

Aus der
Orthopädischen Klinik und Poliklinik Großhadern
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München
Direktor: Prof. Dr. med. Dipl.-Ing. V. Jansson

Experimentelle Untersuchung biomechanischer
Eigenschaften von Verankerungssystemen
zur Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion
am Tuberculum majus des Humerus

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

vorgelegt von
Valerie Carola Fröhlich
aus Kempten
2009

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. P. Müller

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. R. Breul
Priv. Doz. Dr. med. A. Baur-Melnyk

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

Dekan: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 26.03.2009

Inhalt

| | |
|---|----------|
| 1. Einleitung | 7 |
| 1.1. Rotatorenmanschettenruptur | 7 |
| 1.2. Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschette und ihrer Ruptur | 8 |
| 1.2.1. <i>Anatomische Grundlagen der Rotatorenmanschette</i> | 8 |
| 1.2.2. <i>Biomechanik der Rotatorenmanschette</i> | 9 |
| 1.2.3. <i>Belastung und Reißfestigkeit der Rotatorenmanschette</i> | 11 |
| 1.2.4. <i>Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschettenruptur</i> .. | 12 |
| 1.2.4.1. <i>Pathogenese der Rotatorenmanschettenläsion</i> | 12 |
| 1.2.4.2. <i>Klassifikation der Rotatorenmanschettenruptur</i> | 13 |
| 1.2.4.2.1. <i>Komplette Rupturen der Rotatorenmanschette</i> | 14 |
| 1.2.4.2.2. <i>Inkomplette Rupturen der Rotatorenmanschette</i> | 15 |
| 1.2.5. <i>Diagnostik der Rotatorenmanschettenverletzung</i> | 16 |
| 1.2.5.1. <i>Anamnese</i> | 16 |
| 1.2.5.2. <i>Klinische Untersuchung</i> | 17 |
| 1.2.5.3. <i>Bildgebende Verfahren zur Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur</i> | 21 |
| 1.2.5.3.1. <i>Sonographie</i> | 21 |
| 1.2.5.3.2. <i>Konventionelles Röntgen</i> | 21 |
| 1.2.5.3.3. <i>Magnetresonanztomographie</i> | 22 |
| 1.2.6. <i>Differentialdiagnosen</i> | 22 |
| 1.2.7. <i>Therapeutische Versorgung</i> | 23 |
| 1.2.7.1. <i>Konservative Therapie</i> | 24 |
| 1.2.7.2. <i>Operative Therapie</i> | 24 |
| 1.2.7.2.1. <i>Verschiedene Zugangswege</i> | 25 |
| 1.2.7.2.2. <i>Verschiedene Operationstechniken</i> | 25 |
| 1.2.7.2.2.1. <i>Klassische offene Sehnen-Rekonstruktion</i> | 26 |
| 1.2.7.2.2.2. <i>Mini-open Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion</i> | 26 |
| 1.2.7.2.2.3. <i>Arthroskopische Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion</i> | 27 |
| 1.2.7.2.3. <i>Rekonstruktionsmaterialien und -techniken</i> | 29 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 1.2.7.3. | <i>Nachbehandlung von Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen</i> | 30 |
| 1.2.7.4. | <i>Komplikationen bei der Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion</i> | 31 |
| 1.3. | Zielsetzung der Arbeit | 32 |
| 2. | Material und Methoden | 33 |
| 2.1. | Präparate | 33 |
| 2.2. | Messung der Knochendichte | 34 |
| 2.3. | Verankerungssysteme | 35 |
| 2.3.1. | <i>Beschreibung der verwendeten Verankerungssysteme</i> | 35 |
| 2.3.2. | <i>Anker- bzw. Nahtmaterialien und Ankerdesign</i> | 37 |
| 2.3.2.1. | <i>Vergleich der Fadenanker</i> | 37 |
| 2.3.2.2. | <i>Vergleich der Nahtmaterialien</i> | 38 |
| 2.3.3. | <i>Kostenaufstellung der Verankerungssysteme</i> | 38 |
| 2.4. | Implantation der Verankerungssysteme | 38 |
| 2.5. | Messverfahren und Biomechanik | 39 |
| 2.6. | Statistische Auswertung | 43 |
| 3. | Ergebnisse | 45 |
| 3.1. | Knochendichtemessungen und Einteilung der Präparate | 45 |
| 3.2. | Alternieren der Anker-/Nahtimplantationsstellen | 46 |
| 3.3. | Betrachtung der Verankerungssysteme ohne Berücksichtigung der Knochendichte | 47 |
| 3.3.1. | <i>Fadenanker</i> | 47 |
| 3.3.1.1. | <i>Versagenskräfte</i> | 47 |
| 3.3.1.2. | <i>Versagensmechanismen</i> | 48 |
| 3.3.1.3. | <i>Displacement nach dem 1. Anzug bei 75 N</i> | 49 |
| 3.3.2. | <i>Doppelte U-Nähte</i> | 50 |
| 3.3.2.1. | <i>Versagenskräfte</i> | 50 |
| 3.3.2.2. | <i>Versagensmechanismen</i> | 51 |
| 3.3.2.3. | <i>Displacement nach dem 1. Anzug bei 75 N</i> | 51 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 3.4. | Betrachtung der Verankerungssysteme unter Berücksichtigung der Knochendichte | 51 |
| 3.4.1. | <i>Schraubanker Spiralok 5,0mm (DePuy Mitek)</i> | 51 |
| 3.4.2. | <i>Press-fit-Anker Bioknotless RC (DePuy Mitek)</i> | 52 |
| 3.4.3. | <i>Titan-Schraubanker Super Revo 5mm (Linvatec)</i> | 54 |
| 3.4.4. | <i>Kippanker UltraSorb (Linvatec)</i> | 55 |
| 3.4.5. | <i>Orthocord-Faden (DePuy Mitek)</i> | 56 |
| 3.4.6. | <i>Ethibond-Faden (Ethicon)</i> | 57 |
| 3.5. | Vergleich der Verankerungssysteme innerhalb der gesunden Knochengruppe | 58 |
| 3.5.1. | <i>Fadenanker</i> | 58 |
| 3.5.2. | <i>Doppelte U-Nähte</i> | 60 |
| 3.6. | Vergleich der Verankerungssysteme innerhalb der osteopenen Knochengruppe | 61 |
| 3.6.1. | <i>Fadenanker</i> | 61 |
| 3.6.2. | <i>Doppelte U-Nähte</i> | 63 |
| 3.7. | Vergleich der Fadenanker mit den doppelten U-Nähten | 63 |
| 3.7.1. | Ohne Berücksichtigung der Knochendichte | 63 |
| 3.7.2. | Unter Berücksichtigung der Knochendichte | 65 |
| 3.8. | Klinisches Versagen und Gesamtdisplacement der Verankerungssysteme..... | 68 |
| 3.9. | Korrelationen der Versagenskräfte mit der Knochendichte . | 71 |
| 4. | Diskussion | 72 |
| 4.1. | Einleitung | 72 |
| 4.2. | Einmalige Zugbelastung vs. zyklische Zugbelastung | 73 |
| 4.3. | Auswahl der geeigneten Operationstechnik | 73 |
| 4.4. | Getestete Fadenanker | 74 |
| 4.4.1. | <i>Ankermaterial</i> | 74 |
| 4.4.2. | <i>Ankerdesign</i> | 75 |
| 4.4.3. | <i>Ankerpositionierung</i> | 77 |

| | | |
|------------|--|-----------|
| 4.5. | Getestete Nahtmaterialien | 78 |
| 4.6. | Fadenanker vs. transossäre Nähte | 80 |
| 4.7. | Einfluss der Knochendichte | 81 |
| 4.8. | Einfluss der Fadendehnung auf das Verhalten der Verankerungssysteme | 82 |
| 4.9. | Zukünftige Verankerungssysteme | 83 |
| 5. | Zusammenfassung | 84 |
| 6. | Literaturverzeichnis | 86 |
| 7. | Abbildungsverzeichnis | 94 |
| 8. | Tabellenverzeichnis | 95 |
| 9. | Abkürzungen | 96 |
| 10. | Danksagung | 97 |
| 11. | Curriculum vitae | 98 |
| 12. | Anhang | |

1. Einleitung

1.1. Rotatorenmanschettenruptur

Verletzungen der Rotatorenmanschette (RM) können traumatisch oder degenerativ auftreten. Dabei wird die Klinik durch Art und Ausmaß der Ruptur bedingt. Die Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur (RMR) beläuft sich nach autoptischen Untersuchungen auf 5-39%^{37;81}, Männer sind häufiger betroffen als Frauen^{105;108} und die dominante Seite der Patienten ist häufiger lädiert¹⁰⁸. Es besteht ein Zusammenhang der Inzidenz der RMR in Korrelation zum Lebensalter mit einem signifikanten Anstieg nach der fünften bis sechsten Lebensdekade^{73;98}, meist begleitet mit einer Zunahme der Rupturgröße¹⁰⁵. Das durchschnittliche Alter operationsbedürftiger Rupturen liegt bei 56 Jahren¹⁰⁵, sie können aber auch als akute RMR-Ereignisse bei jüngeren v.a. sportlich aktiven Patienten mit übermäßiger Beanspruchung der RM⁴⁶ wie z.B. Turner, Diskus- und Speerwerfer⁹³ auftreten. Zudem werden Defekte der RM bei jüngeren Patienten mit instabilem Glenohumeralgelenk ausgelöst^{84;86}. In der Literatur werden verschiedenste ursächliche Faktoren für die RMR diskutiert. Zu den Hauptursachen zählen: Trauma^{28;40;90;93;105}, Verschleiß durch Impingement und Abrieb^{76;77}, lokale Minderdurchblutung des Sehnenansatzes^{35;71;74;87} sowie Schulterluxationen^{53;70;88;105}. Heute geht man zunehmend von einem multifaktoriellen Geschehen aus, das zu einer Dysfunktion führt.

Die Indikation zur RM-Rekonstruktion wird immer häufiger gestellt, zum einen wegen des hohen Funktionsanspruches an das Schultergelenk bis ins hohe Alter und zum anderen wegen den wachsenden Erfahrungen und Erfolgen in der Schulterchirurgie³⁴. Durch die Entwicklung minimal-invasiver Operationsverfahren die zunehmend die offene RM-Rekonstruktion ablösen²⁷, werden immer neue Anforderungen an die Verankerungssysteme und ihre Applikation gestellt¹¹². Vorwiegend liegen diese Anforderungen in einer Verbesserung der Versagenskräfte und der Primärfestigkeit sowie einer Erleichterung des Operationsvorganges unter Berücksichtigung der anfallenden Kosten. Neue Verankerungssysteme einer kritischen Überprüfung zu unterziehen, soll Aufgabe der vorliegenden Arbeit sein.

1.2. Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschette und ihrer Ruptur

1.2.1. Anatomische Grundlagen der Rotatorenmanschette

Die RM wird von Muskeln des M. subscapularis (SCP), des M. supraspinatus (SSP), des M. infraspinatus (ISP) und des M. teres minor gebildet und beinhaltet somit einen wesentlichen Teil der Schultermuskulatur (Abb. 01).

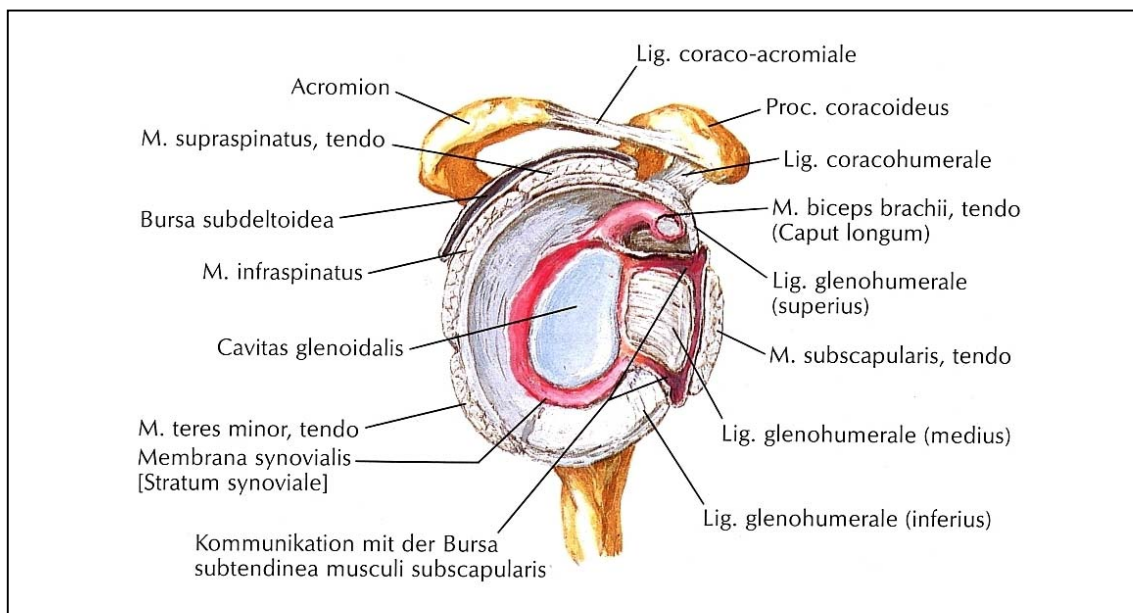


Abb. 01: Darstellung der Schultergelenkspfanne und der Rotatorenmanschette (Ansicht von lateral)⁷⁸

Der Bewegungsapparat des Schultergelenks wird nach Perry⁸² durch zwölf muskuläre Einheiten gesteuert. Perry unterteilt diese nach Wirkung und Lage in drei Gruppen³⁴:

- Periphere Gruppe:
Muskeln, die vom Thorax ausgehen und zum Humeruskopf ziehen (sternaler Anteil des M. pectoralis major, M. latissimus dorsi, M. teres major)
- Oberflächliche Gruppe:
Alle drei Anteile des M. deltoideus, M. pectoralis major, M. coracobrachialis, M. biceps brachii
- Tiefe Gruppe:
Muskeln der RM (SCP, SSP, ISP, M. teres minor)

Die vier Muskeln der tiefen Gruppe verlaufen durch den unter der Fornix humeri gelegenen subacromialen Raum, umgreifen den Humeruskopf wie eine Haube und sind im Ansatzbereich am Tuberculum majus (Tub. maj.) und Tuberculum minus (Tub. min.) mit tiefen Fasern fest mit der Schultergelenkkapsel verwachsen. Die Sehne des SCP bildet hierbei den ventralen Anteil der RM, der SSP den kranialen Anteil und der ISP (zusammen mit dem M. teres minor) den dorsalen Anteil. Da keine isolierte Sehneneinstrahlung in den Humerus besteht, bildet das Zusammenspiel der vier Muskeln der RM eine einheitliche Sehnenmanschette, so dass es zu einer Zugspannungsverteilung innerhalb der muskulotendinösen Abschnitte der RM kommt⁴⁴.

Durch die Gelenkkapsel wird die RM vom Innenraum des Glenohumeralgelenks getrennt: die gelenkferne Seite der RM wird von der Bursa subacromialis bedeckt, welche Gleitbewegungen der RM und des Oberarmkopfes im engen subacromialen Raum verbessert. Der subacromiale Raum wird vom coracoacromialen Bogen überspannt, der sich aus dem Proc. acromialis der Scapula, dem Lig. coracoacromiale und dem Proc. coracoideus zusammensetzt.

Zwischen dem SCP und dem SSP liegt die schwächste Stelle der RM, das sog. Rotatorenintervall (RI)^{65,104}. Hierin verläuft die Sehne des M. biceps brachii, der manchmal aus funktionellen Gründen auch zur RM gezählt wird, obwohl der zugehörige Muskel zum Oberarm und nicht zur Schulter gehört. Das RI weist vier Wände auf¹⁰⁹. Die Begrenzungen bilden kaudal das Lig. glenohumerale (superius), lateral der Vorderrand der SSP-Sehne, medial der Oberrand der SCP-Sehne und kranial das Lig. coracohumerale. Das RI bildet somit einen Trichter, der den intraartikulären Anteil der Bicepssehne einfängt und sie in den Sulcus bicipitalis leitet.

1.2.2. Biomechanik der Rotatorenmanschette

Eine wesentliche biomechanische Aufgabe der RM besteht in einer Haltefunktion, da eine knöchernen Führung im Glenohumeralgelenk fast vollständig fehlt, um den relativ großen Humeruskopf (Gelenkfläche ca. 24 cm²) in gelenkrichter Stellung zur relativ kleinen Gelenkpfanne (Gelenkfläche ca. 6 cm²) zu halten⁴⁶. Hierbei sind alle vier Muskelpartien der RM gleichermaßen

beteiligt. Für die im Schultergelenk wichtige Haltefunktion sind darüber hinaus der M. deltoideus und zu einem geringeren passiven Teil auch Bänder und Gelenkkapsel beteiligt^{44;100}.

Des Weiteren besitzen die Muskeln der RM eine bedeutsame Bewegungsfunktion. Fast jede Bewegung der Schulter geht mit einer Muskelaktion an der RM einher. Der Humeruskopf wird durch die RM aktiv gesteuert und stabilisiert. Sie übernimmt die „Führung“ des Schultergelenkes⁴⁴. Im Schultergelenk artikuliert das Caput humeri mit der Cavitas glenoidalis der Scapula. Es handelt sich hierbei um ein Kugelgelenk, dessen Bewegungen in drei Freiheitsgraden stattfindet. Um die Längsachse (Humerusschaftachse) wird der Arm rotiert, um die sagittale Achse (verläuft durch den Humeruskopf) wird der Arm ab- und adduziert und um die transversale Achse wird er ante- und retroflektiert. Einziger Innenrotator der RM ist der SCP (stärkster Innenrotator der gesamten Schultermuskulatur), wobei sein oberer Anteil der Anteversion des abduzierten Armes dient (aktiver Schutz vor anteriorer Luxation). Des Weiteren zentriert er das Glenohumeralgelenk, ebenso wie der ISP als stärkster Antagonist. Der ISP spielt die größte Rolle bei der Außenrotation (AR) im Schultergelenk, wobei er vom M. teres minor in seiner Funktion unterstützt wird. Er beteiligt sich an der Flexion und Abduktion des erhobenen Armes. Den wichtigsten Abduktor der RM stellt der SSP dar, der v.a. die Funktion des M. deltoideus unterstützt. Er ermöglicht die Außenrotation sowie die Retroversion des abduzierten Armes⁴⁴.

Somit besitzen die „Steuermuskeln“ der RM⁹⁵ im Glenohumeralgelenk eine Schlüsselfunktion mit folgenden Wirkungen⁴³:

- Direkte Erzeugung von Kompressionskräften im Glenohumeralgelenk
- Depression des Humeruskopfes
- Indirekte Erzeugung von Kompressionskräften bei einer Dezentrierung im Glenohumeralgelenk
- Erhöhung der Vorspannung der Gelenkkapsel

1.2.3. Belastung und Reißfestigkeit der Rotatorenmanschette

Ein wichtiger Aspekt für die RMR ist die Belastbarkeit der einzelnen RM-Muskeln. Ab welchen Belastungen (Versagenskraft) kann es zu einer partialen bzw. kompletten Ruptur kommen? In der Literatur werden bei Betrachtung der Kraftanstrengung einzelner Muskeln der RM verschiedene Angaben zu deren EMG-Aktivitäten genannt⁴⁴. Abb. 02 veranschaulicht diese als Anteil der Maximalaktivität einzelner RM-Muskeln, wodurch sich mittels der Ringelberg-Formel⁹² $[F = \chi_f * A * \%EMG / 100]$, mit $F = \text{Muskelkraft}$, $\chi_f = 10 \text{ kg/cm}^2$ (Fick-Konstante), $A = \text{Muskelquerschnittsfläche}$] unterschiedliche Muskelkräfte ergeben. Beispielhaft für den SSP ($A = 7,05 \text{ cm}^2$) ergibt sich nach Kronberg et al.⁵⁸ die maximal mögliche Muskelkraft von ca. 700 N bei 100° Abduktion; nach Perry et al.⁴⁴ die maximal mögliche Muskelkraft von ca. 415 N bei 30°-60° Abduktion.

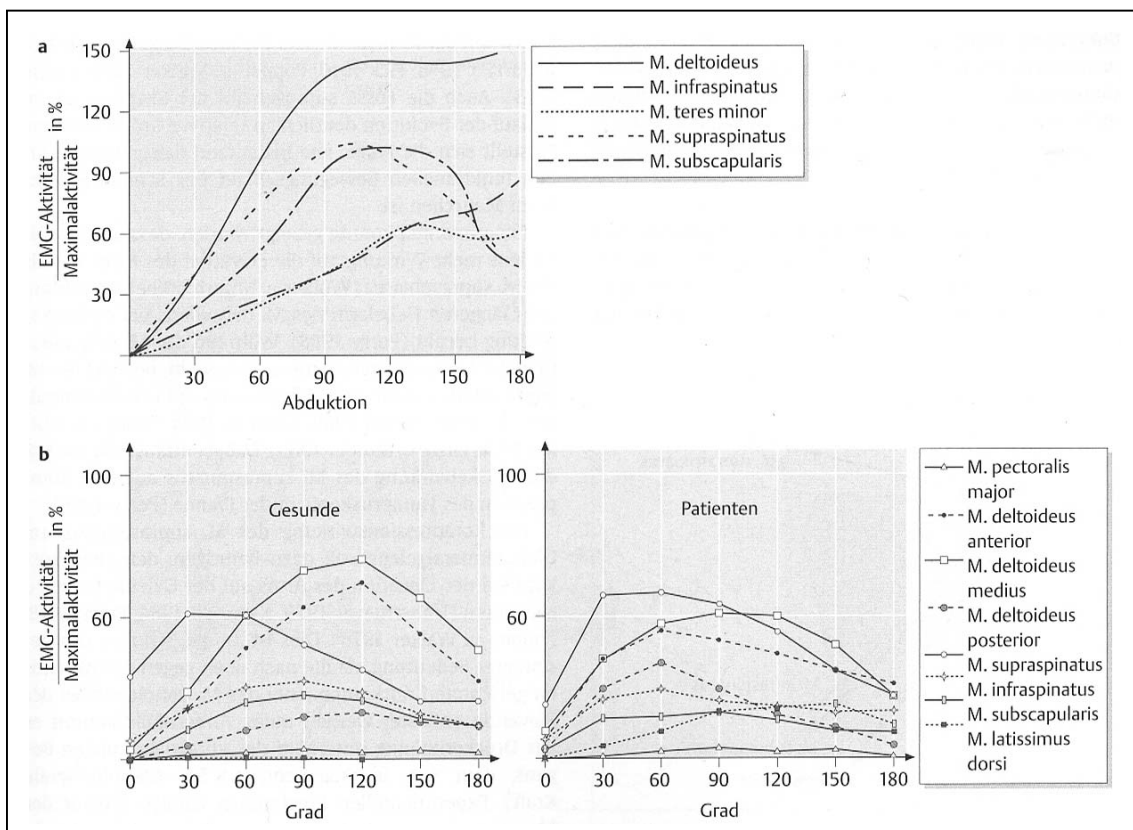


Abb. 02: EMG-Aktivität als Anteil der Maximalaktivität jedes Muskels bei Abduktion des Armes⁴⁴

a nach Kronberg et al.⁵⁸ (1987)

b nach Perry et al.⁸² (1988)

Anhand von Zugversuchen an intakten Supraspinatussehnen mit Insertion am Tub. maj. bei einer Altersverteilung von 23-94 Lebensjahren (LJ) konnte Rickert et al.⁸⁹ für die maximale Zugbelastung einen Mittelwert von 984 N messen. Dabei kam es in 68% zu knöchernem Versagen (Ausriss der Sehne am Tub. maj. oder eine weitreichende Destruktion des Tub. maj.) und in 32% der Fälle zum Versagen der SSP-Sehne.

