwirbelkörper gefunden werden[32].

In der vorliegenden Studie wurden die humanen Proben nicht hinsichtlich des Geschlechtes differenziert, auch erfolgte keine Altersgruppierung, sodass diesbezüglich keine Aussage getroffen werden kann. Es zeigten sich ähnliche Ergebnisse hinsichtlich der Abnahme des BV/TV, der Anzahl der Trabekel Tb.N und dem Anstieg des SMI und dem Abstand zwischen den Trabekel mit dem Alter bei menschlichen Humeri. Im Vergleich zur osteopenen humanen Gruppe lagen die Werte für das BV/TV in den Schafs- und Rinderhumeri jedoch wesentlich höher.

Die Dicke der Trabekel unterschied sich interessanterweise in den vier Gruppen sowohl im subkortikalen als auch kortikalisfernen Knochenprobe nicht. Bezüglich der Trabekeldicke berichten die oben genannten Studien auch von unterschiedlichen Befunden (gleichbleibenden Dicke bzw. Abnahme der Dicke).

Die Conn.D, der Vernetzungsgrad, unterschied sich sowohl in der Schafs- als auch in der Rinderknochenprobe höchst signifikant von den Proben aus dem humanen gesunden sowie den osteopenen Knochenproben. Den niedrigsten Wert in der subkortikalen Probe erreichte diese im humanen osteopenen Knochen und den höchsten im bovinen, in der tiefer gelegenen Probe war ebenso im humanen osteopenen Knochenstück der Wert am geringsten, der höchste Wert zeigte sich im Schafsknochen. In allen Knochenproben nahm der Vernetzungsgrad vom subkortikalen Bereich (kortikalisnahe Probe) in die Tiefe hin (kortikalisferne Probe) ab. Den deutlichsten Abfall der Conn.D vom subkortikalen in den tieferen (kortikalisferneren) Bereich zeigte sich im Rinderknochen. Akther et al. fanden in ihrer Studie beim Vergleich von humanen weiblichen

Knochenproben aus dem Os ilium heraus, dass die Conn.D nach der Menopause etwas, jedoch nicht signifikant zunahm. Es ist noch nicht abschließend geklärt, welche Aussagekraft die Conn.D in Hinblick auf die Knochenfestigkeit hat[34].

Den Einfluss der mikrostrukturellen Parameter an unterschiedlichen Insertionsstellen im humanen Humerus auf die Ausreißkraft von Fadenankern untersuchten Yakacki et al.[115]. Sie fanden heraus, dass die BMD ( $r= 0,64$ ), der SMI ( $r= -0,81$ ) und Tb.Th ( $r=0,71$ ) mit den Ausreißkräften linear korreliert werden konnten: Je kleiner der SMI, d.h. je plattenförmiger die Trabekel waren, umso höher war die Ausreißkraft und eine Zunahme der BMD sowie der trabekulären Dicke (Tb.Th) führten zu höheren Versagenskräften der Fadenanker (Arthrex Corkscrew 5mm); keine Beachtung fand die Kortikalis in dieser Studie, da sie in Anlehnung an die Studien von Barber [10, 11] vor den Testungen entfernt worden war[115]. Anker, die im Humeruskopf implantiert worden waren, wiesen eine höhere Versagenskraft auf als diese, die im Tuberculum majus und minus verankert waren; keinen Einfluss auf die Ausreißkraft hatten die Anzahl der Trabekel (Tb.N), der Abstand der Trabekel voneinander (Tb.Sp) und der Vernetzungsgrad (Conn.D) [115].

Poukalova et al. wiesen in ihrer Studie, in welcher sie die Ausreißkraft von Fadenankern (Arthrex Corkscrew 5mm) in humanen Humeri und synthetischen Knochen testeten, mit Hilfe von MicroCT-Untersuchungen nach, dass die Ausreißkraft im menschlichen Knochen von BV/TV, SMI und Tb.Sp positiv korrelierte[94].

## 5 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde das Ausreißverhalten von vier Fadenankern, die zur Versorgung von Rotatorenmanschettenrupturen verwendet werden und sich sowohl in Design als auch Material unterschieden, in bovinen und ovinen Humeruspräparaten getestet. Ovine und bovine Humeri wurden verwendet, da diese in der Literatur mit am häufigsten bei Fadenankertestungen zur Anwendung kamen. Die Ergebnisse dieser Versuche wurden mit den Ergebnissen einer Testung derselben Anker an gesunden und osteopenen Humerus-Leichenpräparaten[36] verglichen. Es wurde eine zyklische Testung durchgeführt, um die physiologische Belastung zu imitieren, mit stufenweise ansteigender Kraft bis zum Versagen des Systems.

Zudem erfolgte eine microcomputertomographische Untersuchung von Proben aus dem Tuberculum majus-Bereich der vier Versuchsgruppen (humane gesunde, humane osteopene, bovine und ovine Humeri). Dabei wurden folgende Parameter bestimmt und miteinander verglichen: BV/TV, Conn.D., SMI, Tb.N, Tb.Th, Tb.Sp und DA.