1.2.4. Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschettenruptur

1.2.4.1. Pathogenese der Rotatorenmanschettenläsion

Zur Pathogenese der RM-Läsion nennt die Literatur zahlreiche Theorien, wobei heutzutage von einem multifaktoriellen Geschehen ausgegangen wird⁶⁶. Nach einer detaillierten Erstbeschreibung der RM durch Andreas Vesalius (16. Jhd.) in seinem Werk „De humanis corporis Fabrica Libri septi“ folgten die ersten Arbeiten über die Läsion der RM durch den Anatom J.G. Smith⁹⁹ (1834). Dieser beobachtete isolierte sowie kombinierte Schädigungen der SSP-Sehne, die er hauptsächlich auf traumatische Ursachen zurückführte. Unter Trauma wird z.B. ein Sturz auf den ausgestreckten Arm oder das plötzliche Fallenlassen eines Gegenstandes gezählt, der über den Kopf gehalten wurde und den Arm mitriss⁷⁹. Auch traumatische Schulterluxationen bei älteren Patienten führen häufig zu RM-Läsionen⁸³. Luxationsbedingte RMR werden in der Literatur gehäuft (bis zu 70%) nach dem 40. Lebensjahr beschrieben^{49;107}.

RM-Läsionen sind jedoch meistens durch degenerative Veränderungen bedingt^{35;71;74;87}. Diese umfassen Verschleiß durch Impingement und Abrieb^{76;77}, also Schäden, die durch repetitive Einklemmung der SSP-Sehne zwischen vorderer Acromionkante bzw. dem Lig. coracoacromiale und dem Caput humeri hervorgerufen wurden, wodurch diese sekundär degeneriert. Auch Bigliani et al.¹⁶ zeigten, dass das Acromion eine wichtige Rolle bei der RM-Läsion spielt. Zu einer Volumenverringerng des subacromialen Raums können verschiedene Veränderungen in Form und Neigungswinkel des Acromions, des vorderen Acromionsporns und nach unten vorstehende acromioclaviculäre Osteophyten beitragen. Codman^{28;29} fand heraus, dass Ernährungs- und Alterungsfaktoren

den Degenerationsprozess bestimmen. Er beschrieb in diesem Zusammenhang eine hypovaskuläre Zone im Ansatzbereich des SSP (sog. „critical zone“), bei der es infolge von Zellarmut und Nekrosen zur Bildung von Mikrorupturen, Granulationsgewebe oder dystrophischen Kalkeinlagerungen kommen kann. Eine lokale Minderdurchblutung des Sehnenansatzes beobachteten auch andere Autoren^{14;26;56;61;87}.

Uhthoff et al.^{103;104} teilten die verschiedenen Ätiologien der RMR zusammenfassend in intrinsische und extrinsische Faktoren ein:

- **Intrinsische Faktoren:**
Faktoren, die im Sehngewebe der RM selbst zu suchen sind, wie z.B. degenerative Tendinopathien (z. B. Tendinitis, Enthesopathien) und reaktive Tendinopathien (z.B. Tendinopathia calcificans).
- **Extrinsische (oder sekundäre) Faktoren:**
Faktoren, die von außen, also der unmittelbaren Umgebung, auf die RM einwirken. Gründe können in knöchernen Veränderungen (angeborene/ degenerative Acromionveränderungen, Osteophyten des Acromioclaviculargelenks (AC-Gelenk), zu langer Coracoidfortsatz, Knochenneubildungen des Tub. maj.) oder Weichteilveränderungen (Verdickung/ Versteifung des Lig. coracoacromiale, Capsulitis, Bursitis, etc.) liegen. Auch Traumen werden hierunter gezählt.

1.2.4.2. Klassifikation der Rotatorenmanschettenruptur

Die Einteilung der RM-Läsion spielt eine entscheidende Rolle für die jeweilige Therapie. Grundsätzlich wird unterschieden zwischen³⁸:

- Komplette Rupturen (87%)
- Inkomplette Rupturen:
 - artikulärseitig (3%)
 - bursaseitig (3%)
 - intratendinös (7%)

1.2.4.2.1. Komplette Rupturen der Rotatorenmanschette

Unter kompletter Ruptur (Komplettruptur) versteht man eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung der Sehne, wodurch eine unnatürliche Verbindung zwischen Gelenk und Subacromialraum hergestellt wird⁶⁵. Sie treten gehäuft bei älteren Patienten (> 60 LJ) auf. Ab dem 70. LJ steigt der prozentuale Anteil von 11% auf 50%, ab dem 80. LJ sogar bis auf 80%⁷³. In einer Studie von Radas et al.⁸⁶ zeigten sich jedoch nur bei 10% der Fälle Komplettrupturen (50.-80. LJ), wohingegen Zuckermann et al.¹¹³ in autoptischen Untersuchungen sie in 29% der Fälle nachweisen konnten. Im Vergleich hierzu treten komplette Rupturen selten bei jüngeren Patienten (< 40 LJ) auf^{50;73}.

Habermeyer et al.⁴⁶ unterscheiden bei der Komplettruptur drei verschiedene Sektoren zur Lokalisation der Läsion (Abb. 03):

- 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

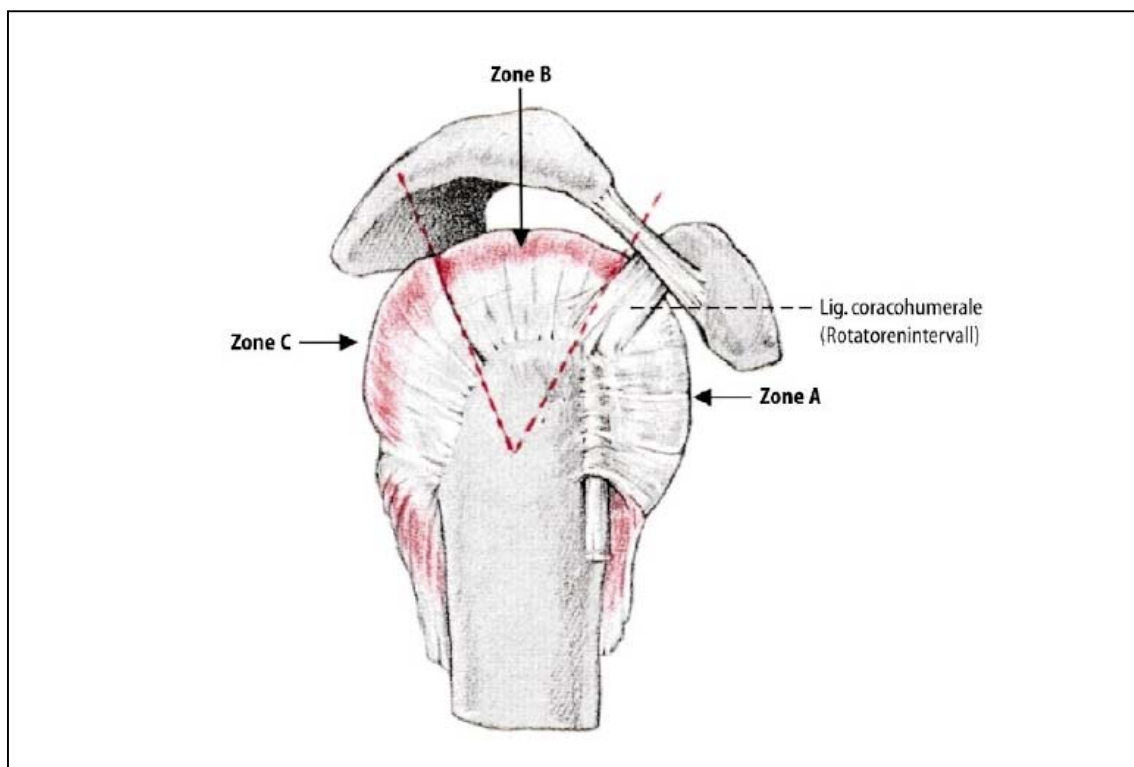


Abb. 03: Sektoreneinteilung nach Habermeyer⁴⁶

Unter Berücksichtigung der humeralseitigen Defektbreite am Insertionsort führte Bateman¹³ (1963) folgende Einteilung der RMR ein:

- Grad I: max. Ausdehnung der Läsion < 1 cm
- Grad II: max. Ausdehnung der Läsion 1-3 cm
- Grad III: max. Ausdehnung der Läsion 3-5 cm
- Grad IV: max. Ausdehnung der Läsion > 5 cm

1.2.4.2.2. Inkomplette Rupturen der Rotatorenmanschette

Unter inkompletter Ruptur (Partialruptur) versteht man eine in ihrer Kontinuität erhaltene Sehnenstruktur mit einzelnen gerissenen Sehnenfaserbündeln und dadurch deutlich beeinträchtigter physiologischer Stabilität. Ellman³⁶ teilt die Partialruptur nach arthroskopischen Gesichtspunkten folgendermaßen ein:

- Grad I: < 3 mm oder < 1/4 RM-Dicke
 - a) artikulärseitig
 - b) bursaseitig
- Grad II: 3-6 mm oder < 1/2 RM-Dicke
- Grad III: > 6 mm oder > 1/2 RM-Dicke

Eine Sonderform stellt die intratendinöse Ruptur zwischen den Sehnenblättern dar, bei der die Sehnenunter- und Sehnenoberfläche intakt bleiben.

1.2.5. Diagnostik der Rotatorenmanschettenverletzung

Zur klinischen Befunderhebung der RMR zählen eine ausführliche Anamneseerhebung, eine gezielte körperliche Untersuchung (unter Berücksichtigung der Halswirbelsäule und des scapulothorakalen Gleitlagers) mit Inspektion, Palpation, Beweglichkeits- und Kraftprüfung, Schmerzprovokations- oder Funktionstests sowie eine entsprechende Bildgebung (Sonographie, konventionelles Röntgen, Magnetresonanztomographie).

1.2.5.1. Anamnese

In vielen Fällen verläuft eine chronische RMR symptomlos, im Gegensatz zu einer akuten RMR, die einen charakteristischen zeitlichen Verlauf zeigt⁶⁵. Die Hauptsymptome akuter RM-Läsionen sind Schmerzen und Funktionsverlust. Die Patienten klagen über Schmerzen bei aktiven Bewegungen im Bereich von 60°-120° Abduktion („schmerzhafter Bogen“), aber auch bei AR gegen Widerstand. Meist werden Schmerzen im anterioren Schulterbereich und am Ansatz des M. deltoideus angegeben, gelegentlich mit Ausstrahlung in den Oberarm und lateralen Halsbereich. Nach wenigen Tagen bildet sich der anfänglich permanente Schmerz zurück. Patienten berichten dann über aktive Bewegungsschmerzen und Kraftminderungen wie z.B. erschwertes/unmögliches Arbeiten über Kopf. Häufig wird auch ein nächtlicher Schmerz beim Liegen auf der entsprechenden Seite angegeben.

Bei degenerativer Ätiologie zeigt sich eine allmähliche Zunahme der Schmerzsymptomatik, gelegentlich in Kombination mit subjektiver Kraftlosigkeit. In die Anamnese sollte das Alter des Patienten sowie die Berufs- und Freizeitanamnese (z.B. Überkopfarbeiten, Sport) miteinfließen.

1.2.5.2. Klinische Untersuchung

Die klinische Untersuchung ist mit einer Treffsicherheit von 79-90% von großer Bedeutung⁵², jedoch bedarf es zur genaueren Klassifizierung der Größe und Lokalisation des RM-Defektes der Bildgebung. Bei der Inspektion am entkleideten Patienten kann bei der Betrachtung des Schulterreliefs im Seitenvergleich eine Konturveränderung im Sinne einer Muskelatrophie auffallen, v.a. Atrophien in der Fossa supra- und infraspinata. Schwellung und Hämatombildung nach einem Unfallereignis weisen auf eine traumatische Genese hin. Beim Palpieren des kompletten Schultergürtels (AC-Gelenk, Tub. min. mit SCP-Ansatz, Sulcus intertubercularis mit langer Bicepssehne, Tub. maj. mit SSP- und ISP-Ansatz, Proc. coracoideus) wird vom Patienten meist ein unscharf umschriebener Druckschmerz im Bereich des Tub. maj. angegeben.

Wichtig bei der anschließenden Untersuchung der einzelnen Muskeln ist die Differenzierung zwischen aktiver und passiver Bewegung im Seitenvergleich entsprechend der Neutral-Null-Methode. Zunächst erfolgen orientierende Tests der Schultergelenkbeweglichkeit:

- für die Abduktion und AR: Kratztest nach Apley, Nackengriff (Abb. 04)
- für die Innenrotation (IR) und Adduktion: Schürzenbund-Griff (Abb. 05)
- für die beidseitige Abduktion: „Hampelmann“ (Abb. 06)



Abb. 04: Nackengriff²⁰



Abb. 05: Schürzenbund-Griff²⁰

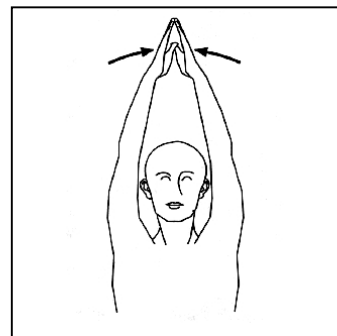


Abb. 06: „Hampelmann“⁸⁰

Für jeden einzelnen Muskel der RM lassen sich aufgrund der unterschiedlichen biomechanischen Kraftentwicklung verschiedene Tests heranziehen:

- Klinische Zeichen für eine SSP-Ruptur sind:
 - Jobe-Test (Abb. 07): Halten des Arms bei 90°-Abduktion gegen Druck von kranial, 30°-Horizontalflexion und IR
 - Patte-Test: wie Jobe-Test nur mit AR
 - Drop-arm-sign (Abb. 08): aktive Haltung in 90°-Abduktion gegen Schwerkraft bzw. Widerstand nicht möglich (sog. Pseudoparalysen⁶⁶)
 - 0°-Abduktions-Test (Starter-Test) (Abb. 09): aktive Abduktion bei 0°-Abduktion gegen Widerstand



Abb. 07: Jobe-Test²⁰

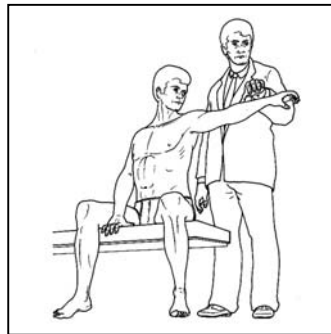


Abb. 08: Drop-Arm-Sign²⁰

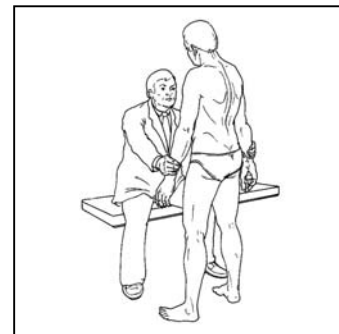


Abb. 09: 0°-Abduktions-Test²⁰

- Testung der Funktion der Außenrotatoren (ISP und M. teres minor):
 - ISP-Test (Abb. 10): AR-Schwäche gegen Widerstand in Schulter-Neutral-Null-Stellung mit 90°-Beugung im Ellenbogen
 - Abduktions-AR-Test (Abb. 11): 90°-Abduktion und 30°-Flexion, Ausschaltung des M. deltoideus, AR-Schwäche gegen Widerstand
 - „Hornblower´s-sign“ nach Walch¹⁰⁶ (Abb. 12): Adduktion der Hand zum Mund, IR-Ausweichung mit Ellenbogen über die Hand



Abb. 10: ISP-Test²⁰

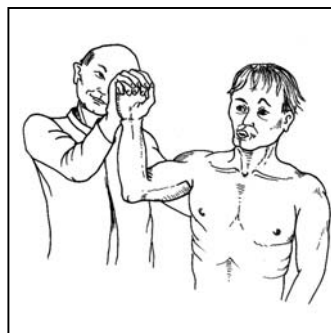


Abb. 11: Abduktions-AR-Test²⁰

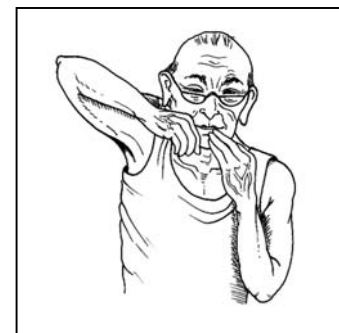


Abb. 12: Hornblower´s-Sign²⁰

- Beurteilung der Funktion des SCP:
 - „Belly-Press-Test“/Napoleon-Zeichen (Abb. 13): IR-Moment fehlt, Ellenbogen weicht nach dorsal ab
 - Subscapularis-/IR-lag-sign (Abb. 14): passive AR-Fähigkeit, aktive IR im glenohumeralen Gelenk gegen Widerstand
 - Lift-off-Test (Abb. 15): IR zum Schürzengriff und Dorsaldruck gegen Widerstand

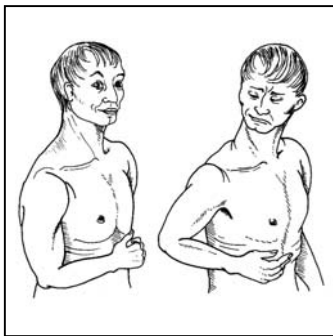


Abb. 13: „Belly-Press-Test“²⁰

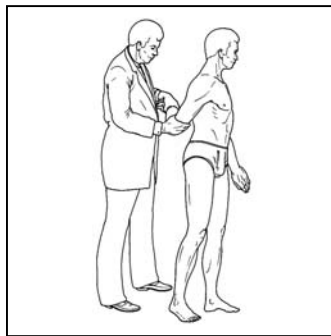


Abb. 14: IR-lag-sign²⁰

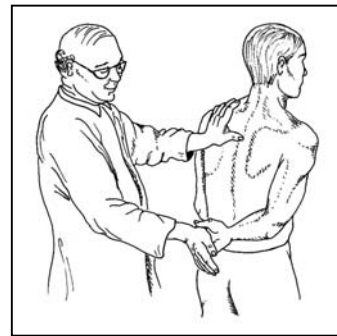


Abb. 15: Lift-off-Test²⁰

Verschieden Impingement-Tests werden zur Überprüfung einer Einklemmung/Entzündung im subacromialen Raum durchgeführt. Schmerzen, die bei einer Abduktion im Bereich zw. 60°-120° („painful arc“, Abb. 16) auftreten, weisen auf eine Läsion der SSP-Sehne hin, da diese hierbei zwischen Tub. maj. und Acromion eingeengt wird. Beim Impingement-Test nach Neer (forcierte Vorhebe-Adduktionsbewegung des gestreckten Arms) (Abb. 17) kommt es durch subacromiale Enge zu Schmerzen. Beim Impingement-Test nach Hawkins und Kennedy (forcierte IR) (Abb. 18) kommt es durch Einklemmung der SSP-Sehne unter bzw. gegen das Lig. coracoacomiale zu Schmerzen.

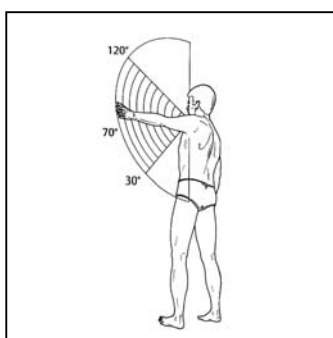


Abb. 16: „painful arc“²⁰

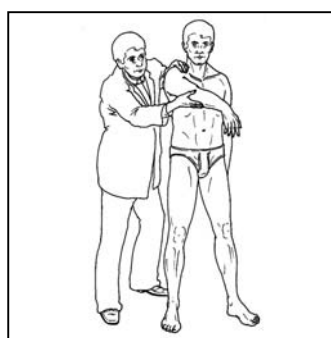


Abb. 17: Impingement-Test (Neer)²⁰

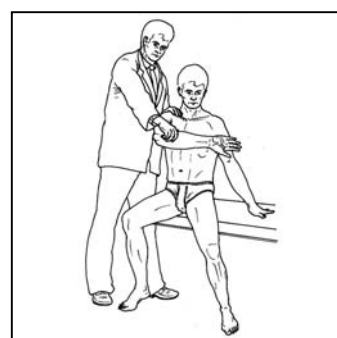


Abb. 18: Impingement-Test (Hawkins)²⁰

Weiter sollte auch die glenohumerale Stabilität mittels dem Apprehension-Test (Abb. 19) überprüft werden. Hierbei wird beim liegenden Patienten der betroffene Arm zur AR und Hyperextension gebracht sowie gleichzeitig Druck von dorsal und kranial gegen den Humeruskopf ausgeübt. Unsicherheit, Ausgleichsbewegungen oder mangelnde Abduktion und AR stellen ein positives Zeichen dar.

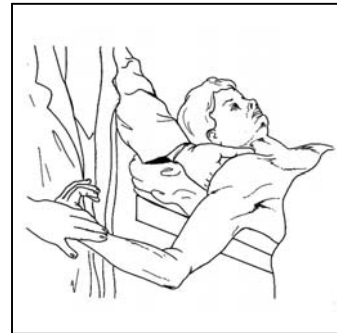


Abb. 19: Apprehension-Test (liegend)²⁰

Passiv ist das Schultergelenk meist frei beweglich. Bei der Rotationsbewegung nach Codman²⁹ spürt der Untersucher eine Krepitation (Abb. 20). Gelegentlich kann der RM-Defekt unter dem Acromionvorderrand palpiert werden oder es kann ein Schnappen der rupturierten Sehne unter dem Fornix humeri wahrgenommen werden.

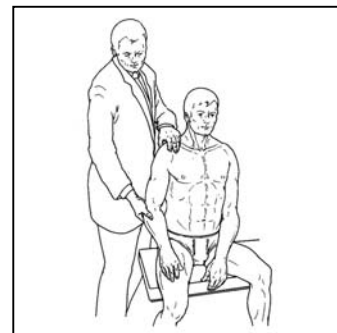


Abb. 20: Codman-Griff²⁰

Auch eine eingehende Untersuchung von Durchblutung, Motorik und Sensibilität (DMS) darf nicht fehlen. Die Einteilung der Muskelkraft erfolgt nach verschiedenen Kraftgraden:

- 0/5 keine Muskelaktivität
- 1/5 Muskelkontraktion, aber keine Bewegung des Armes
- 2/5 Bewegung des Armes, aber nicht gegen Schwerkraft
- 3/5 Bewegung des Armes gegen Schwerkraft
- 4/5 Bewegung des Armes gegen Widerstand
- 5/5 normale Kraft gegen vollen Widerstand

Bei der Einschätzung der Schulterfunktion kann der Constant-Murley-Score³¹ hilfreich sein, der eine Alters- und Geschlechtsadaptation erfordert⁴⁶.

1.2.5.3. Bildgebende Verfahren zur Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur

1.2.5.3.1. Sonographie

Die Sonographie hat sich mit einer Sensitivität von über 96% für Komplett-rupturen und ca. 90% für Partialrupturen als Standardverfahren zur Diagnostik der RM etabliert⁵¹. Als Standardschallkopf wird zur Weichteildiagnostik ein 7,5 MHz-Linearschallkopf verwendet. Die Sonographie ermöglicht den Grad der RM-Läsion zu beurteilen (Partial-/Komplett-ruptur, Ausdehnung des Befalls auf eine/mehrere Sehne(n), Retraktion von Sehnenstümpfen). Im Befund zeigt sich die RM als eine kranial konvex geformte Figur. Fehlt die Konvexität bzw. besteht eine Konturumkehrung, so spricht man von einer Partialruptur oder einer kleinen Komplett-ruptur.

In der Sonographie werden sichere von unsicheren Zeichen unterschieden⁴⁶:

- Sichere Zeichen der RM-Läsion:
Fehlen der Sehnenstruktur, Veränderungen der Sehnenform, fehlendes Mitbewegen der Sehne bei dynamischer Untersuchung
- Unsichere Zeichen der RM-Läsion:
Echogenitätsveränderungen (hyper- und hypoechogene Zonen, Inhomogenität) innerhalb der Sehnenstruktur

1.2.5.3.2. Konventionelles Röntgen

Zu den Standard-Röntgenbildaufnahmen bei der Diagnostik der RMR zählen der a.-p.-Strahlengang, die Supraspinatustunnelaufnahme („outlet view“) und die axiale Aufnahme. Das konventionelle Röntgen ist ein obligater Bestandteil der Diagnostik bei RMR-Verdacht und dient zum einen dem Ausschluss knöcherner Abrissfrakturen, Tumoren und Entzündungen sowie der Suche nach Arthrosezeichen. Zum anderen dient es der Betrachtung eines eventuellen Hochstandes des Humeruskopfes und des acromiohumeralen Abstandes (AHA). Eine rupturierte RM-Sehne hält den Humeruskopf nicht in der Gelenk-

pfanne, da der M. deltoideus den Humerus nach oben zieht, wodurch der AHA verringert wird (Normwert AHA > 7mm).

Es gelten folgende Pathologien als radiologische Hinweise⁴⁷:

- Traktionsosteophyt am Acromion
- AC-Gelenksosteophyt, AC-Gelenksarthrose
- Enthesopathie
- Verminderter AHA (AHA < 7mm)
- Os acromiale

1.2.5.3.3. Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) wird für die weiterführende und präoperative Diagnostik eingesetzt. Sie beruht auf einer guten Darstellung der periartikulären Schulterweichteile und somit auch der RM.

Kernspintomographische Zeichen der RMR sind:

- Sehndehiszenz
- Fortleitung des intraartikulären Ergusses
- Signalerhöhung im Rupturbereich
- Kalibersprung der Sehne
- Atrophie des Muskelbauches
- Erguss in der Bursa subacromialis

1.2.6. Differentialdiagnosen

Bei eingeschränkter Beweglichkeit im Schultergelenk, v.a. bei aktiver Abduktion, Flexion und AR, ist nicht ausschließlich an eine RMR zu denken. Differentialdiagnostische Überlegungen sollten hierbei weitere Erkrankungen an der Schulter miteinschließen, wie z.B. eine sekundäre Schultersteife beim Impingement-Syndrom (sog. sekundäre „frozen shoulder“), bei einer intra-

artikulären Bicepssehnenruptur, bei erheblichen Osteophyten unter dem Acromiondach bzw. am Ansatz des Lig. coracoacromiale, bei ausgeprägter AC-Gelenksarthrose oder eine primäre Schultersteife bei adhäsiver Capsulitis (sog. primäre „frozen shoulder“). Auch müssen vertebragene Schulterschmerzen abgegrenzt werden.

Bei ausgeprägten Schulterschmerzen darf eine orientierende neurologische Untersuchung nicht fehlen, um Nervenschädigungen (z.B. des N. axillaris, N. suprascapularis, N. thoracicus longus) ausschließen zu können.

1.2.7. Therapeutische Versorgung

Ziel der Therapie sollte die Wiederherstellung einer schmerzfreien, kraftvollen Schulterfunktion sein. Hierzu stehen dem Therapeuten zwei Wege zur Verfügung: die konservative und die operative Therapie. Indikationen und Kontraindikationen hierfür lassen sich in Tab. 01 finden.

| Konservative Therapie | Operative Therapie |
|---|---|
| <p>Indikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - langsamer Beginn - degenerative Genese - inaktiver Patient - Non-Compliance - begleitende Frozen shoulder | <p>absolute Indikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - traumatische SCP-Ruptur - Z.n. traumatischer Schulterluxation - akute traumatische RMR - kein Vorschaden - erwerbfähiges Alter - Compliance <p>relative Indikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - degenerative RMR - tiefe gelenkseitige SSP-Ruptur |
| <p>Kontraindikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - perakutes Trauma mit fehlender Schadenslage - primäre SCP- u. ISP-Beteiligung (wegen Verlust der Kopfzentrierung) - Z.n. Schulterluxation - aktiver Patient im Arbeitsleben bei gesicherter Compliance - hoher Funktionsanspruch in Sport und Freizeit - funktioneller Verlust der unteren Extremität (Rollstuhlfahrer) bzw. kontralateralen oberen Extremität | <p>absolute Kontraindikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Schulterinfekt - Algodystrophie - obere Armplexusläsion mit C5-C6-Beteiligung - Defekarthropathie und Milwaukee-Schulter - Omarthrose - AHA < 5 mm im Röntgenbild <p>relative Kontraindikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> - AHA zwischen 5-7 mm - Muskelatrophie IV° - Sehnenretraktion III° - begleitende Frozen shoulder / adhäsive Capsulitis |

Tab. 01: Indikationen und Kontraindikationen für die konservative und operative Therapie⁴⁶

1.2.7.1. Konservative Therapie

Es werden drei Phasen der konservativen Therapie nach Rockwood et al.⁹⁷ unterschieden:

- Phase 1: Wiederherstellung der Schmerzfreiheit
 - antiphlogistische und analgetische Medikation (ggf. ergänzende Steroidinjektion)
 - passive Bewegungsübungen mit manueller Therapie
 - Haltungs- und Wirbelsäulenschulung
- Phase 2: Erreichen eines Gleichgewichts zwischen Humeruskopfdepressoren, Scapulastabilisatoren und M. deltoideus
 - muskulärer Aufbau
 - Auftrainieren der Humeruskopfdepressoren
- Phase 3: Wiedereingliederung in arbeits- und sportspezifische Belastungen
 - Ergotherapie
 - medizinische Trainingstherapie

1.2.7.2. Operative Therapie

Bei der operativen Versorgung spielt der richtige Operationszeitpunkt eine wichtige Rolle. So sollte die akut traumatische RMR sofort oder auch postprimär nach Erreichen einer freien passiven Beweglichkeit im Schultergelenk operiert werden³⁴. Zumindest zeigten sich die besten Resultate bei einer Versorgung innerhalb der ersten sechs Wochen¹², jedoch sollte die Anamnesedauer sechs Monate nicht überschreiten¹⁵. Ein möglicher Nachteil der Akut-OP kann die Ausbildung einer Arthrofibrose als Folge einer vermehrten Proteinaseaktivität sein⁴⁶.

Entscheidend für das Outcome bei chronischen Rupturformen ist die Rupturgröße; hier hat der Operationszeitpunkt keinen Einfluss. Die Rupturgröße stellt den limitierenden Faktor für das postoperative Rekonstruktionsergebnis dar³⁰.

Zur Erfassung von Begleitverletzungen und zur Rupturklassifikation ist eine diagnostische Arthroskopie angezeigt, unabhängig davon, ob die RMR offen, mini-open oder arthroskopisch versorgt wird. Aber auch die MRT-Untersuchung ist hierfür hilfreich.

1.2.7.2.1. Verschiedene Zugangswege

Die Wahl des Zugangsweges variiert je nach Lokalisation des RM-Läsion⁴⁶ (Tab. 02):

| Lokalisation der RM-Läsion | Zugangsweg |
|--|---|
| Supraspinatusläsion | anterior-superiore Zugang nach Neer Alternative: antero-lateraler Zugang |
| antero-superiore RM-Läsion (kombinierte SCP- und SSP-Läsion) | Zugang nach Warner deltoideopectoraler Zugang |
| isolierte Subscapularisläsion | ventraler Zugang Deltoideopectoraler Zugang |
| Postero-superiore RM-Läsion (kombinierte SSP- und ISP-Läsion) | Zugang nach Debeyre und Kessel Zugang nach Gschwend |

Tab. 02: Zugangswege zur Rotatorenmanschette⁴⁶

1.2.7.2.2. Verschiedene Operationstechniken

Ein wichtiges Ziel der RM-Rekonstruktion ist die Wiederherstellung der Kraftvektoren der Schultermuskulatur und die Erhaltung eines Rotationszentrums³⁴. Die Wahl der optimalen operativen Therapie erfolgt abhängig vom AHA, vom Ausmaß und Retraktionsgrad der Ruptur sowie von einer eventuell bereits eingetretenen Muskelatrophie – neben den Kriterien des Patientenalters und des Funktionsanspruches (siehe Anhang: Algorithmen nach Dietz³⁴).

Unter dem AHA versteht man die Distanz zwischen der Akromionunterfläche und dem höchsten Scheitelpunkt des Humeruskopfes. Der AHA wird auf dem a.p.-Röntgenbild bei Neutral-Null-Stellung des Arms bestimmt. Bei einem AHA > 7 mm ist ein günstiges Operationsergebnis zu erwarten, bei einem AHA zwischen 5-7 mm wird ein sehr schwieriger Verschluss der RM prognostiziert

und bei einem AHA < 5 mm ist ein kompletter Verschluss des RM-Defektes nicht mehr möglich⁴⁶.

Zur Versorgung der RMR stehen dem Operateur drei verschiedene Möglichkeiten zur Verfügung:

- klassische offene Operationstechnik
- mini-open Operationstechnik
- arthroskopische Operationstechnik

1.2.7.2.2.1. Klassische offene Sehnen-Rekonstruktion

Der „Goldstandard“ der RM-Rekonstruktion ist bis heute die offene Versorgung mit transossären Nähten, die aber mehr und mehr durch eine arthroskopische bzw. arthroskopisch assistierte mini-open Versorgung mit Fadenankern abgelöst wird²⁷. Eine Indikation zur offenen Sehnen-Rekonstruktion wird nur noch gestellt, wenn eine arthroskopische oder mini-open Naht aufgrund entsprechender Rupturgröße oder entsprechendem Retraktionsgrad nicht durchführbar ist. Wesentliche Bestandteile bei der offenen RM-Rekonstruktion sind die subacromiale Dekompression, die laterale Clavikularesektion (fakultativ) und die RM-Rekonstruktion (anatomische/plastisch-chirurgische Rekonstruktion, Partialrekonstruktion oder Ersatzverfahren). Die Sehne wird in einer knöchernen Nut mit spezieller Nahttechnik oder mittels Fadenankern fixiert. Wesentlich ist die spannungsfreie Refixation.

1.2.7.2.2.2. Mini-open Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion

Sie wurde erstmals 1990 von Levy et al.⁶⁰ beschrieben. Zunächst wird eine arthroskopische subacromiale Dekompression durchgeführt. Die anschließende RM-Rekonstruktion wird dann über eine kleine Inzision mit Schnitt beginnend an der vorderen Acromionkante bis 4 cm distal reichend durchgeführt. Die eigentliche Rekonstruktion der RM erfolgt nach ausreichender Sehnenmobilisierung. Der Unterschied der mini-open-Technik zur klassischen offenen

Technik besteht darin, dass bei der mini-open-Technik der M. deltoideus nicht am Acromion abgetrennt werden muss und somit das Risiko für eine Delta-insuffizienz geringer ist. V.a. bei kleineren Rupturen (< 3 cm) ist die mini-open RM-Rekonstruktion der klassischen offenen RM-Rekonstruktion überlegen^{4,63}.

Nach Yamaguchi¹¹¹ (Tab. 03) wird unterschieden zwischen:

- arthroskopisch-assistierte offene Rekonstruktion
- minimal-offen-assistierte arthroskopische Rekonstruktion

| | arthroskopisch-assistierte offene Rekonstruktion | minimal-offen-assistierte arthroskopische Rekonstruktion |
|------------------------------|--|--|
| Gelenkinspektion | arthroskopisch | arthroskopisch |
| subacromiale Dekompression | arthroskopisch | arthroskopisch |
| Sehnen-Kapsel-Release | offen | arthroskopisch |
| ossäre Nahtfixierung | offen | arthroskopisch |
| Nahtverankerung in der Sehne | offen | offen |
| Sehnen-Knochen-Approximation | offen | offen |

Tab. 03: Vergleich der mini-open RM-Rekonstruktion nach Yamaguchi¹¹¹

1.2.7.2.2.3. Arthroskopische Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion

Ein wesentlicher Aspekt bei der Arthroskopie ist die Möglichkeit der Betrachtung sowohl des glenohumeralen Gelenks als auch dessen Umfeldes einschließlich des subacromialen Raumes. Für die RM bedeutet dies, dass sowohl deren Ober- als auch Unterfläche beurteilt werden können. Somit bleibt für die Arthroskopie nur der intratendinöse Bereich der RM nicht einsehbar⁴⁴. Bezüglich der RMR-Diagnostik hat die Arthroskopie bereits einen hohen Stellenwert eingenommen; sie erfordert jedoch den kostenträchtigeren Einsatz von Fadenankern, denn konventionelle transossäre Nahttechniken lassen sich arthroskopisch schwer verwirklichen. Weitere Nachteile der Arthroskopie stellen die lange Lernkurve für den Operateur sowie eine erhöhte Re-Rupturrate bei einer RMR > 3 cm dar.

Im Zusammenhang mit der arthroskopischen Rekonstruktionstechnik unterscheiden Lo und Burkhart⁶⁴ vier Rissformen:

1. Halbmondförmige Risse („crescent-shaped tears“) (Abb. 21a-c):

Gering retrahierte Manschette, aber Kontakt/Insertion am Knochen ist verloren gegangen, gut mobilisierbar und reponierbar, spannungsfrei am Knochen refixierbar.

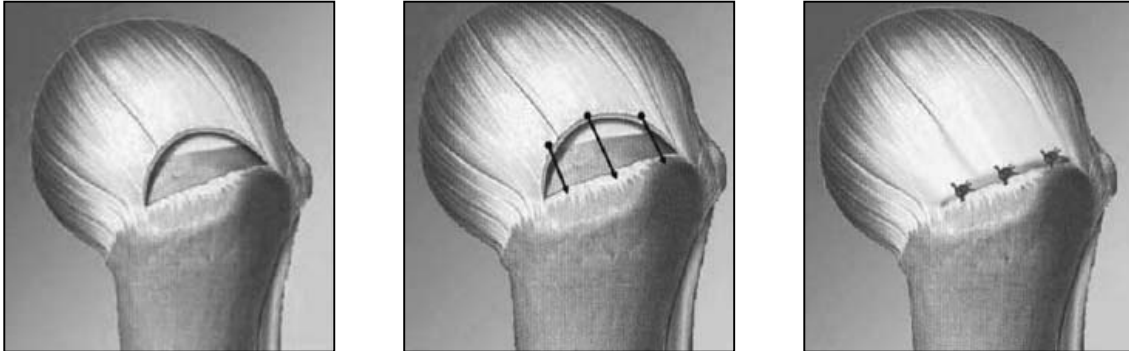


Abb. 21a-c: Rekonstruktionsbeispiel halbmondförmiger Risse („crescent-shaped tears“)¹⁹

2. L-förmige Risse („L-shaped tears“) (Abb. 22a-c):

Ähnlich den halbmondförmigen Rissen, gut mobilisierbar, Seit-zu-Seit-Naht, spannungsfrei am Knochen refixierbar.

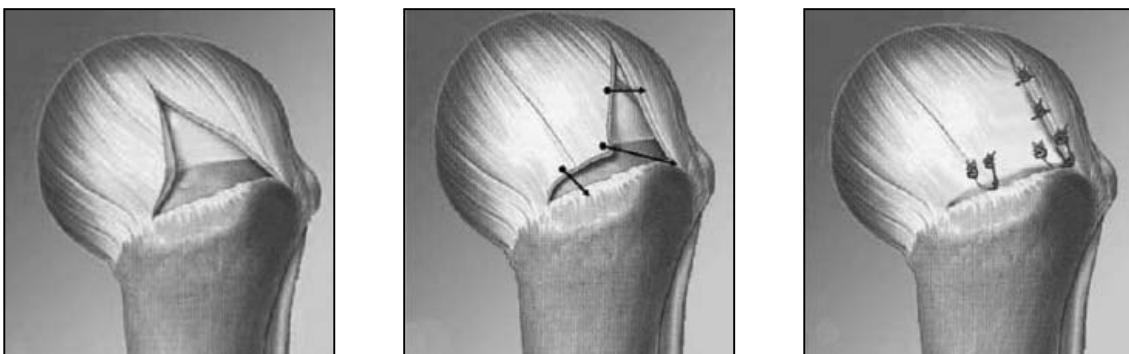


Abb. 22a-c: Rekonstruktionsbeispiel L-förmiger Risse („L-shaped tears“)¹⁹

3. U-förmige Risse („U-shaped tears“) (Abb. 23a-c):

Von anterior nach posterior mobilisieren, Verkleinerung durch Seit-zu-Seit-Nähten, knöcherner Refixierung.

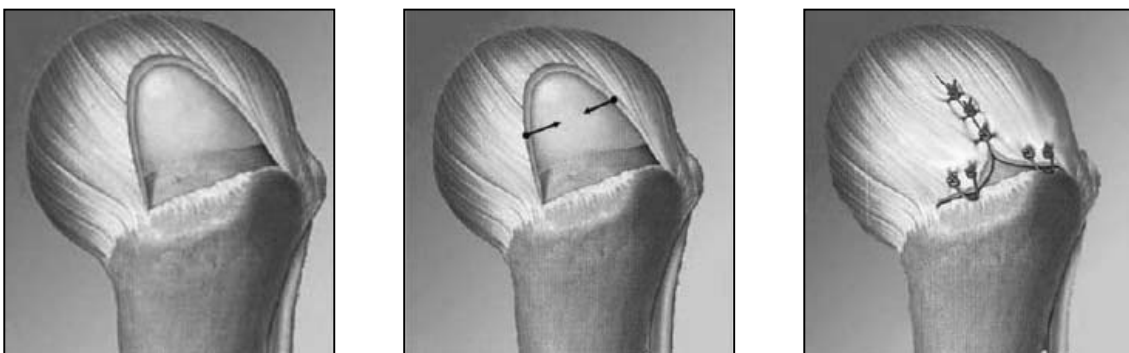


Abb. 23a-c: Rekonstruktionsbeispiel U-förmiger Risse („U-shaped tears“)¹⁹

4. Massive, kontrahierte, immobile Defekte („massive, contracted, immobile tears“) (Abb. 24a-c):

Mobilisierung der SSP-Sehne durch ventralen „interval slide“, Lateralisierung der mobilisierten SSP, knöcherner Fixierung des besser mobilisierbaren Sehnenanteils, Seit-zu-Seit-Naht.



Abb. 24a-c: Rekonstruktionsbeispiel massiver Risse („massive, contracted, immobile tears“) ¹⁹

1.2.7.2.3. Rekonstruktionsmaterialien und -techniken

Es stehen verschiedene transossäre Nahttechniken und Fadenanker (erstmalig von Goble⁴² 1985 eingeführt) zur RM-Rekonstruktion zur Verfügung. Bei den Nahttechniken hat man z.B. die Auswahl zwischen der einfassenden Naht nach Rockwood, der einfachen Naht nach Burkhart, der gegenläufigen (doppelten) U-Naht nach Walch und der Mason-Allen-Naht nach Gerber. Bei den Fadenankern unterscheidet man bezüglich des Verankerungsmechanismus z.B. zwischen Schraubankern, Press-fit-Ankern und Kippankern. Tab. 04 zeigt die grundsätzlichen Vor- und Nachteile von transossären Nähten und Fadenankern.

| Transossäre Nähte | Fadenanker |
|--|--|
| Vorteile: - kostengünstig (- höhere Primärfestigkeit als Fadenanker) (- geringere „gap-formation“) | Vorteile: - einfache, unkomplizierte Implantation - arthroskopische Technik möglich: kleinerer Zugang geringere Deltainsuffizienz - kürzere Regenerationszeit (bei arthroskopischer Rekonstruktion) |
| Nachteile: - schwierigere Implantation (i. Vgl. zu Fadenankern) - arthroskopische Technik schwer möglich - langwierigere Regenerationszeit (bei offener Rekonstruktion) | Nachteile: - kostenintensiv - zeitintensivere Operation - Fremdkörper |

Tab. 04: Vor- und Nachteile von Nähten und Fadenankern

1.2.7.3. Nachbehandlung von Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen

Die Nachbehandlung der RM-Rekonstruktionen gliedert sich in vier Phasen, die in Tab. 05 dargestellt sind.

| Phase | Maßnahme/Technik | Dauer (Grenzwerte) |
|---------------------------------|---|----------------------------------|
| I Protektionsphase | Schutz im teilimmobilisierenden Verband oder auf Kissen/Schiene, vorwiegend passive Übungen, Scapulastabilisierung, neurophysiologische Techniken, Bewegungsziel: passiv > 90° Flexion | ca. 3-6 Wochen (2.-8. Wochen) |
| II Intermediärphase | keine Verband- oder Schienenprotektion mehr, ggf. nur noch nachts, weiter passive und zusätzlich aktiv-assistierte Übungen mit kurzem Hebel (gebeugter Ellenbogen). In der zweiten Hälfte zunehmend aktive Bewegungen. Hauptziel: Wiederherstellung der Beweglichkeit, manuelle Mobilisation des Gelenkes, erste, dosierte isometrische Übungen auch der rekonstruierten Strukturen, Scapulastabilisierung und zentrierende neurophysiologische Techniken, Bewegungsziel: Flexion > 100-150°, Schürzengriff bis untere/mittlere Lendenwirbelsäule | ca. 6 Wochen (7.-12. Woche) |
| III Kräftigungsphase | Vervollständigung des Bewegungsumfangs, Kraftaufbau, isometrisch, später auxotonisch, Verbesserung der koordinativen Fähigkeiten, Behandlungsziel: Flexion >= 150°, Abduktion > 120-150°, annähernd freie Kombinationsbewegungen | ca. 3 Monate (4.-6. Monat) |
| IV Alltags- und Aktivitätsphase | fortgesetzte, überwiegend selbsttätige Gebrauchsschulung. Bei Sportlern oder besonderer Beanspruchung auch weiteres krankengymnastisches Training und medizinische Trainingstherapie. Behandlungsziel: Gebrauchsbesserung und Erhöhung der Belastungsfähigkeit und Ausdauer, ggf. noch weitere Beweglichkeitsbesserung. | ab 5.-7. Monat (4.-9. Monat) |

Tab. 05: Phasen I-IV der Nachbehandlung nach Kölbl und Hedtmann⁴⁴

1.2.7.4. Komplikationen bei der Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion

Nach Habermeyer et. al.⁴⁶ werden intra- und postoperative Komplikationen unterschieden:

- intraoperative Komplikationen:
 - Acromionfraktur bei fehlerhafter Acromioplastik
 - Verletzung des N. suprascapularis und N. axillaris
- postoperative Komplikationen:
 - Re-Ruptur
 - Anker-/Nahtversagen
 - Sehnenrandnekrose
 - Infektionen
 - Nachblutung
 - adhäsive Capsulitis und restriktive subdeltoidale Adhäsionen
 - Kraft- und/oder Bewegungsdefizit
 - heterotope Ossifikationen
 - Nahtinsuffizienz des M. deltoideus

In der Literatur liegt die Rezidivrate nach RM-Naht bei 17% bis zu 81%^{39;63;85}, Harryman et al.⁴⁸ fand sogar eine Abhängigkeit hinsichtlich der Anzahl betroffener Sehnen (SSP-Defekt 20%, Kombination von ISP- und SSP-Defekt 43%, 3-Sehnen-Defekt 68%), wobei die Re-Rupturraten altersabhängig waren. Eine Verminderung von Komplikationen, v.a. der Re-Rupturrate, bleibt ein wichtiges Ziel der Schulterchirurgie. Immer neue Anforderungen werden an die Verankerungssysteme und ihre Applikation gestellt¹¹². Wichtige Faktoren, die einen entscheidenden Einfluss auf das Ergebnis der RM-Rekonstruktion haben, sind die Knochenqualität des Humerus im Zusammenhang mit erhöhtem Lebensalter, die Qualität der Sehne sowie das Design, Material und die Primärfestigkeit der verwendeten Verankerungssysteme.