Ovine Humeri eignen sich nicht für die Testung von Fadenankern, da sie eine höhere Knochendichte aufweisen und bessere Werte beim klinischen Versagen erzielen als in gesunden und osteopenen humanen Knochen. Das Displacement unterschied sich bei zwei Fadenankern (SpiraLok und Bioknotless) ebenso von den humanen osteopenen Humeri. Hinsichtlich der Versagenskraft erzielte der SpiraLok signifikant bessere Ergebnisse als in den humanen osteopenen Humeri.

Ebenso wenig können bovine Humeri verwendet werden, da hier signifikant höhere Ausreißkräfte, Unterschiede im klinischen Versagen (höhere Kraftstufe und höhere Anzahl an Zyklen) und ein geringeres Displacement zustande kommen als sowohl bei gesunden humanen Humeri aber vor allem als bei osteopenen humanen Humeri. Die bovinen Humeri hatten die dickste Kortikalis. Die Knochendichte ist vor allem im kortikalisnahen Bereich deutlich höher als in den humanen osteopenen und den gesunden Humeri.

Es konnte gezeigt werden, dass vor allem die subcortikale Region und die Dicke der Kortikalis einen Einfluss auf die Primärstabilität von Fadenankern haben. Dies sollte bei



der Entwicklung des Designs von neuen Ankern berücksichtigt werden. Außerdem ist das Design der Fadenanker für die Ausreißfestigkeit entscheidender als das Material.

Mit Hilfe der Microcomputertomographie konnten die Ähnlichkeiten und die Unterschiede der humanen und der tierischen Knochen genauer untersucht und miteinander verglichen werden.

Der humane osteopore Humerus ist gekennzeichnet durch eine geringere Knochendichte (BV/TV) als der gesunde humane Knochen und die ovinen und bovinen Humeri. Zudem ist auch die Kortikalisdicke signifikant geringer als bei den gesunden humanen Knochen und den tierischen. Dies unterstützt die oben genannten Ergebnisse, dass weder Humeri von Schafen noch von Rindern für die Testung von Fadenanker geeignet erscheinen.

In den humanen osteoporen Humerusproben lag der durchschnittliche Wert des SMI bei 1,51, in der Mitte zwischen stab- und plattenförmiger Trabekelstruktur, während die Durchschnittswerte für die Schafsknochen bei 0,79 und für die Rinderknochen bei 0,56 lagen und somit eher eine plattenförmige Struktur haben. Die Werte für den SMI in der Gruppe der osteoporen humanen Proben im kortikalisnahen Bereich waren höher und damit eher stabförmig im Vergleich zur Gruppe der gesunden humanen Humeri. In der kortikalisfernen Probe konnten beim SMI keine signifikanten Unterschiede zwischen den vier Gruppen nachgewiesen werden.

Der Vernetzungsgrad (Conn.D) im subkortikalen Bereich ist in den humanen Humeri deutlich geringer als in den beiden tierischen Humeri, in der kortikalisfernen Probe hatte der Rinderhumerus eine ähnlich niedrige Vernetzungsdichte als die humanen Humeri, die der Schafshumeri war auch dort höher.

Die humanen osteoporen Humeri wiesen im subkortikalen Bereich weniger Trabekel (Tb.N) auf als in den humanen gesunden und den tierischen Humeri. In der kortikalisfernen Probe hatte der Rinderknochen die wenigsten Trabekel, der Schafsknochen die meisten und unterschied sich damit gegenüber den drei Vergleichsgruppen. Zudem war der Abstand (Tb.Sp) zwischen den Trabekeln in den humanen osteoporen Humeri im subkortikalen Bereich am größten gefolgt von den humanen gesunden Humeri, den geringsten Abstand hatten die Schafs- und Rindertrabekel. Im kortikalisfernen Bereich nimmt der Abstand der Trabekel im Rinderhumerus deutlich zu auf ähnliche Werte wie im humanen osteoporen Humerus.

Die Dicke der einzelnen Trabekel (Tb.Th) unterschied sich im subcortikalen und kortikalisfernen Bereich nicht.

Der Grad der Anisotropie (DA), der Orientierung der Trabekel im Raum angibt, hatte bei allen Gruppen im subcortikalen Probenbereich höhere Werte als im kortikalisfernen, was bedeutet, dass dort die Trabekel mehr in eine Richtung ausgerichtet sind.

Da Rotatorenmanschettenruptur gehäuft bei älteren Menschen mit im Schnitt schlechterer Knochenqualität, häufig bedingt durch Osteoporose auftreten, eignen sich die in dieser Studie getesteten tierischen Humeri von Schafen und Rindern daher nicht als Modell, da keine auf den Menschen übertragbaren Ergebnisse erzielt werden können.

Um valide Testergebnisse zu erzielen, sollte daher das Modell dem menschlichen Knochen so ähnlich wie möglich sein. Auch muss die Patientenzielgruppe eines neuen Implantats bei der Auswahl des Modells berücksichtigt werden, da sonst Ergebnisse zustande kommen, die nicht auf den Menschen übertragbar sind.