1.3. Zielsetzung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Studie war es, Verankerungssysteme zur Versorgung der RMR an menschlichen Humerus-Leichenpräparaten in einem biomechanischen in vitro Modell zu vergleichen. Besonderes Augenmerk wurde auf Unterschiede zwischen Fadenankern und transossären Nähten, deren biomechanischen Eigenschaften (Versagenskraft, Versagensmechanismus, Displacement und Primärfestigkeit) sowie deren Verhalten bezüglich unterschiedlicher Knochenqualität (gesund vs. osteopen) gelegt. Die Studie berücksichtigt zudem den Einfluss der Materialien und des Designs der Verankerungssysteme.

Folgende Thesen sollten im Zuge dieser Studie verifiziert werden:

- Verankerungssysteme unterscheiden sich in Material und Design. *Resultieren dadurch Unterschiede in der Versagenskraft, im Versagensmechanismus, im Displacement oder in der Primärfestigkeit?*
- Bei der RMR handelt es sich überwiegend um eine degenerativ bedingte Schädigung, die meist bei Patienten > 50 LJ auftritt. *Hat die unterschiedliche Knochenqualität des Tub. maj. Einfluss auf die RM-Rekonstruktion?*
- „Goldstandard“ der offenen RM-Rekonstruktion ist die transossäre Naht. *Sind die Versagenskraft und die Primärfestigkeit der transossären Naht signifikant höher als bei Fadenankern?*
- Der Metall-Schraubanker stellt bei arthroskopischer RM-Rekonstruktion in der Schulterchirurgie den „Goldstandard“ dar. *Erzielen Metall-Fadenanker in der Versorgung der RMR signifikant besser Ergebnisse als resorbierbare Fadenanker?*
- Hochreißfeste Fäden lösen zunehmend herkömmliche Polyester- und PDS-Fäden bei der RM-Rekonstruktionsnaht ab. *Beeinflussen diese Nahtmaterialien die biomechanischen Eigenschaften einer RM-Rekonstruktion?*

2. Material und Methoden

2.1. Präparate

Für die Studie wurden insgesamt 24 Präparate von 12 Leichen bestehend aus dem freipräparierten oberen Drittel des Humerusknochens verwendet. Das Sterbealter lag zwischen 27 und 93 LJ mit einem Mittelwert (MW) von 57 LJ (Abb. 25). Die Geschlechtsratio war acht männliche zu vier weiblichen Leichen.

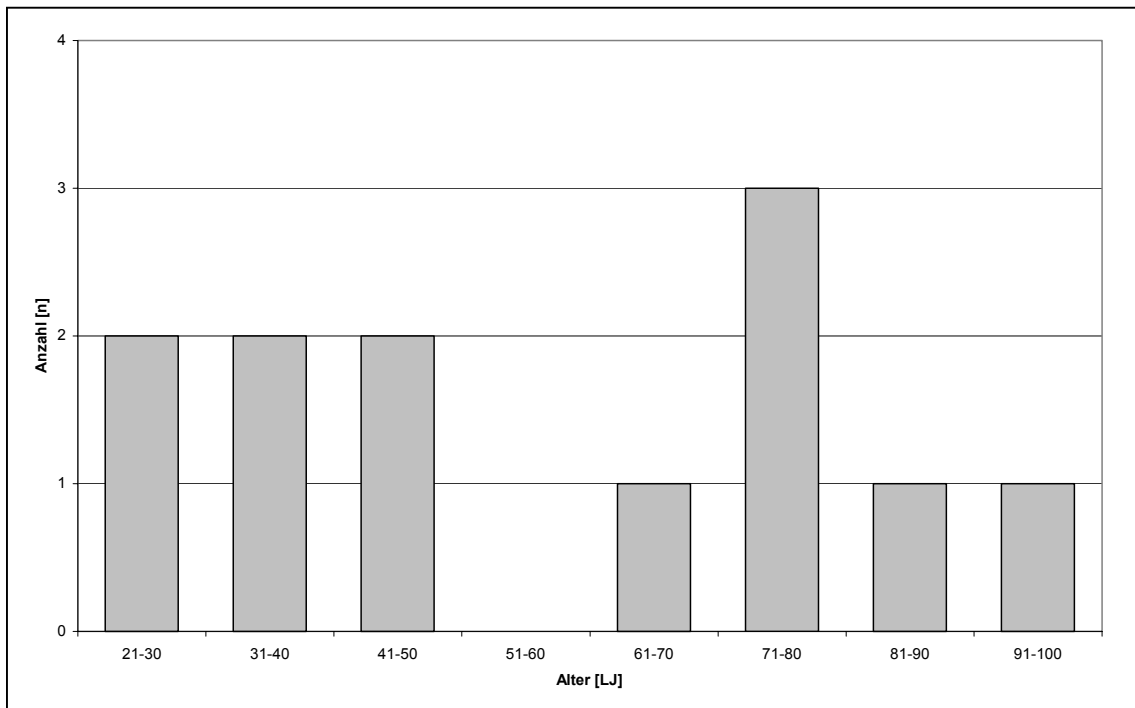


Abb. 25: Altersverteilung der verwendeten Leichenpräparate

Die Präparatentnahme erfolgte innerhalb 24 Stunden post mortem. Gelenkkapsel und Sehnenansätze wurden entfernt, so dass die Humerusköpfe frei von Weichteilgewebe waren. Makroskopisch intakte Humerusköpfe waren Grundvoraussetzung zum Einschluss in die Studie. Osteosynthesematerial, Prothesen, Zustand nach Fraktur bzw. anderen operativen Maßnahmen stellten Ausschlusskriterien dar.

Bis zum Beginn der Untersuchungen wurden die Präparate bei -21°C tiefgekühlt gelagert. 24 Stunden vor den Messungen wurden die jeweiligen Präparate bei 4°C schonend aufgetaut und während der Messung mit 0,9%iger

Natriumchlorid-Lösung feucht gehalten. Die Experimente wurden bei Raumtemperatur durchgeführt.

2.2. Messung der Knochendichte

Zur Quantifizierung des Mineralsalzgehaltes der verwendeten Humerusknochen wurden Knochendichtemessungen mittels eines 64-Zeiler-Computertomographen (Sensation 64 Somatom, Siemens, München, Deutschland) durchgeführt. Die Auswertung erfolgte mit dem Programm Osteo (Siemens, München, Deutschland). Als Messvergleich diente ein Prüfkörper mit Wasser (ca. 0 HE) und Calcium (ca. 200 HE). Am Humeruskopf wurden Messungen in fünf Schichten (Schichtdicke 3 mm) vorgenommen, d.h. insgesamt eine Schichtdicke von 15 mm, die das gesamte Implantationsareal umfassten. Zum einen wurde der trabekuläre und kortikale Knochenmineralsalzgehalt [g/cm^3] am gesamten Humeruskopf ermittelt, zum anderen erfolgte eine Knochendichtemessung an den drei künftigen Ankerinsertionsstellen (anteriore, mittlere und posteriore) des Tub. maj. durch Hounsfield-Einheiten (HE).

Basierend auf den Knochendichtemessungen konnten die Präparate in zwei Knochengruppen eingeteilt werden:

- gesunde Knochengruppe
- osteopene Knochengruppe

Das Osteo-Programm wird meist zur Bestimmung der Knochendichte an der Lendenwirbelsäule verwendet und wurde für die Messungen am Humeruskopf angepasst. Aufgrund fehlender Standardwerte für die Knochendichte am Humeruskopf ist eine exakte Abgrenzung bezüglich Osteopenie und Osteoporose nicht möglich, weshalb in der vorliegenden Studie nur von osteopenen Knochen gesprochen wird.

2.3. Verankerungssysteme

2.3.1. Beschreibung der verwendeten Verankerungssysteme

Getestet wurden zwei Schraubanker [Spiralok 5,0mm (PLA) und Super Revo 5mm (Titan)], ein Press-Fit-Anker [Bioknotless RC (PLA)], ein Kippanker [UltraSorb (PLA)] (Abb. 26) und zwei transossäre doppelte U-Nähte mit verschiedenen Fadenmaterialien (Orthocord und Ethibond Excel) (Abb. 27).

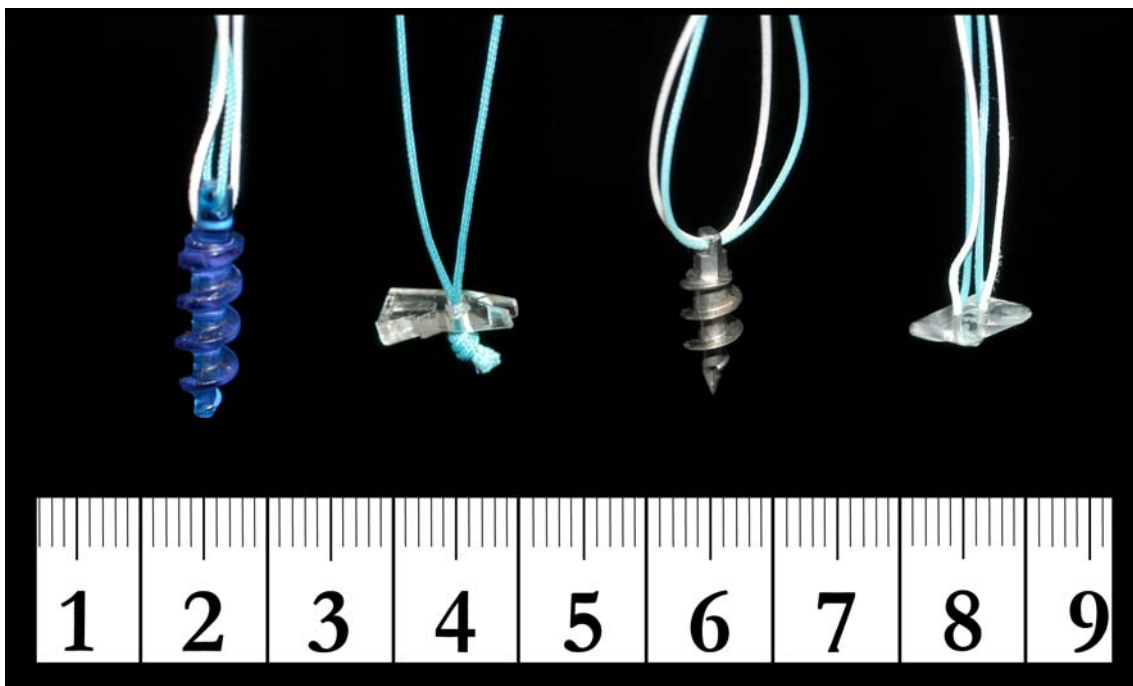


Abb. 26: Getestete Fadenanker (von links nach rechts):

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



Abb. 27: Getestete Nahtmaterialien (von links nach rechts):

- Orthocord (DePuy Mitek)
- Ethibond Excel (Ethicon)

Detailbeschreibung der Verankerungssysteme:

- Spiralok 5,0mm (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA): resorbierbarer Fadenanker, Schraubanker, aus Poly-L-Milchsäure mit nicht-resorbierbaren Ethibond-Polyamid-Fäden (USP 2) (Abb. 28).

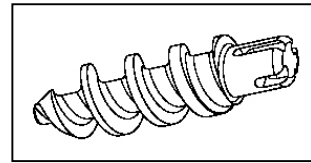


Abb. 28: Spiralok

- Bioknotless RC (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA): vollständig resorbierbarer knotenloser Fadenanker, Press-fit-Anker, aus Poly-L-Milchsäure mit Ethibond-Polyamid-Eyelet-Faden (USP 2) (Abb. 29).

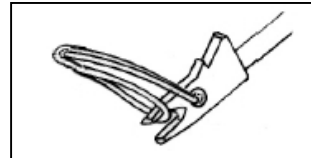


Abb. 29: Bioknotless

- Super Revo 5mm (Linvatec, Largo, FL, USA): Fadenanker aus Titan (Ti 6Al-4V ELI), Schraubanker, mit beschichteten nichtabsorbierbaren geflochtenen Polyesterfäden (USP 2) (Abb. 30).

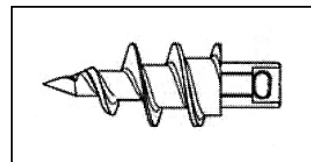


Abb. 30: Super Revo

- UltraSorb (Linvatec, Largo, FL, USA): resorbierbarer Fadenanker aus Poly-L-Milchsäure, Kippanker, mit silikonbeschichteten nichtabsorbierbaren geflochtenen Polyesterfäden (USP 2) (Abb. 31).



Abb. 31: UltraSorb

- Transossäre doppelte U-Naht mit Orthocord USP 2 (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA): hochreißfestes, teilresorbierbares Nahtmaterial, mit mittlerer Reißfestigkeit von ca. 250 N im linearen Zug und ca. 130 N im Knotenzug (Herstellerangaben).
- Transossäre doppelte U-Naht mit Ethibond Excel (Ethicon, Somerville, NJ, USA): nicht-resorbierbarer Polyesterfaden USP 2, mit mittlerer Reißfestigkeit von ca. 120 N im linearen Zug und 70 N im Knotenzug (Herstellerangaben).

2.3.2. Anker- bzw. Nahtmaterialien und Ankerdesign

2.3.2.1. Vergleich der Fadenanker

Die vier getesteten Fadenanker unterscheiden sich in Material, Implantationsvorgang, Verankerungsart und Design (Tab. 06).

| | Spiralok 5,0mm | Bioknotless RC | Super Revo 5mm | UltraSorb |
|---------------------------|--|---|----------------------------------|--|
| Material | PLA | PLA | Ti 6Al-4V ELI | PLA |
| Implantations- vorgang | vorkörnen, vorbohren, Gewinde schneiden, Anker einschrauben | vorkörnen, vorbohren, Anker einsetzen | vorkörnen, Anker einschrauben | vorkörnen, vorbohren, Anker einsetzen, festziehen |
| Verankerungsart | Schraubanker | Press-fit-Anker | Schraubanker | Kippanker |
| Ankeröhr-Design | 2 getrennte Ankeröhre (im 90°-Winkel) | 1 Ankeröhr | 1 Ankeröhr | 2 getrennte Ankeröhre (parallel) |

Tab. 06: Ankereigenschaften der getesteten Fadenanker

Die Schraubanker Spiralok 5,0mm und Super Revo 5mm unterscheiden sich neben ihrem Material und dem unterschiedlichen Ankeröhr-Design in der Anzahl der Gewindegänge sowie in der Gewindehöhe. Ihre Primärfestigkeit erhalten der Spiralok 5,0mm und der Super Revo 5mm durch eine Verschraubung im Knochen. Den Schraubankern stehen in dieser Studie ein Press-fit-Anker (Bioknotless RC) und ein Kippanker (UltraSorb) gegenüber. Der Bioknotless RC wird bei der Implantation in ein vorgebohrtes Führungsloch im Tub. maj. eingepresst und erreicht dadurch seine Primärfestigkeit. Ein extra Widerhaken im Design soll ein Verrutschen des Ankers verhindern. Der UltraSorb-Anker erzielt seine Primärfestigkeit nach Implantation durch einen dosierten Anzug, der eine Verkipfung und somit Verkeilung des Ankers im Knochengewebe bewirkt.

Mit Ausnahme des Bioknotless RC sind die getesteten Fadenanker mit zwei Fadenpaaren ausgestattet, die sich in der Befestigung der Fadenpaare an den Ankern unterscheiden. Beim Spiralok 5,0mm und UltraSorb finden sich zwei getrennte Fadenöhre, die zueinander im 90°-Winkel oder parallel angeordnet sind und ein unabhängiges Gleiten der Ankerfäden garantieren. Beim Super Revo 5mm laufen beide Fäden durch ein Ankeröhr. Die Besonderheit des Bioknotless RC ist die knotenlose RM-Rekonstruktion mittels Eyelet-Faden.

2.3.2.2. Vergleich der Nahtmaterialien

Die beiden getesteten Nähte unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Materialzusammensetzung. Der Orthocord-Faden ist ein synthetisches, geflochtenes Nahtmaterial, das aus resorbierbarem Polydioxanon (PDS) und nicht resorbierbarem UHMWPE hergestellt ist. Dieses hochreißfeste, teilweise resorbierbare Nahtmaterial ist mit einem Copolymer aus 90% Caprolakton und 10% Glykolid beschichtet. Der Ethibond Excel Faden ist ein geflochtenes und beschichtetes nicht-resorbierbares chirurgisches Nahtmaterial aus Polyethylterephthalat $[(C_{10}H_8O_4)_n]$. Das Material ist mit Polybutylat als Gleitmittel beschichtet.

2.3.3. Kostenaufstellung der Verankerungssysteme

Die Verankerungssysteme unterscheiden sich beachtlich in ihren Kosten. Grundsätzlich gilt, dass transossäre Nähte aufgrund ihres günstigen Nahtmaterials wesentlich preiswerter sind als Fadenanker. In Tab.07 sind die Anschaffungskosten der Verankerungssysteme aufgelistet.

| | Spiralok 5,0mm | Bioknotless RC | Super Revo 5mm | UltraSorb | Orthocord | Ethibond |
|--------|-------------------|-------------------|-------------------|-----------|-----------|----------|
| Kosten | 199,- € | 239,- € | 127,- € | 190,- € | 12,- € | 0,50 € |

Tab. 07: Kostenaufstellung der Verankerungssysteme (pro Stück, Stand: Juli 2008)

2.4. Implantation der Verankerungssysteme

Pro Tub. maj. wurden drei Verankerungssysteme im Abstand von 10 mm eingebracht (Abb.32), womit sich eine anteriore, eine mittlere und eine posteriore Implantationsstelle ergab. Die Ankerpositionen wurden systematisch variiert, um den möglichen Einfluss einer regional unterschiedlichen Knochendichte zu minimieren^{5,32,96}. Die Fadenanker wurden nach Anleitung der Hersteller in einem Winkel von 45° zur Humerusschaftachse eingebracht.

Dieser 45°-Winkel gilt nach der „Deadman“-Theorie von Burkhart^{22;32;102} als optimaler Implantationswinkel in Bezug auf die mechanische Stabilität der RM-Rekonstruktion mittels Fadenanker. Die Anker wurden mit dem gelieferten Fadenmaterial getestet. Als Zugfadenersatz wurden beim Bioknotless RC zwei Orthocord-Fäden durch den Eyelet-Faden gelegt. Beim Einbringen der doppelten U-Nähte betrug der Abstand zwischen Ein- und Ausstich 7-10 mm. Es wurden keine zusätzlichen Plättchen zur Fixierung verwendet.

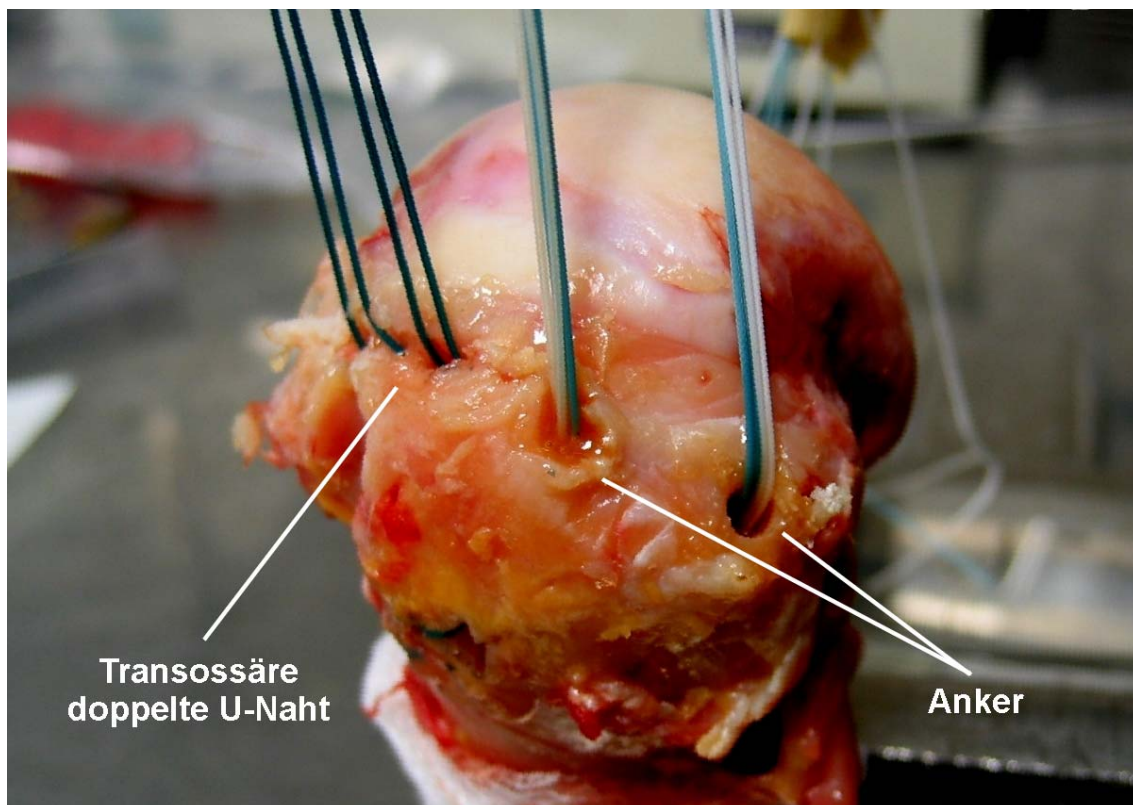


Abb. 32: Anteriore, mittlere und posteriore Anker-/Naht-Position im Abstand von ca. 10 mm

2.5. Messverfahren und Biomechanik

Zum Einsatz kam die Universalprüfmaschine Nr. Z010/TN2A der Fa. Zwick (Ulm, Deutschland) mit einem Messbereich von 20 N bis 10 kN und einer relativen Messunsicherheit von 0,21% (Abb. 33). Die Messungen und die Datenauswertung erfolgte mit dem Programm testXpert V 5.0 (Zwick, Ulm, Deutschland).