## 6 Literaturverzeichnis

1. Akhter MP, Lappe JM, Davies KM, Recker RR (2007) Transmenopausal changes in the trabecular bone structure. *Bone* 41:111-116
2. Alan Barber F, Boothby MH, Richards DP (2006) New sutures and suture anchors in sports medicine. *Sports medicine and arthroscopy review* 14:177-184
3. Ammon JT, Nyland J, Chang HC, Burden R, Caborn DN (2007) Evaluation of BioCorkscrew and Bioknotless RC suture anchor rotator cuff repair fixation: an in vitro biomechanical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 15:1375-1381
4. Auer JA, Goodship A, Arnoczky S, Pearce S, Price J, Claes L, von Rechenberg B, Hofmann-Antenbrinck M, Schneider E, Muller-Terpitz R, Thiele F, Rippe KP, Grainger DW (2007) Refining animal models in fracture research: seeking consensus in optimising both animal welfare and scientific validity for appropriate biomedical use. *BMC Musculoskelet Disord* 8:72
5. Balto K, Muller R, Carrington DC, Dobeck J, Stashenko P (2000) Quantification of periapical bone destruction in mice by micro-computed tomography. *J Dent Res* 79:35-40
6. Barber FA, Feder SM, Burkhart SS, Ahrens J (1997) The relationship of suture anchor failure and bone density to proximal humerus location: a cadaveric study. *Arthroscopy* 13:340-345
7. Barber FA, Herbert MA, Click JN (1997) Internal fixation strength of suture anchors--update 1997. *Arthroscopy* 13:355-362
8. Barber FA, Herbert MA (1999) Suture anchors--update 1999. *Arthroscopy* 15:719-725
9. Barber FA, Herbert MA, Richards DP (2003) Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy* 19:985-990
10. Barber FA, Herbert MA, Coons DA, Boothby MH (2006) Sutures and suture anchors--update 2006. *Arthroscopy* 22:1063 e1061-1069
11. Barber FA, Herbert MA, Beavis RC, Barrera Oro F (2008) Suture anchor materials, eyelets, and designs: update 2008. *Arthroscopy* 24:859-867
12. Bardana DD, Burks RT, West JR, Greis PE (2003) The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: An in vitro study. *Arthroscopy* 19:274-281
13. Bateman JE (1963) The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff. *Surg Clin North Am* 43:1523-1530
14. Baum E, Peters KM (2008) The diagnosis and treatment of primary osteoporosis according to current guidelines. *Dtsch Arztebl Int* 105:573-581; quiz 581-572
15. Bostman OM, Pihlajamaki HK (2000) Adverse tissue reactions to bioabsorbable fixation devices. *Clin Orthop Relat Res*:216-227
16. Boutroy S, Buxsein ML, Munoz F, Delmas PD (2005) In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *The Journal of clinical endocrinology and metabolism* 90:6508-6515
17. Brown BS, Cooper AD, McIff TE, Key VH, Toby EB (2008) Initial fixation and cyclic loading stability of knotless suture anchors for rotator cuff repair. *J Shoulder Elbow Surg* 17:313-318
18. Burkhart SS (1995) The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy* 11:119-123

19. Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, Athanasiou KA (1997) Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy* 13:720-724
20. Bynum CK, Lee S, Mahar A, Tasto J, Pedowitz R (2005) Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth. *Am J Sports Med* 33:1030-1034
21. Chen H, Zhou X, Fujita H, Onozuka M, Kubo KY (2013) Age-related changes in trabecular and cortical bone microstructure. *International journal of endocrinology* 2013:213234
22. Coons DA, Barber FA, Herbert MA (2006) Triple-loaded single-anchor stitch configurations: an analysis of cyclically loaded suture-tendon interface security. *Arthroscopy* 22:1154-1158
23. Cummins CA, Strickland S, Appleyard RC, Szomor ZL, Marshall J, Murrell GA (2003) Rotator cuff repair with bioabsorbable screws: An in vivo and ex vivo investigation. *Arthroscopy* 19:239-248
24. Cummins CA, Appleyard RC, Strickland S, Haen PS, Chen S, Murrell GA (2005) Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. *Arthroscopy* 21:1236-1241
25. Dargel J (2006) Die arthroskopische Therapie der Rotatorenmanschettenruptur des Sportlers - Technik und Ergebnisse nach 3 Jahren -. In: Dargel J (ed) *Spezialgebiete aus der Schulter- und Ellenbogentherapie 2* Steinkopf, Darmstadt, pp 129-132
26. Day JS, Ding M, Odgaard A, Sumner DR, Hvid I, Weinans H (2000) Parallel plate model for trabecular bone exhibits volume fraction-dependent bias. *Bone* 27:715-720
27. De Carli A, Vadala A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A (2005) Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *AmJSports Med* 33:214-219
28. DeJong ES, DeBerardino TM, Brooks DE, Judson K (2004) In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor. *Arthroscopy* 20:511-516
29. Demirhan M, Atalar AC, Kilicoglu O (2003) Primary fixation strength of rotator cuff repair techniques: a comparative study. *Arthroscopy* 19:572-576
30. Ding M, Odgaard A, Hvid I (1999) Accuracy of cancellous bone volume fraction measured by micro-CT scanning. *J Biomech* 32:323-326
31. Ding M, Hvid I (2000) Quantification of age-related changes in the structure model type and trabecular thickness of human tibial cancellous bone. *Bone* 26:291-295
32. Eckstein F, Matsuura M, Kuhn V, Priemel M, Muller R, Link TM, Lochmuller EM (2007) Sex differences of human trabecular bone microstructure in aging are site-dependent. *J Bone Miner Res* 22:817-824
33. Ellman H (1990) Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res*:64-74
34. Engelke K, Karolczak M, Lutz A, Seibert U, Schaller S, Kalender W (1999) [Micro-CT. Technology and application for assessing bone structure]. *Radiologe* 39:203-212
35. Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M (1989) The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. *J Bone Miner Res* 4:3-11

36. Fröhlich V (2010) Experimentelle Untersuchung biomechanischer Eigenschaften von Verankerungssystemen zur Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion am Tuberculum majus des Humerus. Dissertation LMU München
37. Fukuda H, Ogawa, K. (1983) The partial thickness tear of the rotator cuff. *Orthop trans* 7: 137
38. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U (1994) Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 76:371-380
39. Gerber C, Schneeberger AG, Perren SM, Nyffeler RW (1999) Experimental rotator cuff repair. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Am* 81:1281-1290
40. Gibson L, Ashby, M. (1987) Cancellous Bone. In: Gibson L, Ashby, M. (ed) *Cellular Solids*, New York, pp 316-331
41. Goble EM, Somers WK, Clark R, Olsen RE (1994) The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *The American Journal of Sports Medicine* 22:236-239
42. Gohlke F, Rolf O, Bohm D (2007) [Open reconstruction of the rotator cuff]. *Orthopade* 36:834-847
43. Gohlke F, Hedtmann, A. (2002) Schulter: das Standardwerk für Klinik und Praxis. In: Wirth C. J. ZL (ed) *Orthopädie und orthopädische Chirurgie*
44. Gunja NJ, Athanasiou KA (2006) Biodegradable materials in arthroscopy. *Sports medicine and arthroscopy review* 14:112-119
45. Habermeyer P (ed) (2002) *Schulterchirurgie*. Urban und Fischer Verlag, München, Jena
46. Hara T, Tanck E, Homminga J, Huiskes R (2002) The influence of microcomputed tomography threshold variations on the assessment of structural and mechanical trabecular bone properties. *Bone* 31:107-109
47. Harnroongroj T, Techataweewan A (1999) Determination of the role of the cancellous bone in generation of screw holding power at metaphysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 14:364-366
48. Harrigan TP, Mann RW (1984) Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor. *J Mater Sci* 19:761-767
49. Haussler B, Gothe H, Gol D, Glaeske G, Pientka L, Felsenberg D (2007) Epidemiology, treatment and costs of osteoporosis in Germany--the BoneEVA Study. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 18:77-84
50. Hawkins RJ, Morin WD, Bonutti PM (1999) Surgical treatment of full-thickness rotator cuff tears in patients 40 years of age or younger. *J Shoulder Elbow Surg* 8:259-265
51. Heers H, Heers G (2007) [Nonoperative management of rotator cuff defects]. *Orthopade* 36:817-824
52. Hildebrand T, Ruegsegger P (1997) Quantification of Bone Microarchitecture with the Structure Model Index. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 1:15-23
53. Hildebrand T, Laib A, Muller R, Dequeker J, Ruegsegger P (1999) Direct three-dimensional morphometric analysis of human cancellous bone: microstructural data from spine, femur, iliac crest, and calcaneus. *J Bone Miner Res* 14:1167-1174
54. Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H (2007) Arthroscopic repair of traumatic combined rotator cuff tears involving the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am* 89:2378-2388

55. Jerosch J, Bader, A. und Uhr, G. (2002) Knochen: curasan Taschenatlas spezial. thieme verlag, Stuttgart, Deutschland
56. Jiang Y, Zhao J, van Holsbeeck MT, Flynn MJ, Ouyang X, Genant HK (2002) Trabecular microstructure and surface changes in the greater tuberosity in rotator cuff tears. *Skeletal radiology* 31:522-528
57. Jockel JA, Strehl R, Gotzen L (2006) [Biomechanical evaluation of biointegrable suture anchors composed of bovine compact bone in a pull-to-failure test in porcine tibial head specimens]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 144:626-631
58. K L, G G (2013) Anatomie und Physiologie der Haustiere. Ulmer
59. Kaiser MM, Zachert G, Wendlandt R, Rapp M, Eggert R, Stratmann C, Wessel LM, Schulz AP, Kienast BJ (2011) Biomechanical analysis of a synthetic femoral spiral fracture model: Do end caps improve retrograde flexible intramedullary nail fixation? *Journal of orthopaedic surgery and research* 6:46
60. Kinney JH, Ladd AJ (1998) The relationship between three-dimensional connectivity and the elastic properties of trabecular bone. *J Bone Miner Res* 13:839-845
61. Klinger HM, Steckel H, Spahn G, Buchhorn GH, Baums MH (2007) Biomechanical comparison of double-loaded suture anchors using arthroscopic Mason-Allen stitches versus traditional transosseous suture technique and modified Mason-Allen stitches for rotator cuff repair. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22:106-111
62. Koganti AK, Adamson GJ, Gregersen CS, Pink MM, Shankwiler JA (2006) Biomechanical comparison of traditional and locked suture configurations for arthroscopic repairs of the rotator cuff. *AmJ Sports Med* 34:1832-1838
63. Koh JL, Szomor Z, Murrell GA, Warren RF (2002) Supplementation of rotator cuff repair with a bioresorbable scaffold. *Am J Sports Med* 30:410-413
64. Kothari M, Keaveny TM, Lin JC, Newitt DC, Genant HK, Majumdar S (1998) Impact of spatial resolution on the prediction of trabecular architecture parameters. *Bone* 22:437-443
65. Kuhn JL, Goldstein SA, Feldkamp LA, Goulet RW, Jesion G (1990) Evaluation of a microcomputed tomography system to study trabecular bone structure. *J Orthop Res* 8:833-842
66. Lee S, Mahar A, Bynum K, Pedowitz R (2005) Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair. *Arthroscopy* 21:43-47
67. Levy HJ, Uribe JW, Delaney LG (1990) Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results. *Arthroscopy* 6:55-60
68. Liebschner MA (2004) Biomechanical considerations of animal models used in tissue engineering of bone. *Biomaterials* 25:1697-1714
69. Liporace FA, Bono CM, Caruso SA, Weiner B, Penny K, Feldman AJ, Grossman MG, Haher TR (2002) The mechanical effects of suture anchor insertion angle for rotator cuff repair. *Orthopedics* 25:399-402
70. Loew M, Habermeyer P, Wiedemann E, Rickert M, Gohlke F (2000) [Recommendations for diagnosis and expert assessment of traumatic rotator cuff lesions]. *Unfallchirurg* 103:417-426
71. Lohr JF, Uhthoff HK (2007) [Epidemiology and pathophysiology of rotator cuff tears]. *Orthopade* 36:788-795
72. Lüllmann-Rauch R (2012) Taschenlehrbuch Histologie. Thieme, Stuttgart, p 694