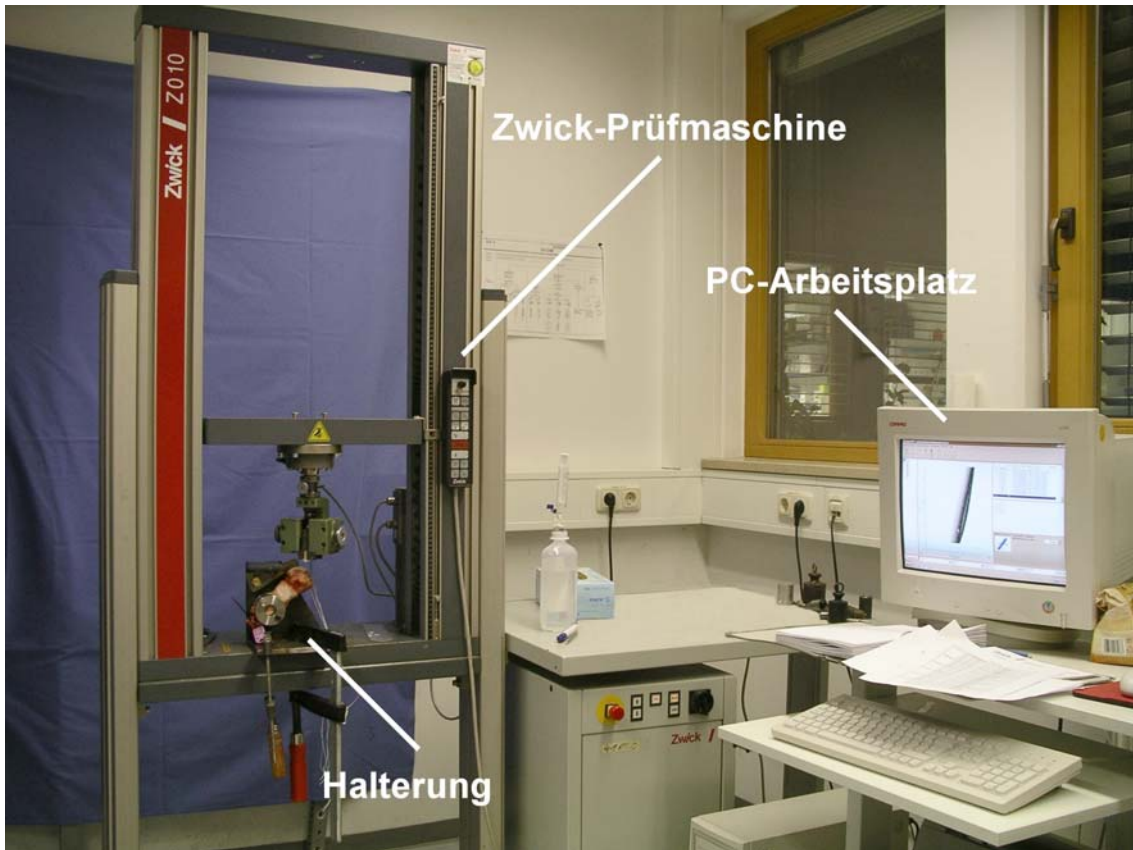


Abb. 33: Arbeitsplatz mit Zwick-Prüfmaschine

Die Humeri wurden in eine speziell angefertigte Halterung eingespannt, mit der sich die Knochen justieren ließen (Abb. 34).

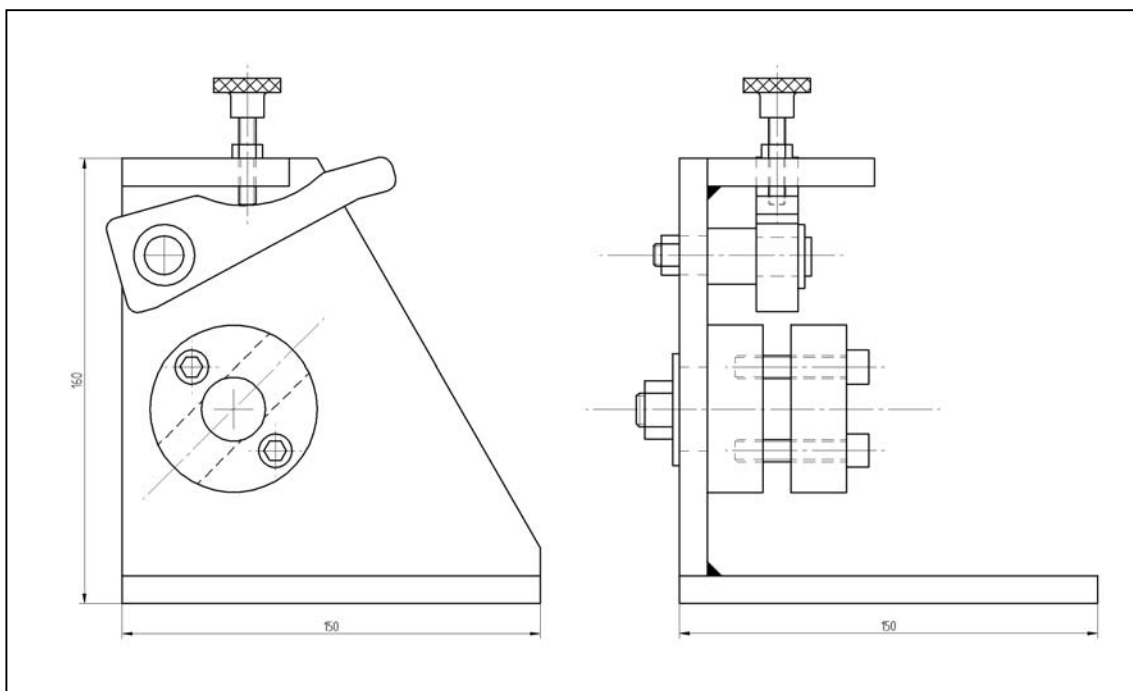


Abb. 34: Speziell angefertigte Halterung zum Einspannen der Humerus-Leichenpräparate

Der Winkel zwischen der Humeruslängsachse und der Zugrichtung an den eingebrachten Verankerungssystemen betrug 135° (Abb. 35). Dies entspricht dem physiologischen Zug der Supraspinatussehne⁹⁶. Jedes Verankerungssystem wurde einzeln getestet. Die Anker- bzw. U-Naht-Fäden wurden mit einem Abstand von 30 mm zwischen Implantationsstelle und Einspannbacken in der Zugmaschine befestigt.

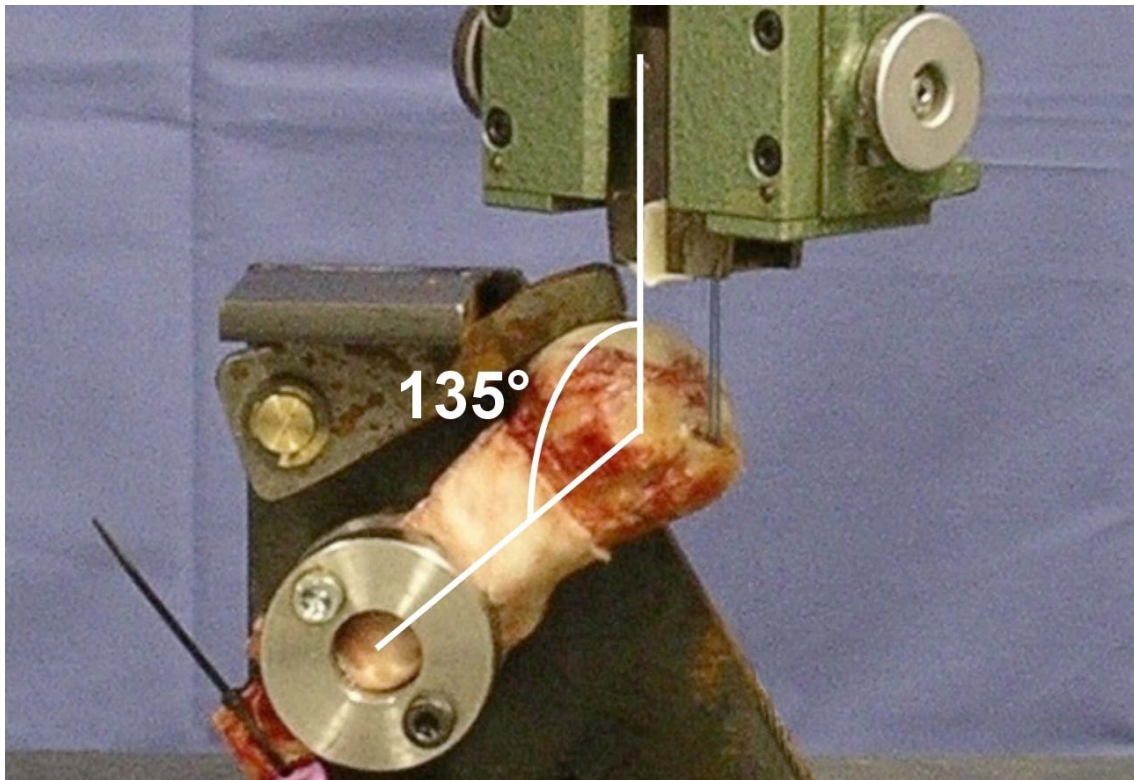


Abb. 35: Winkel zwischen Humeruslängsachse und Zugrichtung

Um die Bewegung in vivo zu simulieren, wurde eine zyklische Testung durchgeführt^{23;32;96}. Es wurde eine Vorkraft von 20 N und eine Zuggeschwindigkeit von 20 mm/min gewählt⁹⁶. Pro Kraftstufe wurde jedes Präparat für 50 Zyklen belastet, beginnend bei 75 N. Danach erfolgten sukzessive Steigerungen der Kraftstufen um jeweils 25 N bis zum Versagen der Verankerungssysteme⁹⁶.

Während des Testverfahrens wurden folgende Messpunkte protokolliert:

- Versagenskraft F_{\max} :
Maximal erreichte Zugkraft
- Versagensmechanismus:
Fadenriss, Anker-/Nahtausriss, etc.
- Displacement nach dem 1. Anzug bei 75 N:
Displacement bezeichnet die Längung des Systems Anker/Faden bestehend aus Anker-/Nahtdislokation im Knochen und irreversibler Dehnung des Fadenmaterials.
- Klinisches Versagen:
Erreichte das Verankerungssystem ein Displacement ≥ 5 mm, wurde die entsprechende Zyklenzahl und Kraftstufe dokumentiert. In vivo ist das Anwachsen der reimplantierten Sehne ab einem Displacement von 5 mm gefährdet (inkompletter Sehnen-Knochen-Kontakt, sog. „gap formation“).
- Gesamtes Displacementverhalten:
Das Gesamtdisplacement entspricht der Längung des Verankerungssystems vom ersten Zyklus bei Versuchsbeginn bis zum letzten vollständigen Zyklus bei Versuchsabbruch.

Die Primärfestigkeit der Verankerungssysteme kann nicht direkt als Messpunkt des Testverfahrens angegeben werden, sie resultiert jedoch aus dem Displacement und zugehöriger Versagenskraft.

Abb. 36 zeigt ein exemplarisches Ausgabeprotokoll der Zwick-Prüfmaschine mit den Einstellungen der Vorkraft von 20 N, der Versagenskraft und des Displacements nach dem 1. Anzug bei 75 N. Falls ein Verankerungssystem beim Höherschalten zur nächsten Kraftstufe versagte, wurde die dabei maximal erreichte Zugkraft notiert.

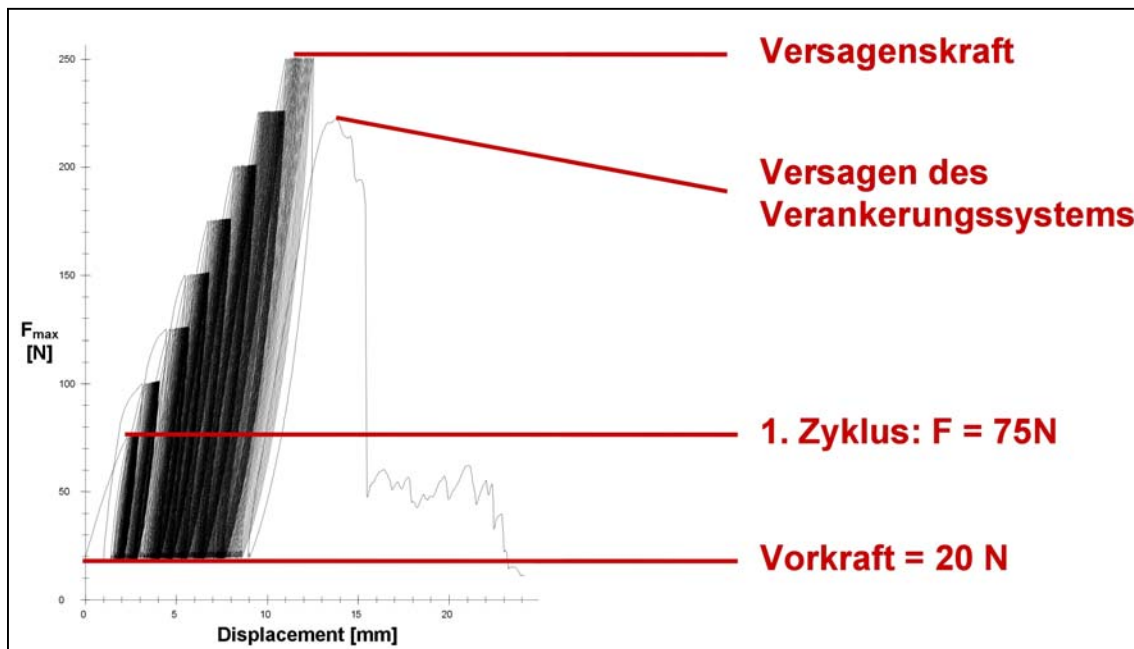


Abb. 36: Exemplarisches Ausgabeprotokoll (Kraft-Displacement-Diagramm) der Zwick-Prüfmaschine

2.6. 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 sechs Verankerungssysteme erfolgte mit dem Friedman-Test für multiple verbundene Stichproben. Bei Signifikanzen wurde als post-hoc-Test der Dunn-Multiple-Comparison-Test zum Einzelvergleich der Versuchsgruppen durchgeführt. Wurden nur zwei Verankerungssysteme miteinander verglichen, kam der Wilcoxon-Test zur Anwendung. Diese Tests sind nicht-parametrische Testmethoden. Die Signifikanzen wurden auf einem 5%-Niveau ($p < 0,05$) berechnet. Mit Hilfe der linearen Regressionsanalyse wurden die Korrelation zwischen der Knochendichte und der Versagenskraft ermittelt.

Die Daten wurden mittels Box-Plot-Diagrammen dargestellt und werden in Abb. 37 exemplarisch erklärt. Aus Gründen der Übersicht wurden nur Signifikanzen ($p < 0,05$) hervorgehoben; nicht-signifikante Daten ($p > 0,05$) wurden nicht eingezeichnet.

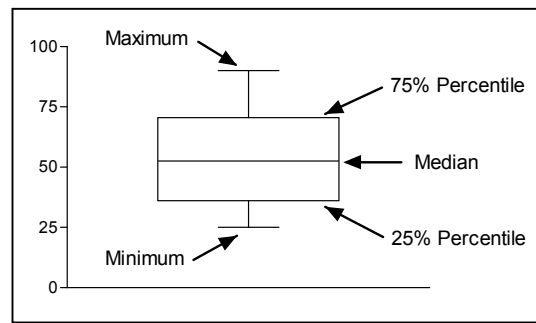


Abb. 37: Exemplarisches Box-Plot-Diagramm

3. Ergebnisse

3.1. Knochendichtemessungen und Einteilung der Präparate

Durch die Knochendichtemessungen am Tub. maj. mittels Hounsfield-Einheiten (Abb. 38) erfolgte eine Aufteilung der Präparate in zwei Gruppen mit je sechs Knochenpaaren:

- gesunde Knochengruppe [n=6]:
Humeruspräparate mit Werten > 50 HE
- osteopene Knochengruppe [n=6]:
Humeruspräparate mit Werten < 50 HE

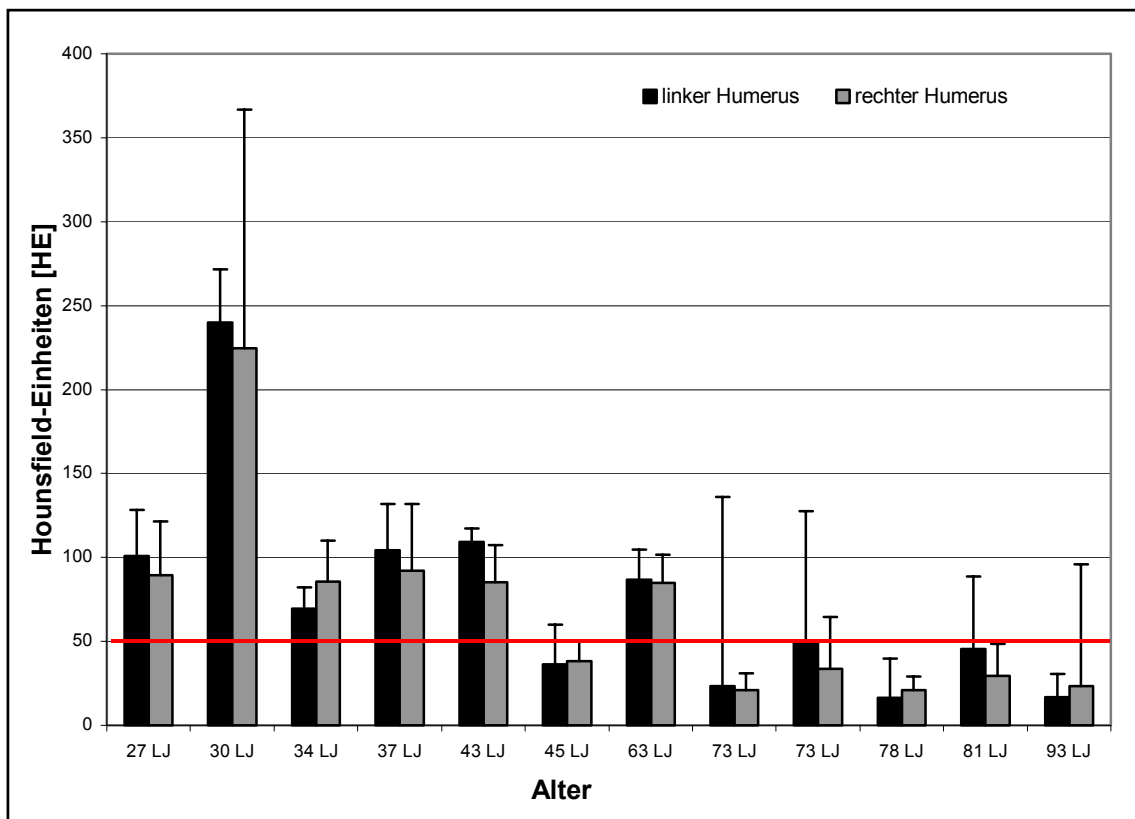


Abb. 38: Knochendichtemessungen am Tuberculum majus in Hounsfield-Einheiten

Die Aufteilung in die Knochengruppen konnte durch die Berechnung des Knochenmineralsalzgehaltes [g/cm^3] verfestigt werden. Es zeigte sich ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ bezüglich der trabekulären Knochendichte zwischen der gesunden Knochengruppe $0,111 \pm 0,026 \text{ g}/\text{cm}^3$ (MW \pm SD) und der osteopenen Knochengruppe $0,044 \pm 0,020 \text{ g}/\text{cm}^3$ (MW \pm SD), wobei zur

osteopenen Knochengruppe Präparate mit einem Knochendichtewert $< 0,100 \text{ g/cm}^3$ eingestuft wurden. Präparate mit darüberliegender Knochendichte wurden der gesunden Knochengruppe zugerechnet.

Abb. 39 zeigt die Messwerte und ihre Verteilung für den trabekulären und kortikalen Knochenmineralsalzgehalt.

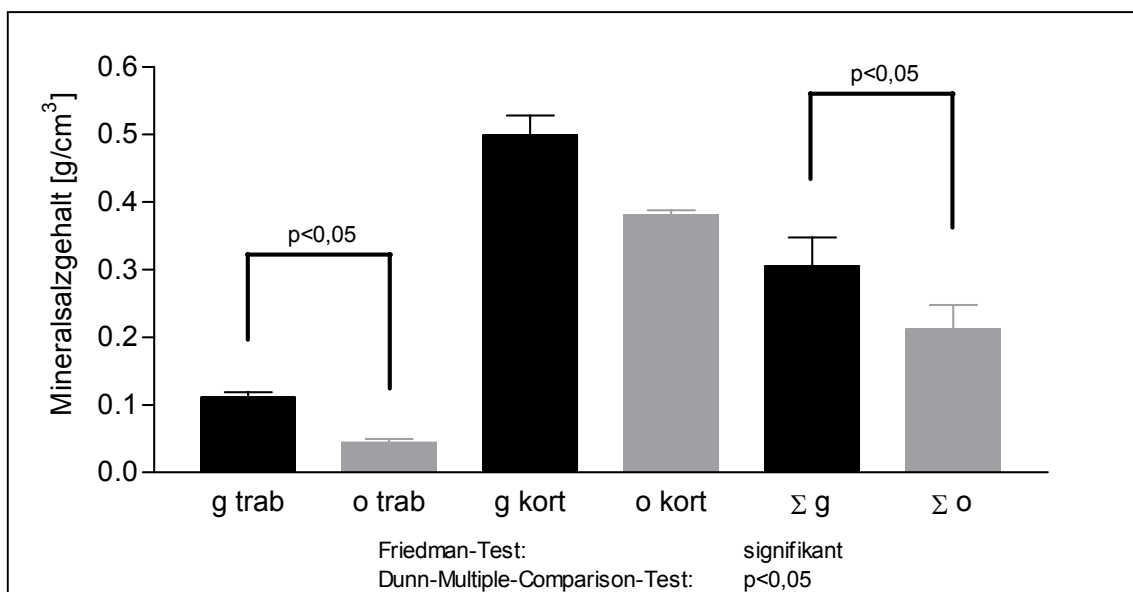


Abb. 39: Trabekulärer und kortikaler Knochenmineralsalzgehalt

- g gesunde Knochengruppe
- o osteopene Knochengruppe
- trab trabekulär
- kort kortikal
- Σ g mittlere Knochendichte (trab + kort) der gesunden Knochen
- Σ o mittlere Knochendichte (trab + kort) der osteopenen Knochen

Im anterioren, mittleren und posterioren Bereich des Tub. maj. konnten keine Unterschiede bezüglich der Knochendichte mittels HE festgestellt werden.

3.2. Alternieren der Anker-/Nahtimplantationsstellen

Der Vergleich der Implantationsstellen am Tub. maj. (anteriore, mittlere, posteriore), die im Versuch systematisch variiert wurden, zeigte keine Unterschiede in der Versagenskraft. Aufgrund der zu geringen Fallzahl der jeweiligen Fadenanker und doppelten U-Nähte an den entsprechenden Positionen (jeder Anker/Faden befand sich lediglich 4-mal an derselben Position im Tub. maj.) war eine statistische Prüfung der Ergebnisse nicht möglich.