73. Luring C, Diedrich O, Kock FX, Grifka J, Tingart M (2007) [Current operative strategies for rotator cuff tears in German hospitals]. *Orthopade* 36:810-816
74. Mahar AT, Tucker BS, Upasani VV, Oka RS, Pedowitz RA (2005) Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability. *JShoulderElbowSurg* 14:626-630
75. Martini L, Fini M, Giavaresi G, Giardino R (2001) Sheep model in orthopedic research: a literature review. *Comp Med* 51:292-299
76. Meyer DC, Fucentese SF, Koller B, Gerber C (2004) Association of osteopenia of the humeral head with full-thickness rotator cuff tears. *The Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 13:333-337
77. Milano G, Grasso A, Zarelli D, Deriu L, Cillo M, Fabbriani C (2008) Comparison between single-row and double-row rotator cuff repair: a biomechanical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16:75-80
78. Milgrom C, Schaffler M, Gilbert S, van Holsbeeck M (1995) Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br* 77:296-298
79. Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, Kijima H, Itoi E (2013) Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *Journal of orthopaedics* 10:8-12
80. Moulinoux P, Clavert P, Dagher E, Kempf JF (2007) Arthroscopic repair of rotator cuff tears. *Oper Orthop Traumatol* 19:231-254
81. Muller R, Van Campenhout H, Van Damme B, Van Der Perre G, Dequeker J, Hildebrand T, Ruegsegger P (1998) Morphometric analysis of human bone biopsies: a quantitative structural comparison of histological sections and micro-computed tomography. *Bone* 23:59-66
82. Muller R (2005) Long-term prediction of three-dimensional bone architecture in simulations of pre-, peri- and post-menopausal microstructural bone remodeling. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 16 Suppl 2:S25-35
83. Nagele E, Kuhn V, Vogt H, Link TM, Muller R, Lochmuller EM, Eckstein F (2004) Technical considerations for microstructural analysis of human trabecular bone from specimens excised from various skeletal sites. *Calcif Tissue Int* 75:15-22
84. Nägele E (2004) Mikrocomputertomographische Analyse des menschlichen Femurs. Dissertation LMU München
85. Newman E, Turner AS, Wark JD (1995) The potential of sheep for the study of osteopenia: current status and comparison with other animal models. *Bone* 16:277S-284S
86. Ozbaydar M, Elhassan B, Warner JJ (2007) The use of anchors in shoulder surgery: a shift from metallic to bioabsorbable anchors. *Arthroscopy* 23:1124-1126
87. Parfitt AM, Mathews CH, Villanueva AR, Kleerekoper M, Frame B, Rao DS (1983) Relationships between surface, volume, and thickness of iliac trabecular bone in aging and in osteoporosis. Implications for the microanatomic and cellular mechanisms of bone loss. *The Journal of clinical investigation* 72:1396-1409