3.3. Betrachtung der Verankerungssysteme **ohne** Berücksichtigung der Knochendichte

3.3.1. Fadenanker

3.3.1.1. Versagenskräfte

Die Versagenskräfte der einzelnen Verankerungssysteme reichten von 90 N bis 325 N. Bei Betrachtung aller 12 Präparate (gesunde und osteopore Knochengruppe) ergaben sich folgende Versagenskräfte für die einzelnen Fadenanker (Abb. 40):

- SpiraloK 5,0mm 222 ± 59 N (MW \pm SD)
- Bioknotless RC 188 ± 56 N (MW \pm SD)
- Super Revo 5mm 169 ± 41 N (MW \pm SD)
- UltraSorb 171 ± 41 N (MW \pm SD)

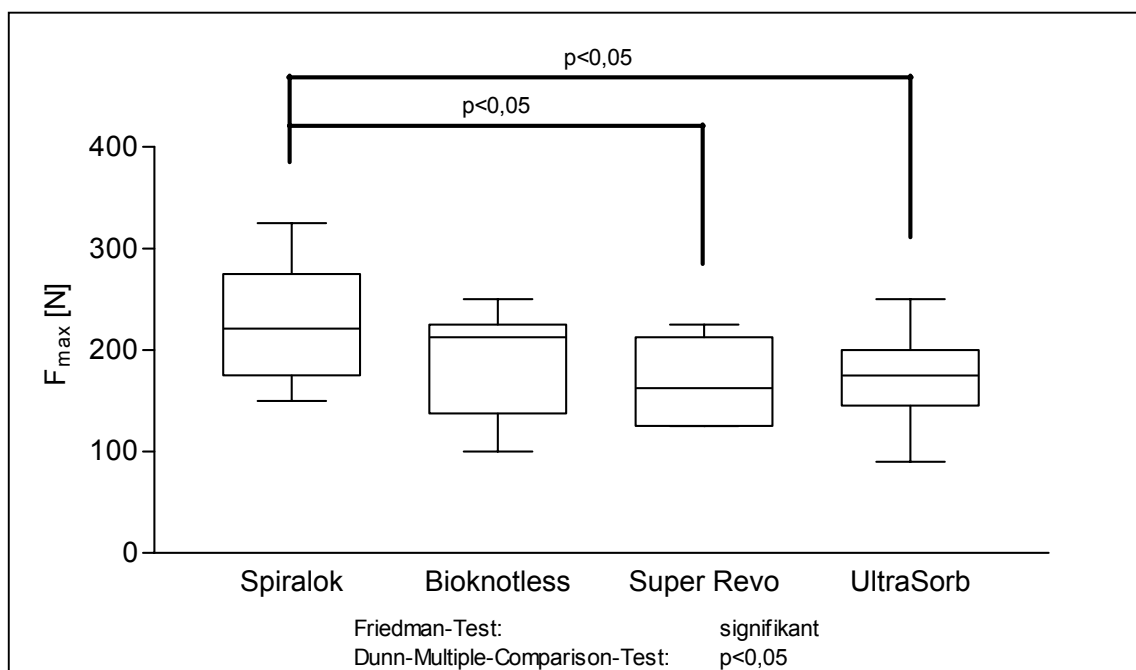


Abb. 40: Versagenskräfte der getesteten Fadenanker [n=12]

Im Friedman-Test ergab sich ein signifikanter Unterschied der vier Verankerungssysteme. Der anschließende Dunn-Multiple-Comparison-Test zeigte Signifikanzen zwischen dem Spiralok und dem Super Revo sowie zwischen dem Spiralok und dem UltraSorb (p jeweils <0,05).

3.3.1.2. Versagensmechanismen

Für die Fadenanker wurden folgende Versagensmechanismen dokumentiert:

- 23x Ankerausriss (Abb. 41)
- 23x Fadenriss
- 1x Bruch des Ankeröhrs
- 1x Dislokation des Eyelet-Faden-Knotens durch das Ankeröhr

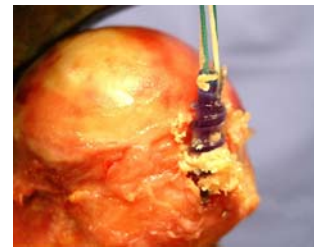


Abb. 41: Ankerausriss

Bei Fadenrissen wurde explizit zwischen Fadenrissen am Ankeröhr und Fadenrissen auf der Strecke zwischen Ankeröhr und Einspannbacken unterschieden.

In Tab. 08 sind die Versagensmechanismen für die jeweiligen Anker detailliert aufgelistet. Beim Super Revo traten gehäuft Fadenrisse am Ankeröhr auf. Demgegenüber kam es beim UltraSorb meist zu Ankerausrissen. Der Spiralok-Anker und Bioknotless RC wiesen eine ähnliche Anzahl von Ankerausrissen und Fadenrissen auf.

| | Spiralok 5,0mm | Bioknotless RC | Super Revo 5mm | UltraSorb |
|---|--|--|---|---|
| Versagens- mechanismen (Anzahl der Anker) | Ankerausriss (6) Fadenriss am Ankeröhr (3) Fadenriss (2) Ankeröhrbruch (1) | Ankerausriss (5) Knotenriss des Eyelet-Fadens (1) Eyelet-Fadenriss (5) Dislokation des Eyelet-Faden-Knotens durch das Ankeröhr (1) | Ankerausriss (4) Fadenriss am Ankeröhr (7) Fadenriss (1) | Ankerausriss (8) Fadenriss am Ankeröhr (1) Fadenriss (3) |

Tab. 08: Versagensmechanismen der getesteten Fadenanker [n=12]

Die Versagensmechanismen variierten in Abhängigkeit von der Zugbelastung. Zu Ankerarissen kam es meist schon bei geringen Kräften bzw. bei niedrigen Kraftstufen, folglich ist die Schwachstelle v.a. im Knochengewebe zu suchen. Mit zunehmender Kraft kam das Anker-/Fadenmaterial an seine Belastungsgrenzen, so dass es vermehrt zu Fadenrissen oder zum Bruch des Ankeröhrrs kam. Zusammenfassend können die Versagensmechanismen in zwei Gruppen unterteilt werden:

- Materialversagen: Fadenrisse jeglicher Art, Knotenrisse und Bruch des Ankeröhrrs
- Ankerarisse: gleichbedeutend mit Knochenversagen

3.3.1.3. Displacement nach dem 1. Anzug bei 75 N

Um die Primärfestigkeit eines Verankerungssystems beurteilen zu können, wurde ein besonderes Augenmerk auf das Displacement nach der ersten Belastung (1. Anzug bei 75 N) gelegt (Abb. 42), das sich wie folgt verteilte:

- SpiraloK 5,0mm $2,64 \pm 2,24$ mm (MW \pm SD)
- Bioknotless RC $13,84 \pm 5,82$ mm (MW \pm SD)
- Super Revo 5mm $1,79 \pm 1,47$ mm (MW \pm SD)
- UltraSorb $2,65 \pm 1,30$ mm (MW \pm SD)

Von den vier Fadenankern hatte der Super Revo 5mm das geringste Displacement, dicht gefolgt von SpiraloK 5,0mm und UltraSorb. Im Vergleich hierzu wies der Bioknotless RC ein wesentlich größeres Displacement auf (Displacement bis max. 22,65 mm). Dies veranschaulicht recht deutlich, dass es einen signifikanten Unterschied zwischen dem Bioknotless RC und den drei anderen Fadenankersystemen geben muss, welcher durch den Friedman-Test und den anschließenden Dunn-Multiple-Comparison-Test bestätigt wurde ($p < 0,05$).

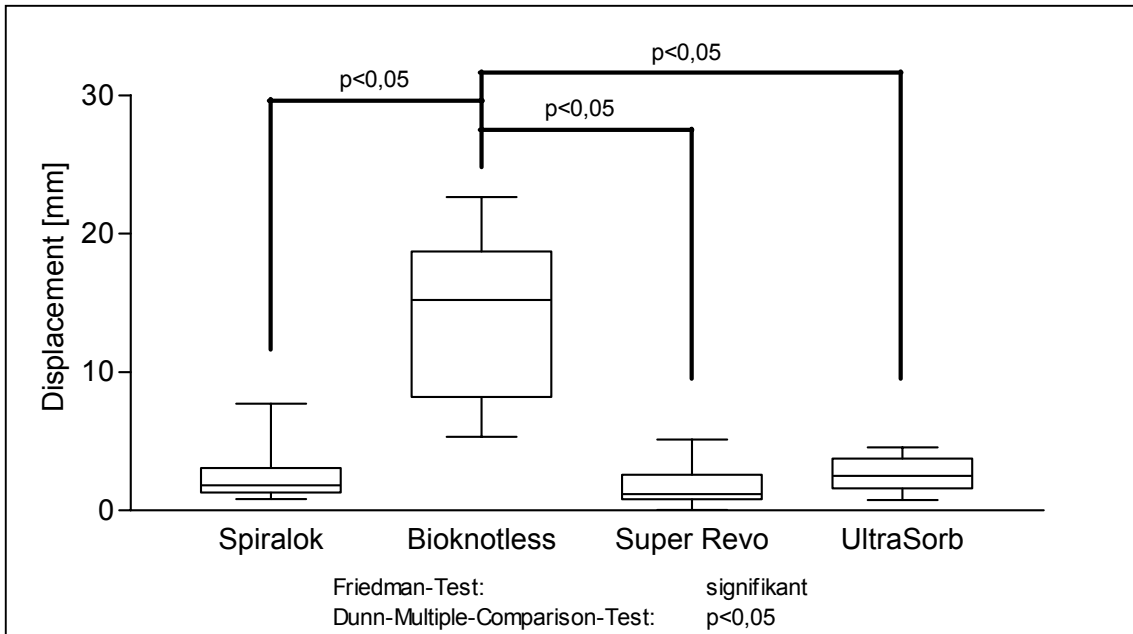


Abb. 42: Displacement der getesteten Fadenanker [n=12]

3.3.2. Doppelte U-Nähte

3.3.2.1. Versagenskräfte

Bei der Betrachtung der Versagenskräfte der verwendeten Nahtmaterialien für die 12 Präparate (gesunde und osteopore Knochengruppe) (Abb. 43) lag der Mittelwert des Orthocord-Fadens bei 166 ± 57 N (MW \pm SD) und der Mittelwert des Ethibond-Fadens bei 159 ± 58 N (MW \pm SD). Somit war kein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Nahtmaterialien festzustellen ($p > 0,05$).

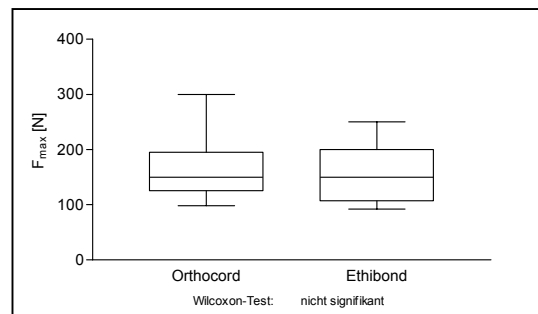


Abb. 43: Versagenskräfte der getesteten doppelten U-Nähte [n=12]

3.3.2.2. Versagensmechanismen

Sowohl bei der Orthocord-Naht als auch bei der Ethibond-Naht traten gehäuft Nahtausrisse auf, gelegentlich verbunden mit Ausrissen kleiner Knochenfragmente. Die Nähte schnitten aufgrund der Zugbelastung stark in den Knochen ein. Es wurden 21 Nahtausrisse aber nur drei Fadenriss dokumentiert.

3.3.2.3. Displacement nach dem 1. Anzug bei 75 N

Das Displacement für den Orthocord betrug $2,48 \pm 0,60$ mm (MW \pm SD). Mit $1,81 \pm 0,93$ mm (MW \pm SD) hatte der Ethibond Excel ein geringeres Displacement; ein signifikanter Unterschied konnte gegenüber dem Orthocord jedoch nicht festgestellt werden ($p > 0,05$) (Abb. 44).

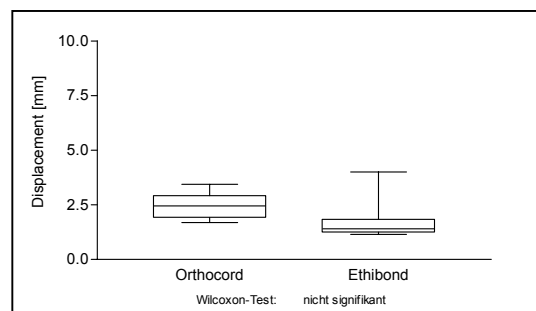


Abb. 44: Displacement der getesteten doppelten U-Nähte [n=12]

3.4. Betrachtung der Verankerungssysteme unter Berücksichtigung der Knochendichte

3.4.1. Schraubanker Spiralok 5,0mm (DePuy Mitek)

Der Mittelwert der **Versagenskraft** des Spiralok lag im gesunden Knochen bei 274 ± 29 N (MW \pm SD) und im osteopenen Knochen bei 171 ± 19 N (MW \pm SD). Im Wilcoxon-Test konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den Versagenskräften im gesunden vs. osteopenen Knochen festgestellt werden ($p < 0,05$) (Abb. 46).

Abhängig von der Knochendichte lässt sich folgende Verteilung der **Versagensmechanismen** des Spiralok 5,0mm ablesen (Abb. 45):

- gesunde Knochen:
 - Fadenriss am Ankeröhr (2)
 - Fadenriss (2)
 - Ankerauriss (1)
 - Ankeröhrbruch (1)
- osteopene Knochen:
 - Ankerauriss (5)
 - Fadenriss am Ankeröhr (1)

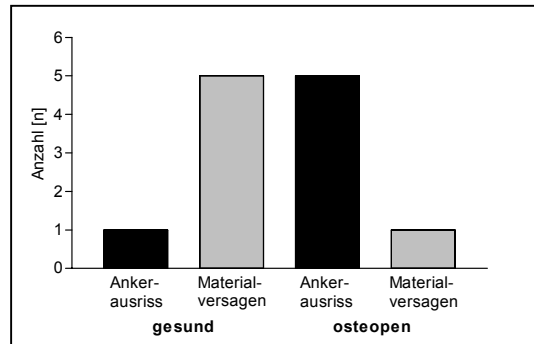


Abb. 45: Versagensmechanismen des Spiralok [n=6]

Es zeigten sich vermehrte Ankeraurisse im osteopenen Knochen. Im gesunden Knochen traten überwiegend Fadenrisse am Ankeröhr oder zwischen Ankeröhr und Einspannbacken auf.

Der Mittelwert des **Displacement** lag im gesunden Knochen bei $1,81 \pm 1,08$ mm (MW \pm SD) und im osteopenen Knochen bei $3,47 \pm 2,87$ mm (MW \pm SD) (Abb. 47). Im Wilcoxon-Test konnte kein signifikanter Unterschied im Displacement zwischen den gesunden und osteopenen Knochen festgestellt werden ($p > 0,05$).

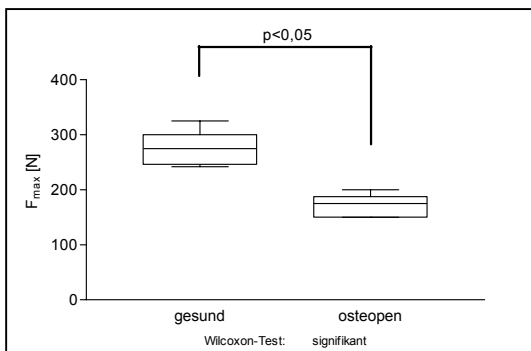


Abb.46: Versagenskräfte des Spiralok [n=6]

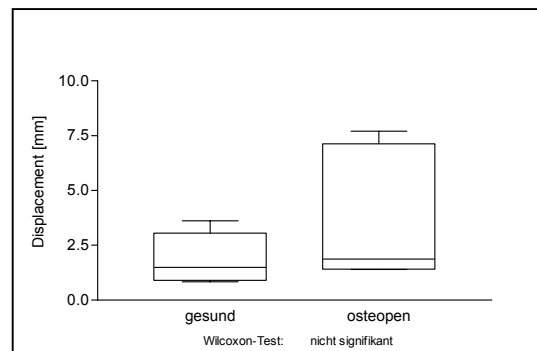


Abb.47: Displacement des Spiralok [n=6]

3.4.2. Press-fit-Anker Bioknotless RC (DePuy Mitek)

Für die **Versagenskräfte** des Bioknotless RC wurden folgende Werte gemessen: Im gesunden Knochen lag der Mittelwert der Versagenskraft bei 225 ± 16 N (MW \pm SD), im osteopenen Knochen bei 150 ± 57 N (MW \pm SD)

(Abb. 49). Mit $p > 0,05$ im Wilcoxon-Test zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen diesen beiden Versagenskräften.

Die **Versagensmechanismen** beim Bioknotless RC verteilen sich auf die beiden Knochengruppen folgendermaßen (Abb. 48):

- gesunde Knochen:
 - Eyelet-Fadenriss (3)
 - Ankerauriss (2)
 - Knotenriss des Eyelet-Fadens am Ankeröhr (1)
- osteopene Knochen:
 - Ankerauriss (3)
 - Eyelet-Fadenriss (2)
 - Dislokation des Eyelet-Faden-Knotens durch das Ankeröhr (1)

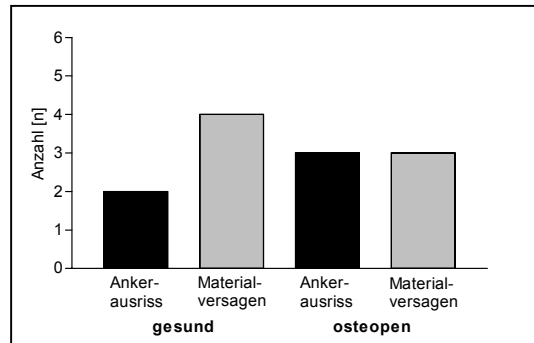


Abb. 48: Versagensmechanismen des Bioknotless [n=6]

Zusammengefasst zeigten sich bei diesem Fadenanker in beiden Knochengruppen sowohl Defizite bei der Verankerung im Knochen als auch im Eyelet-Fadensystem.

Vergleicht man das **Displacement** des Bioknotless RC beider Knochengruppen, findet man Mittelwerte von $12,42 \pm 6,48$ mm (MW \pm SD) bei gesunden und $15,26 \pm 5,26$ mm (MW \pm SD) bei osteopenen Knochen (Abb. 50). Es zeigte sich im Wilcoxon-Test keine Signifikanz zwischen dem Displacement im gesunden vs. osteopenen Knochen ($p > 0,05$).

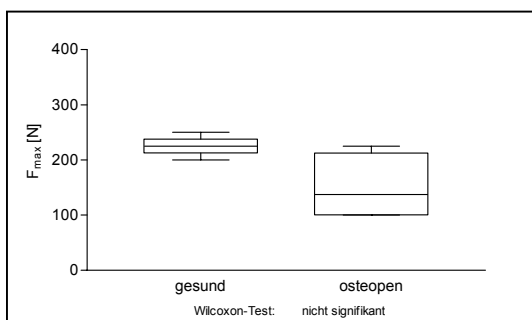


Abb. 49: Versagenskräfte des Bioknotless [n=6]

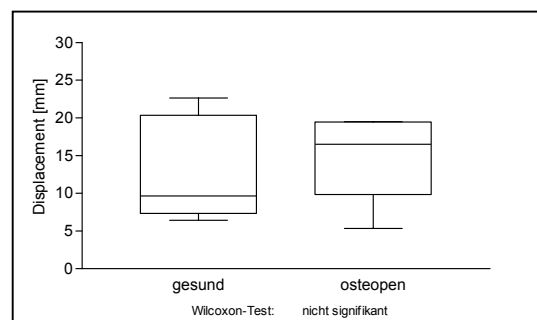


Abb. 50: Displacement des Bioknotless [n=6]

3.4.3. Titan-Schraubanker Super Revo 5mm (Linvatec)

Bei den **Versagenskräften** ergab sich für die gesunden Knochen ein Mittelwert von 188 ± 34 N (MW \pm SD) und für die osteopenen Knochen von 150 ± 42 N (MW \pm SD) (Abb. 52). Hierfür ließ sich mit dem Wilcoxon-Test keine Signifikanz errechnen ($p > 0,05$).

Die **Versagensmechanismen** des Super Revo Schraubankers im gesunden und osteopenen Knochen verteilten sich wie folgt (Abb. 51):

- gesunde Knochen:
 - Fadenriss am Ankeröhr (4)
 - Fadenriss (1)
 - Ankerausriss (1)
- osteopene Knochen:
 - Fadenriss am Ankeröhr (3)
 - Ankerausriss (3)

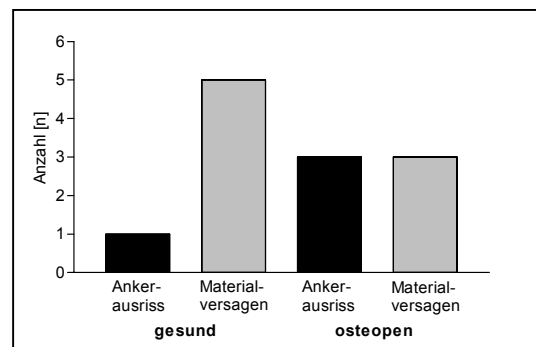


Abb. 51: Versagensmechanismen des Super Revo [n=6]

Beim Super Revo-Schraubanker zeigte sich sowohl in den gesunden als auch in den osteopenen Knochen ein vermehrter Fadenriss am Ankeröhr, wobei Ankerausrisse in den osteopenen Knochen im Vergleich zu den gesunden Knochen vermehrt auftraten.

Bezüglich des **Displacements** des Super Revo fand sich folgende Verteilung: $1,53 \pm 1,39$ mm (MW \pm SD) für die gesunden Knochen und $2,06 \pm 1,63$ mm (MW \pm SD) für die osteopenen Knochen (Abb. 53). Auch hier ließ sich kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen nachweisen ($p > 0,05$).

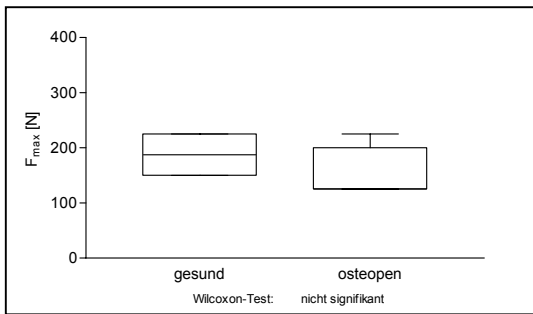


Abb. 52: Versagenskräfte des Super Revo [n=6]

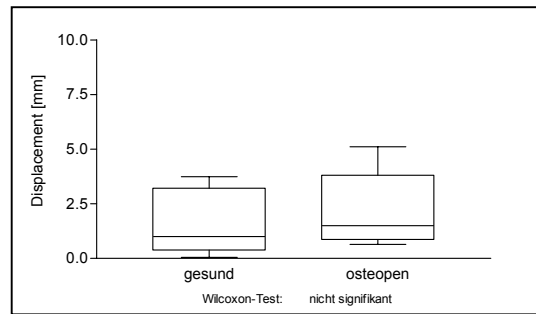


Abb. 53: Displacement des Super Revo [n=6]

3.4.4. Kippanker UltraSorb (Linvatec)

Vergleicht man beim UltraSorb die **Versagenskräfte** der gesunden und osteopenen Knochen miteinander, so zeigte sich keine Signifikanz ($p > 0,05$). Der Mittelwert für die gesunde Knochengruppe betrug 192 ± 34 N (MW \pm SD) und für die osteopore Knochengruppe 151 ± 40 N (MW \pm SD) (Abb. 55).

Bei der Betrachtung der **Versagensmechanismen** für den UltraSorb zeigten sich folgende Verteilungen (Abb. 54):

- gesunde Knochen:
 - Anker-
ausriss (3)
 - Fadenriss (2)
 - Fadenriss am Ankeröhr (1)
- osteopore Knochen:
 - Anker-
ausriss (5)
 - Fadenriss (1)

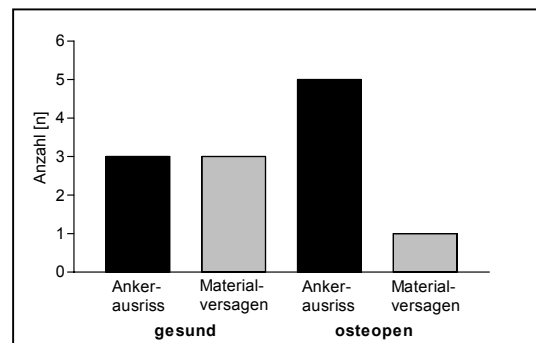


Abb. 54: Versagensmechanismen des UltraSorb [n=6]

Es traten beim UltraSorb-Kippanker sowohl im gesunden als auch im osteopenen Knochen gehäuft Anker-
ausrisse auf, so dass bei diesem Anker ein Defizit in der Verankerung im Knochen besteht. Eine Zunahme der Anker-
ausrisse war v.a. im osteopenen Knochen zu beobachten.