88. Park MC, Cadet ER, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS (2005) Tendon-to-bone pressure distributions at a repaired rotator cuff footprint using transosseous suture and suture anchor fixation techniques. *Am J Sports Med* 33:1154-1159
89. Perry J (1988) *Biomechanics of the shoulder*, New York
90. Petit CJ, Boswell R, Mahar A, Tasto J, Pedowitz RA (2003) Biomechanical evaluation of a new technique for rotator cuff repair. *AmJSports Med* 31:849-853
91. Petite H, Viateau V, Bensaid W, Meunier A, de Pollak C, Bourguignon M, Oudina K, Sedel L, Guillemin G (2000) Tissue-engineered bone regeneration. *Nat Biotechnol* 18:959-963
92. Pietschmann MF, Gulecyuz MF, Fieseler S, Hentschel M, Rossbach B, Jansson V, Muller PE (2010) Biomechanical stability of knotless suture anchors used in rotator cuff repair in healthy and osteopenic bone. *Arthroscopy* 26:1035-1044
93. Platzer W, Weller, S. (ed) (1994) *Chirurgische Operationslehre*
94. Poukalova M, Yakacki CM, Guldberg RE, Lin A, Saing M, Gillogly SD, Gall K (2010) Pullout strength of suture anchors: effect of mechanical properties of trabecular bone. *J Biomech* 43:1138-1145
95. Priemel M, Munch C, Beil FT, Ritzel H, Amling M (2006) [Pathophysiology and pathomorphology of osteoporosis]. *Radiologe* 46:831-838
96. Reuther F (2006) *Anatomie, Biomechanik und Klassifikation der Schultergelenkverletzung. Trauma und Berufskrankheit* S241–S246
97. Rickert M, Georgousis H, Witzel U (1998) Die native Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus beim Menschen. Eine biomechanische Untersuchung. *Unfallchirurg* 101:265-270
98. Rickert M, Witzel U, Kolbel R, Georgousis H (2002) [Primary strength of conventional and alternative suture techniques of the rotator cuff. A biomechanical study]. *Unfallchirurg* 105:23-30
99. Ritzel H, Amling M, Posl M, Hahn M, Delling G (1997) 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
100. Roth CA, Bartolozzi AR, Ciccotti MG, Wetzler MJ, Gillespie MJ, Snyder-Mackler L, Santare MH (1998) Failure properties of suture anchors in the glenoid and the effects of cortical thickness. *Arthroscopy* 14:186-191
101. Rupp S, Georg T, Gauss C, Kohn D, Seil R (2002) Fatigue testing of suture anchors. *Am J Sports Med* 30:239-247
102. Schlichting K, Dahne M, Weiler A (2006) Biodegradable composite implants. *Sports medicine and arthroscopy review* 14:169-176
103. Schneeberger AG, von Roll A, Kalberer F, Jacob HA, Gerber C (2002) Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. *JBone Joint SurgAm* 84-A:2152-2160
104. Seebeck J, Goldhahn J, Morlock MM, Schneider E (2005) Mechanical behavior of screws in normal and osteoporotic bone. *Osteoporosis international : a journal established as result of cooperation between the European Foundation for Osteoporosis and the National Osteoporosis Foundation of the USA* 16 Suppl 2:S107-111
105. Sileo MJ, Ruotolo CR, Nelson CO, Serra-Hsu F, Panchal AP (2007) A biomechanical comparison of the modified Mason-Allen stitch and massive cuff stitch in vitro. *Arthroscopy* 23:235-240, 240 e231-232



106. Silver MD, Daigneault JP (2000) Symptomatic interarticular migration of glenoid suture anchors. *Arthroscopy* 16:102-105
107. Spang JT, Buchmann S, Brucker PU, Kouloumentas P, Obst T, Schroder M, Burgkart R, Imhoff AB (2009) A biomechanical comparison of 2 transosseous-equivalent double-row rotator cuff repair techniques using bioabsorbable anchors: cyclic loading and failure behavior. *Arthroscopy* 25:872-879
108. Spoliti M (2007) Glenoid osteolysis after arthroscopic labrum repair with a bioabsorbable suture anchor. *Acta orthopaedica Belgica* 73:107-110
109. Strauss E, Frank D, Kubiak E, Kummer F, Rokito A (2009) The effect of the angle of suture anchor insertion on fixation failure at the tendon-suture interface after rotator cuff repair: deadman's angle revisited. *Arthroscopy* 25:597-602
110. Tempelhof S, Rupp S, Seil R (1999) Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 8:296-299
111. Thal R (2001) A knotless suture anchor. Design, function, and biomechanical testing. *Am J Sports Med* 29:646-649
112. Thiele OC, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA (2007) Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 89:701-705
113. Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Warner JJ (2003) Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 85-A:2190-2198
114. Tingart MJ, Apreleva M, Lehtinen J, Zurakowski D, Warner JJ (2004) Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in rotator cuff repair: which anchors are best to use in patients with low bone quality? *Am J Sports Med* 32:1466-1473
115. Yakacki CM, Poukalova M, Guldberg RE, Lin A, Saing M, Gillogly S, Gall K (2010) The effect of the trabecular microstructure on the pullout strength of suture anchors. *J Biomech* 43:1953-1959
116. Yamaguchi K (2001) Mini-Open Rotator Cuff Repair: An Updated Perspective. *J Bone Joint Surg Am*:764-772
117. Yamaguchi K, Levine WN, Marra G, Galatz LM, Klepps S, Flatow EL (2003) Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair: the pros and cons. *Instr Course Lect* 52:81-92
118. Zhang AL, Montgomery SR, Ngo SS, Hame SL, Wang JC, Gamradt SC (2013) Analysis of rotator cuff repair trends in a large private insurance population. *Arthroscopy* 29:623-629

## 7 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Ovine Knochenprobe mit Markierung (roter Punkt)

Abb. 2 Messpunkte am bovinen Humerus

Abb. 3 Getestete Fadenanker

Abb. 4 SuperRevo 5mm

Abb. 5 SpiraLok 5,0mm

Abb. 6 UltraSorb

Abb. 7 Bioknotless RC

Abb. 8 Kraft- Dehnungs-Diagramm (SuperRevo, boviner Knochen)