Im **Displacement** zeigt der UltraSorb-Kippanker einen Mittelwert von $2,58 \pm 1,56$ mm (MW \pm SD) im gesunden Knochen und einen Mittelwert von $2,71 \pm 1,14$ mm (MW \pm SD) im osteopenen Knochen (Abb. 56). Auch hier zeigte der Wilcoxon-Test keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$).

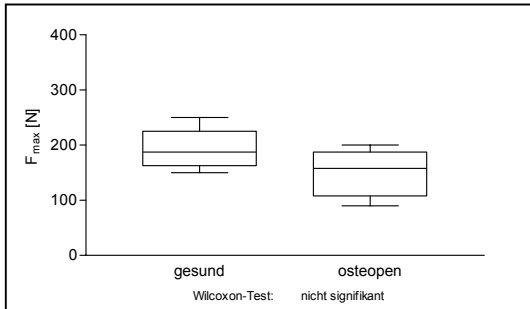


Abb. 55: Versagenskräfte des UltraSorb [n=6]

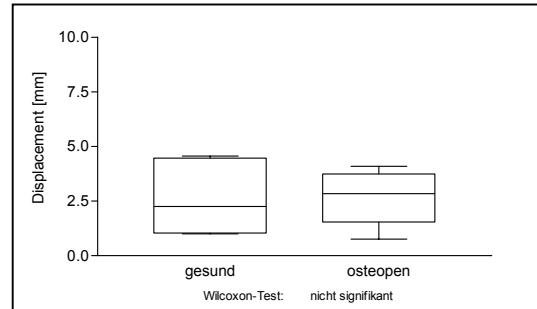


Abb. 56: Displacement des UltraSorb [n=6]

3.4.5. Orthocord-Faden (DePuy Mitek)

Im Mittel ergaben sich für die doppelte U-Naht mit dem Orthocord-Faden in der gesunden Knochengruppe höhere **Versagenskräfte** als in der osteopenen Knochengruppe. Der Mittelwert der doppelten U-Naht im gesunden Knochen lag bei 207 ± 52 N (MW \pm SD), im Vergleich hierzu lag er in der osteopenen Gruppe bei 125 ± 23 N (MW \pm SD) (Abb. 58) – somit war ein signifikanter Unterschied (Wilcoxon-Test, $p < 0,05$) zwischen der doppelten U-Naht mit dem Orthocord-Faden im gesunden vs. osteopenen Knochen zu beobachten.

Die **Versagensmechanismen** für den Orthocord-Faden zeigten folgende Verteilung (Abb. 57):

- gesunde Knochen:
 - Nahtausriss (5)
 - Fadenriss (1)
- osteopene Knochen:
 - Nahtausriss (6)

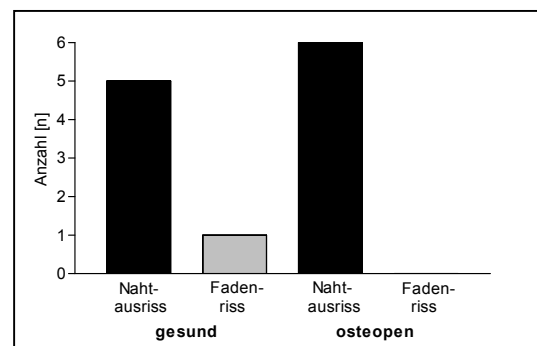


Abb. 57: Versagensmechanismen des Orthocord [n=6]

Abb. 59 zeigt das **Displacement** der doppelten U-Naht mit Orthocord-Faden. Im Detail wurde bei den gesunden Knochen im Mittel ein Displacement von $2,05 \pm 0,40$ mm (MW \pm SD) und bei den osteopenen Knochen von $2,92 \pm 0,42$ mm (MW \pm SD) gemessen. Es ergab sich im Wilcoxon-Test keine Signifikanz ($p > 0,05$).

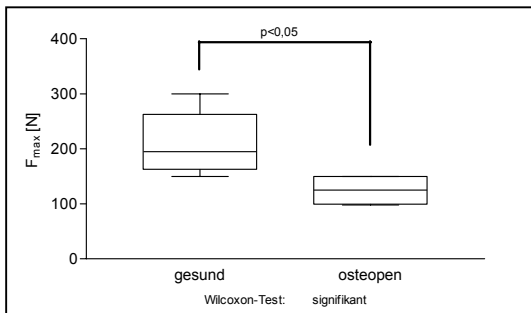


Abb. 58: Versagenskräfte des Orthocord [n=6]

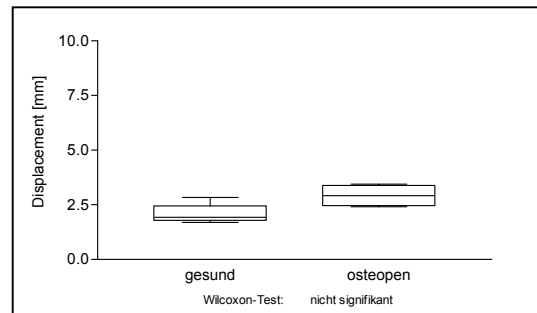


Abb. 59: Displacement des Orthocord [n=6]

3.4.6. Ethibond-Faden (Ethicon)

Die **Versagskraft** für die gesunde Knochengruppe ergab einen Mittelwert von 204 ± 43 N (MW \pm SD) und für die osteopore Gruppe einen Mittelwert von 114 ± 23 N (MW \pm SD) (Abb. 61) – somit war auch hier ein signifikanter Unterschied (Wilcoxon-Test, $p < 0,05$) zwischen der gesunden und der osteopenen Knochengruppe zu beobachten.

Beim Ethibond-Faden wurden folgende **Versagensmechanismen** festgestellt (Abb. 60):

- gesunde Knochen:
 - Nahtausriss (4)
 - Fadenriss (2)
- osteopore Knochen:
 - Nahtausriss (6)

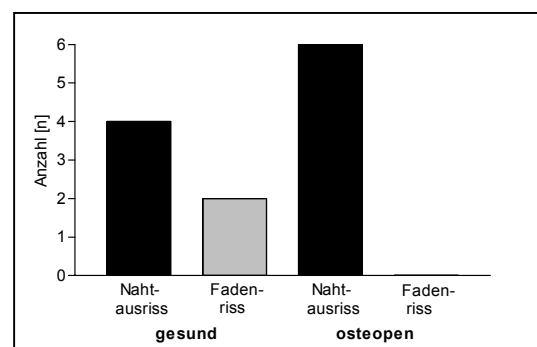


Abb. 60: Versagensmechanismen des Ethibond [n=6]

Im Schnitt lag das **Displacement** der gesunden Knochen bei $1,71 \pm 1,13$ mm (MW \pm SD) und das der osteopenen Knochen bei $1,92 \pm 0,78$ mm (MW \pm SD) (Abb. 62). Im Wilcoxon-Test ergab sich keine Signifikanz ($p > 0,05$).

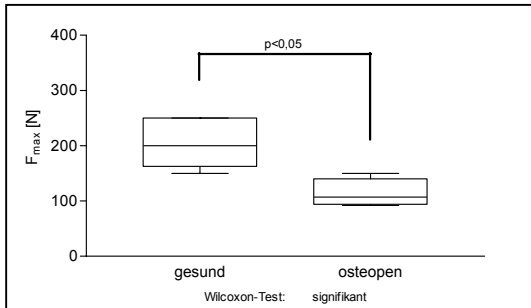


Abb. 61: Versagenskräfte des Ethibond [n=6]

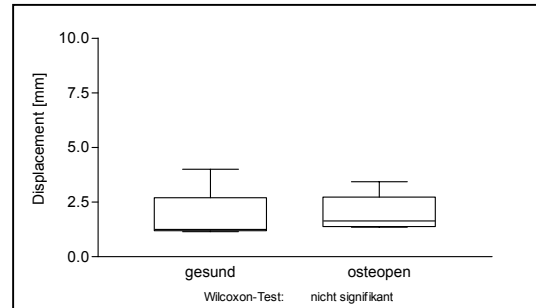


Abb. 62: Displacement des Ethibond [n=6]

3.5. Vergleich der Verankerungssysteme innerhalb der **gesunden** Knochengruppe

3.5.1. Fadenanker

In Tab. 09 sind die Ergebnisse der vier getesteten Fadenankersysteme für die Gruppe der gesunden Knochen zusammengefasst.

| Anker | Versagenskraft [N] | Displacement 1. Anzug bei 75 N [mm] | Versagensmechanismen (Anzahl der Anker) |
|----------------|------------------------|-------------------------------------|--|
| Spiralok 5,0mm | 274 \pm 29 (242-325) | 1,81 \pm 1,08 | Ankerausriss (1), Fadenriss am Ankeröhr (2), Fadenriss (2), Ankeröhrbruch (1) |
| Bioknotless RC | 225 \pm 16 (200-250) | 12,42 \pm 6,48 | Ankerausriss (2), Eyelet-Fadenriss (3), Knotenriss des Eyelet-Fadens am Ankeröhr (1) |
| Super Revo 5mm | 188 \pm 34 (150-225) | 1,53 \pm 1,39 | Ankerausriss (1) Fadenriss am Ankeröhr (4), Fadenriss (1), |
| UltraSorb | 192 \pm 34 (150-250) | 2,58 \pm 1,56 | Ankerausriss (3), Fadenriss (2), Fadenriss am Ankeröhr (1) |

Tab. 09: Vergleich der Fadenanker (gesund Knochengruppe) [n=6] [MW \pm SD (Grenzwerte)]

Bezüglich der **Versagenskräfte** ergaben die Untersuchungen folgendes: Beim Vergleich der Fadenanker im gesunden Knochen zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen den Versagenskräfte des Spiralok-Ankers gegenüber

dem Schraubanker Super Revo bzw. gegenüber dem Kippanker UltraSorb (wie schon unter 3.3.1.1. für die Betrachtung aller Knochenpaare ohne Berücksichtigung der Knochendichte gezeigt wurde). Es fand sich weder ein signifikanter Unterschied zwischen dem Spiralok-Anker und dem Bioknotless-Anker noch zwischen den Ankern Bioknotless RC, Super Revo und UltraSorb (Abb. 63).

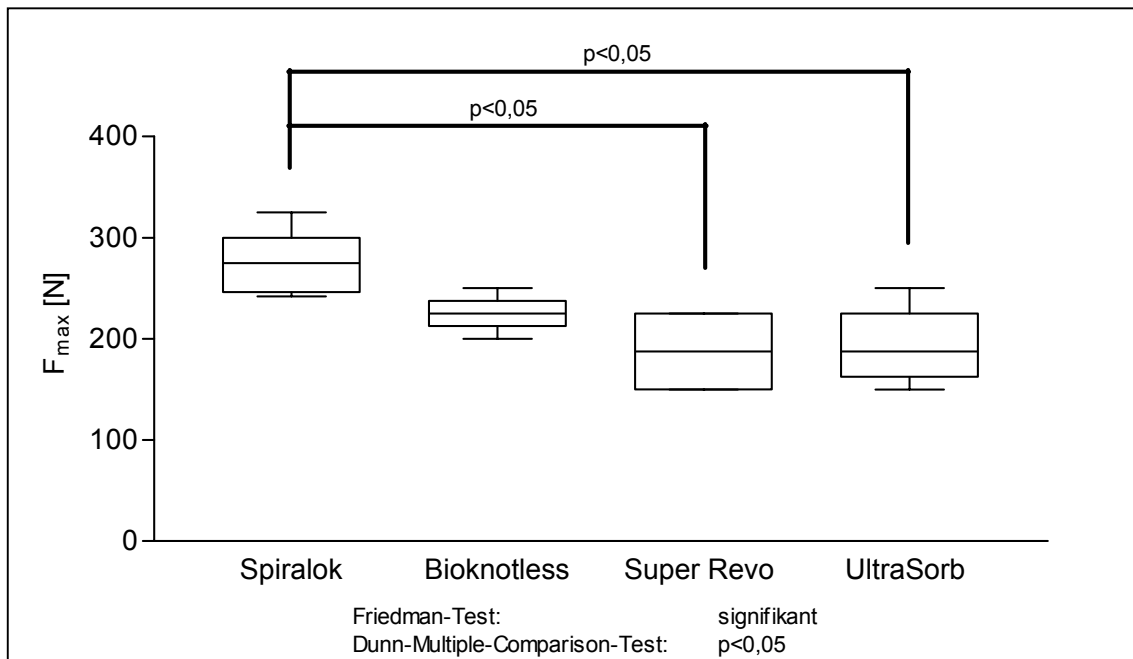


Abb. 63: Versagenskräfte der getesteten Fadenanker (gesunde Knochengruppe) [n=6]

Beim Vergleich der **Versagensmechanismen** zeigte sich, dass es in der gesunden Knochengruppe gehäuft zu Materialversagen kam (Verhältnis 17:7 zwischen Materialversagen und Ankerariss).

Für das **Displacement** der einzelnen Fadenankersysteme ließen sich deutliche Unterschiede nachweisen. Der Bioknotless RC verhielt sich gegenüber den beiden Schraubankern signifikant ($p < 0,05$), nicht jedoch gegenüber dem Kippanker UltraSorb (Abb. 64). Das sehr große Displacement des Bioknotless RC (MW 12,42 mm im gesunden Knochen) erklärt sich durch seine Verankerungsart, denn aufgrund unzureichender Einpressung des Ankers verliert er seine Primärfestigkeit unter Belastung. Auch sein zusätzlicher Widerhaken verhindert nicht den Ankerariss. Eine Signifikanz zwischen dem Displacement des Spiralok, des Super Revo und des UltraSorb wurde nicht beobachtet.

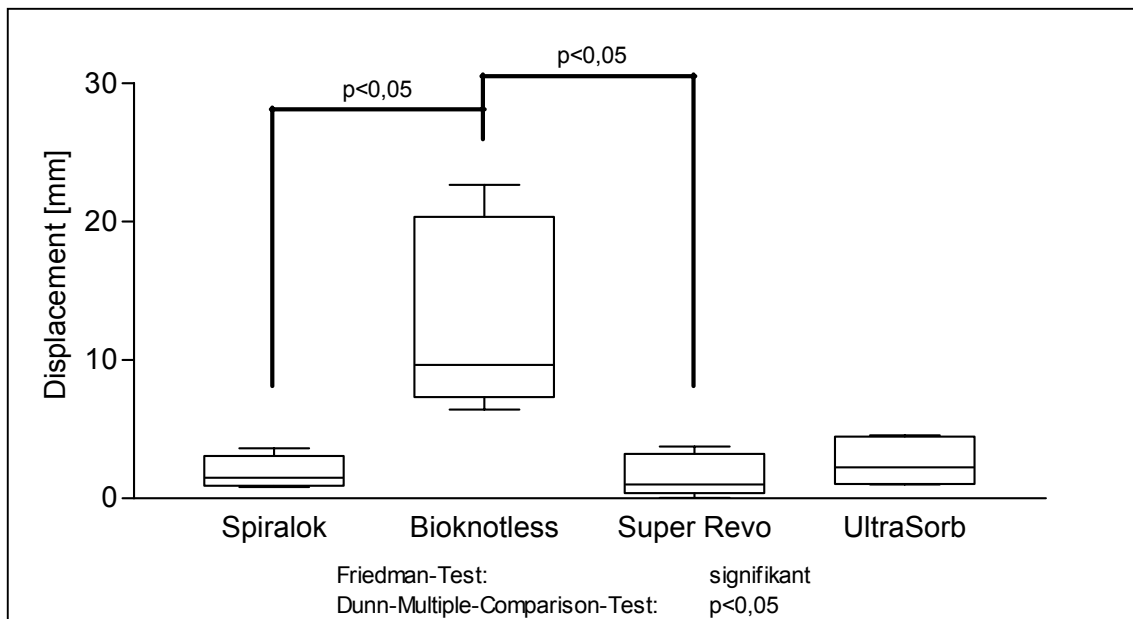


Abb. 64: Displacement der getesteten Fadenanker (gesunde Knochengruppe) [n=6]

3.5.2. Doppelte U-Nähte

In Tab. 10 sind die Ergebnisse der zwei getesteten doppelten U-Nähte für die gesunde Knochengruppe zusammengefasst.

| Naht | Versagenskraft [N] | Displacement 1. Anzug bei 75 N [mm] | Versagensmechanismen (Anzahl der Nähte) |
|----------------|--------------------|-------------------------------------|---|
| Orthocord | 207 ± 52 (150-300) | 2,05 ± 0,40 | Nahtausriss (5), Fadenriss (1) |
| Ethibond Excel | 204 ± 43 (150-250) | 1,71 ± 1,13 | Nahtausriss (4), Fadenriss (2) |

Tab. 10: Vergleich der getesteten doppelten U-Nähte (gesunde Knochengruppe) [n=6] [MW ± SD (Grenzwerte)]

Für die beiden Nahtsysteme konnten im gesunden Knochen hinsichtlich der **Versagenskräfte** (Abb. 65), der **Versagensmechanismen** sowie des **Displacements** (Abb. 66) keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden.

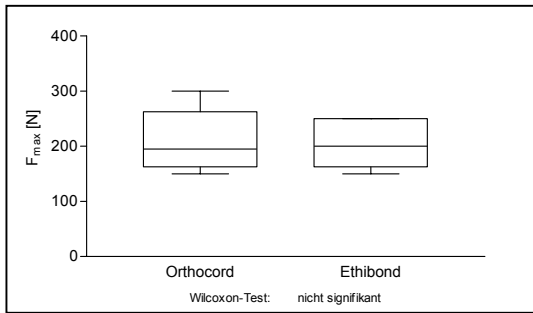


Abb. 65: Versagenskräfte der Nähte (gesunde Knochengruppe) [n=6]

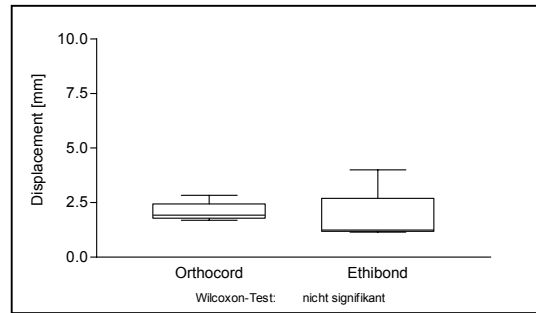


Abb. 66: Displacement der Nähte (gesunde Knochengruppe) [n=6]

3.6. Vergleich der Verankerungssysteme innerhalb der **osteopenen** Knochengruppe

3.6.1. Fadenanker

Zusammenfassend für die osteopene Knochengruppe sind die Ergebnisse der getesteten Fadenanker in Tab. 11 dargestellt.

| Anker | Versagenskraft [N] | Displacement 1. Anzug bei 75 N [mm] | Versagensmechanismen (Anzahl der Anker) |
|----------------|--------------------|-------------------------------------|---|
| Spiralok 5,0mm | 171 ± 19 (150-200) | 3,47 ± 2,87 | Ankerausriss (5), Fadenriss am Ankeröhr (1) |
| Bioknotless RC | 150 ± 57 (100-225) | 15,26 ± 5,26 | Ankerausriss (3), Eyelet-Fadenriss (2) Dislokation des Eyelet-Faden-Knotens durch das Ankeröhr (1) |
| Super Revo 5mm | 150 ± 42 (125-225) | 2,06 ± 1,63 | Ankerausriss (3), Fadenriss am Ankeröhr (3) |
| UltraSorb | 151 ± 40 (90-200) | 2,71 ± 1,14 | Ankerausriss (5), Fadenriss (1) |

Tab. 11: Vergleich der Fadenanker (osteopene Knochengruppe) [n=6]
[MW ± SD (Grenzwerte)]

Innerhalb der osteopenen Knochengruppe fand sich bezüglich der **Versagenskräfte** kein signifikanter Unterschied bei den getesteten Fadenankern ($p > 0,05$), wobei der Spiralok 5,0mm den höchsten Mittelwert aufwies (Abb. 67).

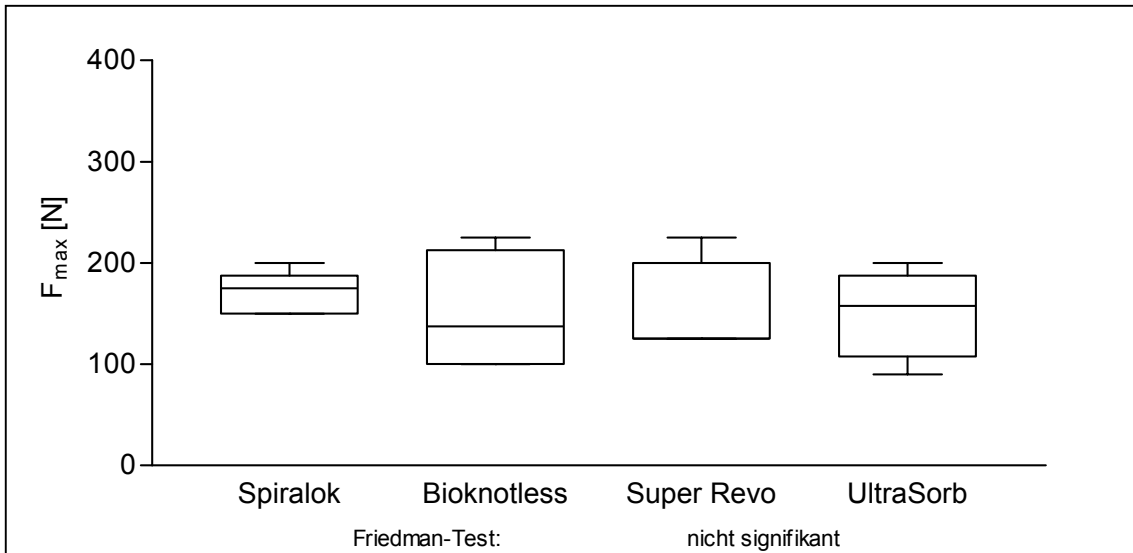


Abb. 67: Versagenskräfte der getesteten Fadenanker (osteopene Knochengruppe) [n=6]

In Anbetracht der verschiedenen **Versagensmechanismen** wurde folgendes festgestellt: Ankerarisse traten in osteopenen Knochen gegenüber der gesunden Knochengruppe bereits vermehrt bei niedrigeren Versagenskräften auf, wohingegen Materialversagen selten vorkam.

Hinsichtlich des **Displacements** zeigt sich ein signifikanter Unterschied zwischen dem Bioknotless-Anker und den anderen drei getesteten Fadenankern (jeweils $p < 0,05$) (Abb. 68). Zwischen den drei Verankerungssystemen Spiralok, Super Revo und UltraSorb war kein Unterschied zu verzeichnen.