Abb. 9 Boviner Humerus mit vier eingebrachten Ankern in anteriorer, medialer und posteriorer Position, verteilt auf 2 Reihen

Abb. 10 Versuchsaufbau

Abb. 11 Micro-CT 20 (Firma Scanco Medical, Bassersdorf, Schweiz)

Abb. 12 Probenröhrchen im Micro-CT

Abb.13 Trabekuläre BMD im Bereich des Humeruskopf

Abb. 14 Maximale Versagenskraft  $F_{max}$  im ovinen Humerus

Abb. 15 Displacement der vier Anker im ovinen Humerus

Abb. 16 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im ovinen Humerus

Abb. 17 Kraftstufe, bei der klinische Versagen im ovinen Humerus erreicht wurde

Abb. 18 Maximale Versagenskraft der vier Anker im bovinen Humerus

Abb. 19 Displacement der vier Anker im bovinen Humerus

Abb. 20 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im bovinen Humerus

Abb. 21 Kraftstufe, bei der klinische Versagen im bovinen Humerus erreicht wurde

Abb. 22 Maximale Versagenskraft der vier Anker im humanen gesunden Humerus

Abb. 23 Displacement der vier Anker im humanen gesunden Humerus

Abb. 24 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im humanen gesunden Humerus

Abb. 25 Kraftstufe, bei der klinische Versagen im humanen gesunden Humerus erreicht wurde

Abb. 26 Maximale Versagenskraft der vier Anker im humanen osteopenen Humerus

Abb. 27 Displacement der vier Anker im humanen osteopenen Humerus

- Abb. 28 Anzahl der Zyklen bis zum klinischen Versagen im humanen osteopenen Humerus
- Abb. 29 Kraftstufe, bei der klinisches Versagen im humanen osteopenen Humerus erreicht wurde
- Abb. 30 Maximale Versagenskraft des SuperRevo in den unterschiedlichen Knochengruppen
- Abb. 31 Maximale Versagenskraft des SpiraLok in den unterschiedlichen Knochengruppen
- Abb. 32 Maximale Versagenskraft des UltraSorb in den unterschiedlichen Knochengruppen
- Abb. 33 Maximale Versagenskraft des Bioknotless in den unterschiedlichen Knochengruppen
- Abb. 34 Vergleich des Displacement des SuperRevo in den vier Gruppen
- Abb. 35 Vergleich des Displacement des SpiraLok in den vier Gruppen
- Abb. 36 Vergleich des Displacement des UltraSorb in den vier Gruppen
- Abb. 37 Vergleich des Displacement des Bioknotless in den vier Gruppen
- Abb. 38 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den SuperRevo in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 39 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den SuperRevo in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 40 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den SpiraLok in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 41 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den SpiraLok in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 42 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den UltraSorb in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 43 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den UltraSorb in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 44 Vergleich der Zyklenanzahl, bei der das klinische Versagen durch den Bioknotless in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 45 Vergleich der Kraftstufe, bei der das klinische Versagen durch den Bioknotless in den vier Knochenproben erreicht wurde
- Abb. 46 Schafshumerus (Kortikalis und angrenzende Spongiosa)

Abb. 47 Schafshumerus (inneres Spongiosastück)  
Abb. 48 Rinderhumerus(Kortikalis und angrenzende Spongiosa)  
Abb. 49 Rinderhumerus (inneres Spongiosastück)  
Abb. 50 Humaner Humerus(Kortikalis und angrenzende Spongiosa)  
Abb. 51 Humaner Humerus (inneres Spongiosastück)  
Abb. 52 Humaner osteopener Humerus(Kortikalis und angrenzende Spongiosa)  
Abb. 53 Humaner osteopener Humerus (inneres Spongiosastück)  
Abb. 54 Dicke der Kortikalis in mm  
Abb. 55 Kortikalisdicke der Humeri  
Abb. 56 BV/TV der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 57 ConnDenn. der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 58 SMI der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 59 Tb.N der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 60 Tb.Sp der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 61 Tb.Th der vier Knochengruppen. (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 62 DA der vier Knochengruppen (kortikalisnahe Probe)  
Abb. 63 BVTv der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 64 Conn.Denn der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 65 SMI der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 66 Tb.N der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 67 Tb.Th der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 68 Tb.Sp der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)  
Abb. 69 DA der vier Knochengruppen (kortikalisferne Probe)

## 8 Tabellenverzeichnis

- Tab. 4 Einteilung der inkompletten RM-Rupturen nach Ellman
- Tab. 2 Einteilung der kompletten RMR nach Habermeyer
- Tab. 3 Einteilung der Defektgröße der RM-Rupturen nach Bateman
- Tab. 4 Studienübersicht von Fadenankertestungen in Rinder- und Schafsknochen
- Tab. 5 Versagenskräfte Schaf
- Tab. 6 Versagensmechanismen im ovinen Humerus
- Tab. 7 Displacement im ovinen Humerus
- Tab. 8 Klinisches Versagen im ovinen Humerus
- Tab. 9 Versagenskraft im bovinen Humerus
- Tab. 10 Versagensmechanismen im bovinen Humerus
- Tab. 11 Displacement im bovinen Humerus
- Tab. 12 Klinisches Versagen im bovinen Humerus
- Tab. 13 Versagenskräfte im humanen gesunden Humerus
- Tab. 14 Versagensmechanismen im humanen gesunden Humerus
- Tab. 15 Displacement im humanen gesunden Humerus
- Tab. 16 Klinisches Versagen im humanen gesunden Humerus
- Tab. 17 Versagenskraft im humanen osteopenen Humerus
- Tab. 18 Versagensmechanismen im humanen osteopenen Humerus
- Tab. 19 Displacement im osteopenen humanen Humerus
- Tab. 20 Versagensmechanismen im humanen gesunden Humerus
- Tab. 21 Versagenskräfte in den vier Knochengruppen
- Tab. 22 Displacement der vier Knochengruppen
- Tab. 23 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im ovinen Knochen
- Tab. 24 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im bovinen Knochen
- Tab. 25 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im humanen gesunden Knochen
- Tab. 26 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter im humanen osteopenen Knochen
- Tab. 27 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter in der subcortikalen  
Knochenprobe
- Tab. 28 Ergebnisse der microstrukturellen Parameter in der kortikalisfernen  
Knochenprobe

## 9 Abkürzungen

Abb.	Abbildung
BMD	Bone Mineral Density
BV/TV	Bone Volume/Total Volume
cm	Zentimeter
Conn.D	Connectivity Density
CT	Computertomograph
DA	Degree of Anisotropy
Fmax	Maximale Versagenskraft
HE	Hounsfield Einheiten
(k)N	(kilo)Newton
LWK	Lendenwirbelkörper
M.	Musculus
mg Ca <sup>2+</sup> -HA/ml	Milligramm Calcium <sup>2+</sup> -Hydroxylapatit pro Milliliter
MicroCT, $\mu$ CT	Microcomputertomograph
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
OP	Operation
PDLLA	Poly-D-L-Lactid-Acid
PLLA	Poly-L-Lactid-Acid
RM	Rotatorenmanschette
RMR	Rotatorenmanschettenruptur
SD	Standardabweichung
SMI	Structure Model Index
Tab.	Tabelle
Tb.N	Trabecular Number
Tb.Sp	Trabecular Separation

Tb.Th

Trabecular Thickness

USP

United States Pharmacopeia (Einheit der Fadenstärke)

## 10 Danksagung

Herrn Prof. Jansson möchte ich für die Möglichkeit in seiner Klinik zu promovieren danken.

Zudem möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. Peter Müller für die Überlassung des Themas und seine fachliche Unterstützung bedanken.

Als nächstes möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Matthias Pietschmann für seine tatkräftige, immer freundliche Unterstützung sowohl bei der Durchführung dieser Studie als auch bei der Veröffentlichung bedanken.

Diese Dissertation entstand im Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie des Klinikum Großhadern unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. W. Pletz. Ihm und seinem Team gilt ein spezieller Dank für die Bereitstellung des biomechanischen Arbeitsplatzes und die große Hilfsbereitschaft bei der Lösung sämtlicher Probleme. Besonders zu danken ist Herrn Dipl.-Ing. Christian Schröder, Herrn Dr. Andreas Hölzer und Herrn Lars Schliack.

Die mikrocomputertomographischen Untersuchungen fanden am anatomischen Institut der Ludwigs-Maximilian-Universität München statt. Auch hier möchte ich mich für die Bereitstellung der Arbeitsräume und -gerätschaften bedanken. Ein besonderer Dank für die herzliche Unterstützung gilt hier Frau Dr. Maiko Matsuura sowie Frau Linda Jacobi.

Zuletzt möchte ich meiner Eltern, meinen Geschwistern und meinem Freund danken ohne die diese Arbeit nicht möglich gewesen wäre.



## 11 Curriculum vitae

Der Lebenslauf wurde aus datenschutzrechtlichen Gründen entfernt.

## Publikationen

04/2010 Pietschmann MF, Hölzer A, Rösl C, Scharpf A, Niethammer T, Jansson V,  
Müller PE

What humeri are suitable for comparative testing of suture anchors? An  
ultrastructural bone analysis and biomechanical study of ovine, bovine and  
human humeri and four different anchor types.

J Biomech. 2010 Apr 19;43(6):1125-30. Epub 2010 Jan 18.

08/2011 Hölzer A, Pietschmann MF, Rösl C, Hentschel M, Betz O, Matsuura M,  
Jansson V, Müller PE

The interrelation of trabecular microstructural parameters of the tuberculum  
majus measured for different species

J Orthop Res. 2012 Mar; 30 (3): 429-34. Epub 2011 Aug 10

## Eidesstattliche Versicherung

---

Rösl, Christine

Ich erkläre hiermit an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Eignen sich tierische Humeri für einen Vergleich von Fadenankern zur  
Rotatorenmanschettennaht?

Eine microcomputertomographische und biomechanische Analyse an ovinen, bovinen  
und humanen Humeri

Selbständig verfasst, mich außer der angegebenen Hilfsmittel bedient und alle  
Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche  
kenntlich gemacht habe und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle  
einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in  
ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades  
eingereicht wurde.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift Doktorandin/Doktorand