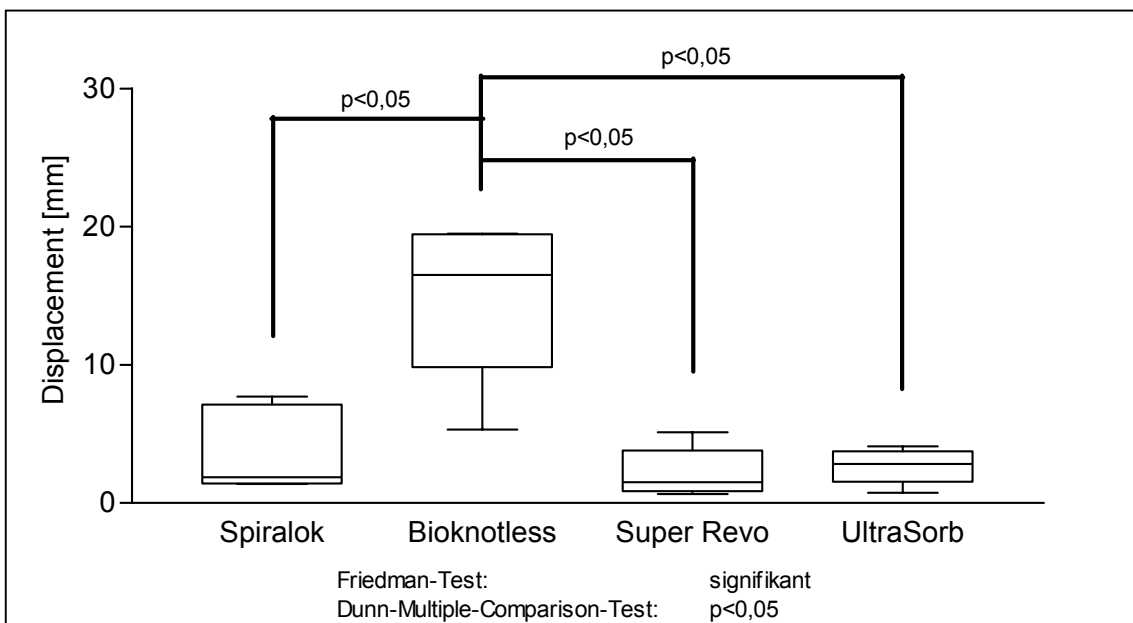


Abb. 68: Displacement der getesteten Fadenanker (osteopene Knochengruppe) [n=6]

3.6.2. Doppelte U-Nähte

Die Ergebnisse der beiden getesteten doppelten U-Nähte sind in Tab. 12 für die osteopore Knochengruppe zusammengefasst.

| Naht | Versagenskraft [N] | Displacement 1. Anzug bei 75 N [mm] | Versagensmechanismen (Anzahl der Nähte) |
|----------------|--------------------|-------------------------------------|---|
| Orthocord | 125 ± 23 (98-150) | 2,92 ± 0,42 | Nahtausriss (6) |
| Ethibond Excel | 114 ± 23 (92-150) | 1,92 ± 0,78 | Nahtausriss (6) |

Tab. 12: Vergleich der getesteten doppelten U-Nähte (osteopore Knochengruppe) [n=6] [MW ± SD (Grenzwerte)]

Im osteoporen Knochen konnten für beide Nahtsysteme wieder keinerlei Signifikanzen hinsichtlich der **Versagenskräfte** (Abb. 69), der **Versagensmechanismen** sowie des **Displacements** (Abb. 70) festgestellt werden.

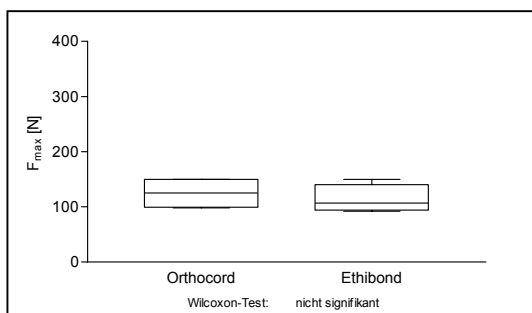


Abb. 69: Versagenskräfte der Nähte (osteopore Knochengruppe) [n=6]

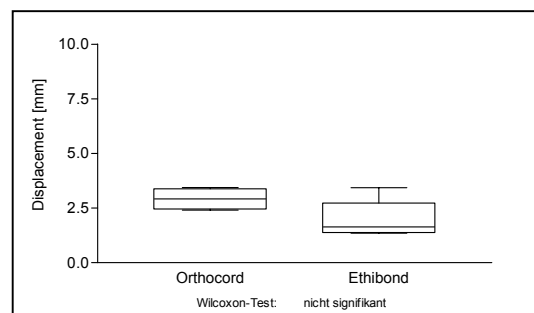


Abb. 70: Displacement der Nähte (osteopore Knochengruppe) [n=6]

3.7. Vergleich der Fadenanker mit den doppelten U-Nähten

3.7.1. Ohne Berücksichtigung der Knochendichte

Vergleicht man die **Versagenskräfte** der verschiedenen Fadenanker mit denen der zwei doppelten U-Nähte (Abb. 71), so lässt sich nur für den Spirallock-Schraubanker ein signifikanter Unterschied sowohl zum Orthocord-Faden als auch zum Ethibond-Faden feststellen ($p < 0,05$). Die anderen drei Fadenanker besitzen zwar tendenziell höhere Versagenskräfte als die transossären U-Nähte, es ergaben sich aber keine Signifikanzen im Friedman-Test mit ab-

schließlichem Dunn-Multiple-Comparison-Test ($p > 0,05$) (nicht eingezeichnet sind signifikante Unterschiede der Versagenskräfte zwischen den einzelnen Ankern, siehe hierfür 3.3.1.1.).

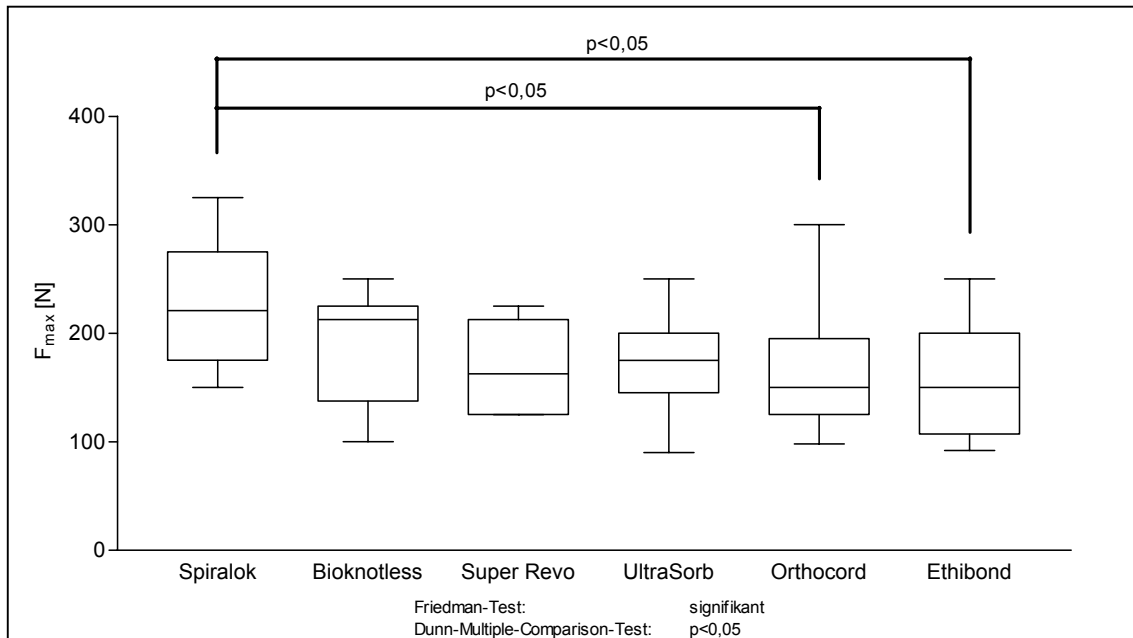


Abb. 71: Versagenskräfte aller getesteten Verankerungssysteme ohne Berücksichtigung der Knochendichte [n=12]

Beim Vergleich der **Versagensmechanismen** lässt sich allgemein feststellen, dass die Schwachstelle bei den doppelten U-Nähten v.a. im Knochen selbst lag (Knochenversagen), da zunächst die Knochenbrücke riss. Im Gegensatz hierzu stehen die Fadenanker, bei denen die Schwachstelle sowohl im Verankerungssystem als auch im Knochen lag.

Beim **Displacement** fand sich nur gegenüber dem Bioknotless RC ein signifikanter Unterschied zu den beiden doppelten U-Nähten (Abb. 72) (nicht eingezeichnet sind signifikante Unterschiede im Displacement der Anker, siehe hierfür 3.3.1.3.).

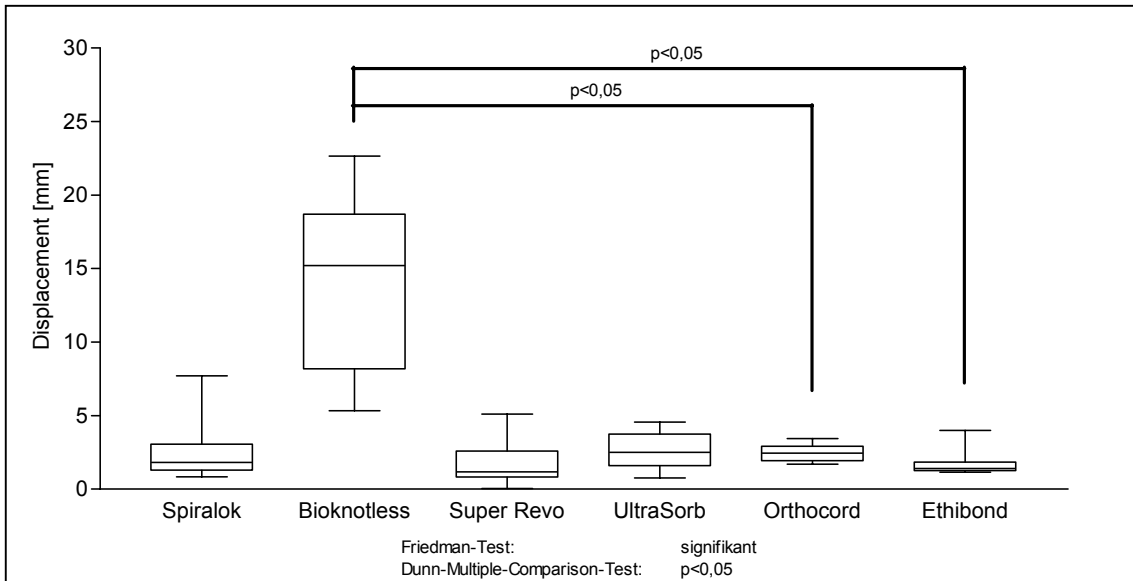


Abb. 72: Displacement aller getesteten Verankerungssysteme ohne Berücksichtigung der Knochendichte [n=12]

3.7.2. Unter Berücksichtigung der Knochendichte

Bei den **Versagenskräften** zeigte sich im gesunden Knochen ein signifikanter Unterschied zwischen dem Spiralok-Anker und den beiden Nahtmaterialien Orthocord und Ethibond (Abb. 73) (Signifikanzen zwischen den Fadenankern sind nicht eingezeichnet, siehe hierfür 3.5.1.).

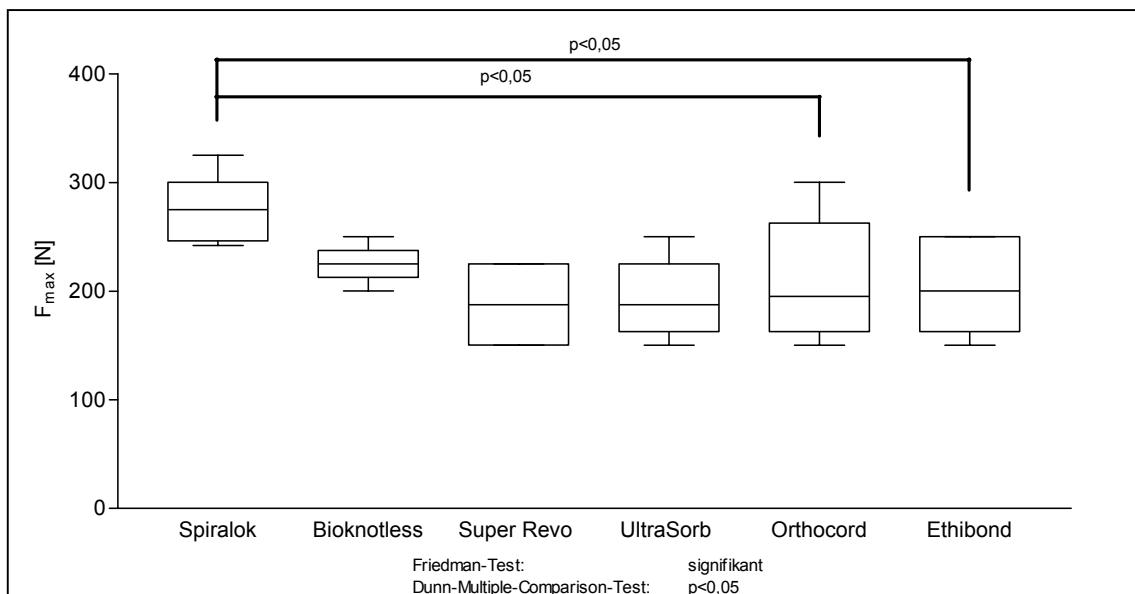


Abb. 73: Versagenskräfte aller getesteten Verankerungssysteme (gesunde Knochengruppe) [n=6]

Im osteopenen Knochen ließ sich eine Signifikanz nur noch für den Ethibond-Faden nachweisen (Abb. 74).

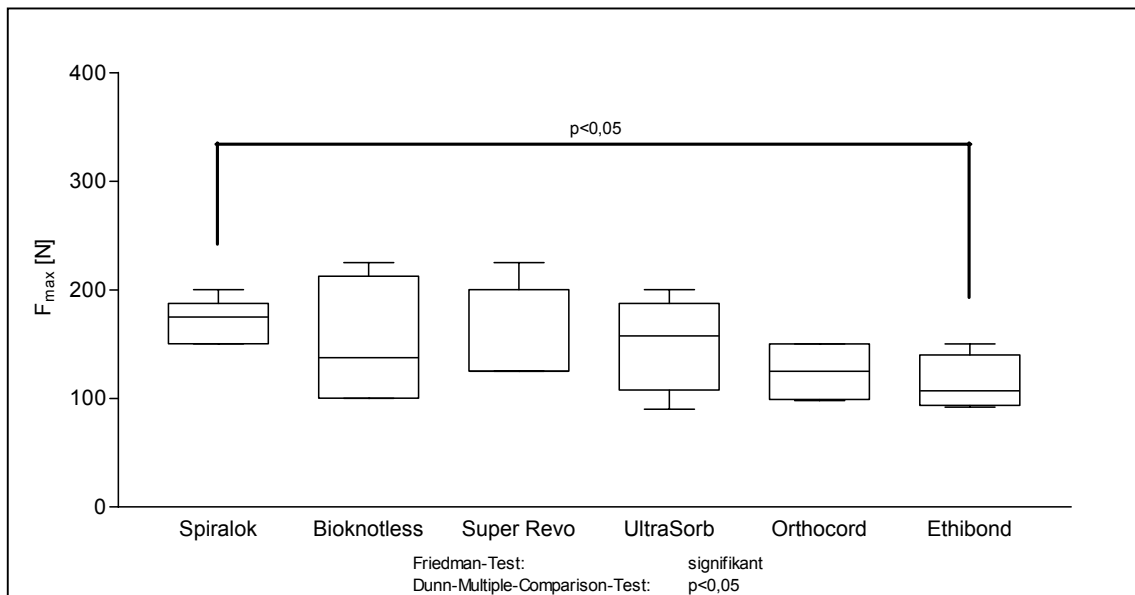


Abb. 74: Versagenskräfte aller getesteten Verankerungssysteme (osteopene Knochengruppe) [n=6]

Bei den Fadenankern muss hinsichtlich der **Versagensmechanismen** zwischen der gesunden und osteopenen Knochengruppe differenziert werden, im Gegensatz zu den transossären Nähten, bei denen es sowohl in der gesunden als auch in der osteopenen Knochengruppe fast nur zu Nahtausrissen aufgrund von Knochenversagen kam.

In der gesunden Knochengruppe fand sich bezüglich des **Displacement** ein signifikanter Unterschied zwischen dem Bioknotless RC und den beiden Nahtsystemen (Abb. 75) (Signifikanzen zwischen den Fadenankern sind nicht eingezeichnet, siehe hierfür 3.5.1.).

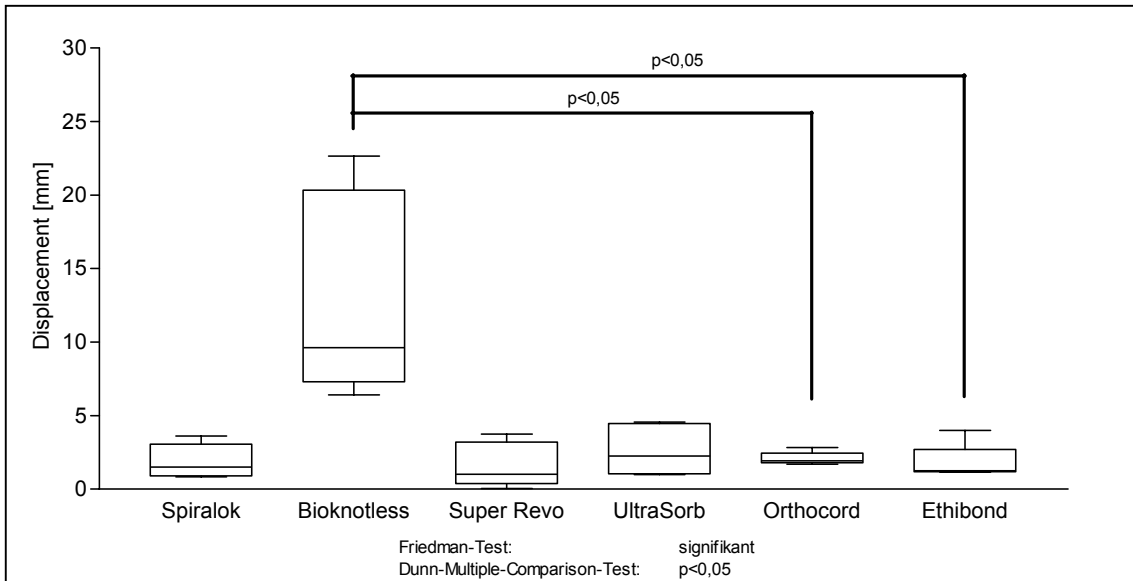


Abb. 75: Displacement aller getesteten Verankerungssysteme (gesunde Knochengruppe) [n=6]

In der osteopenen Knochengruppe ließ sich ein signifikanter Unterschied nur für den Bioknotless RC vs. der Ethibond-Naht feststellen (Abb. 76) (Signifikanzen zwischen den Fadenankern sind nicht eingezeichnet, siehe hierfür 3.6.1.).

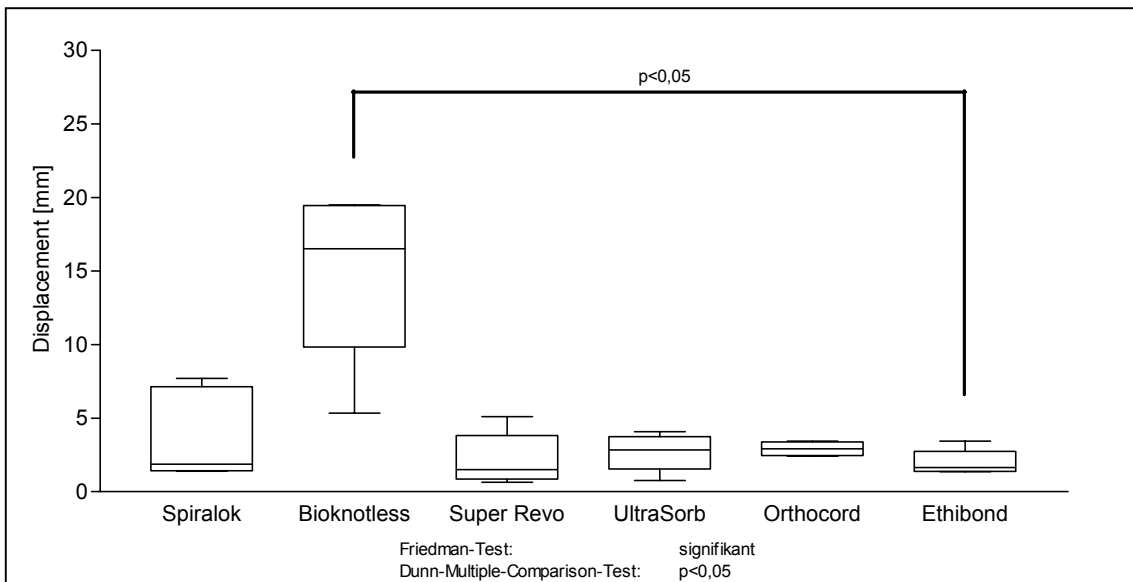


Abb. 76: Displacement aller getesteten Verankerungssysteme (osteopene Knochengruppe) [n=6]

3.8. Klinisches Versagen und Gesamtdisplacement der Verankerungssysteme

Sobald das Verankerungssystem ein Displacement ≥ 5 mm überschreitet, kommt es zu einem Verlust des Sehnen-Knochen-Kontakts (sog. „gap-formation“); folglich kann in vivo ein Anwachsen der reimplantierten Sehne nicht gewährleistet werden. In Tab. 13 ist das **klinische Versagen** ≥ 5 mm getrennt nach gesunder und osteopener Knochengruppe für die jeweiligen Verankerungssysteme aufgelistet. Zur aussagekräftigen Darstellung der Belastbarkeit der Verankerungssysteme sind die Zyklenzahlen mit entsprechenden Kraftstufen bei Überschreitung der 5 mm-Grenze angegeben.

| Verankerungssystem | Klinisches Versagen bei 5 mm gesunde Knochengruppe | | Klinisches Versagen bei 5 mm osteopene Knochengruppe | |
|--------------------|--|--------------------|--|-------------------|
| | Zyklenzahl [n] | Kraft [N] | Zyklenzahl [n] | Kraft [N] |
| Spiralok 5,0mm | 89 ± 57 (15-151) | 117 ± 30 (75-150) | 55 ± 45 (1-102) | 100 ± 22 (75-125) |
| Bioknotless RC | 1 ± 0 | 75 ± 0 | 1 ± 0 | 75 ± 0 |
| Super Revo 5mm | 122 ± 67 (48-219) | 129 ± 37 (75-175) | 95 ± 58 (1-160) | 117 ± 26 (75-150) |
| UltraSorb | 63 ± 48 (2-101) | 104 ± 25 (75-125) | 72 ± 50 (16-156) | 104 ± 29 (75-150) |
| Orthocord | 156 ± 43 (86-220) | 146 ± 25 (100-175) | 60 ± 20 (50-101) | 100 ± 16 (75-125) |
| Ethibond | 97 ± 37 (25-130) | 117 ± 20 (75-125) | 76 ± 25 (50-104) | 100 ± 22 (75-125) |

Tab. 13: Klinisches Versagen ab 5 mm (gesunde und osteopene Knochengruppe) [n=6] [MW ± SD (Grenzwerte)]

Hinsichtlich des klinischen Versagens erzielte der Super Revo 5mm im Vergleich zu den anderen Fadenankern sowohl im gesunden als auch im osteopenen Knochen die besten Ergebnisse. Ihm folgten der Spiralok 5,0mm und der UltraSorb, die sich in ihren Werten nur geringfügig unterschieden. Beim Bioknotless RC ist das Anwachsen der Sehne bei einer Belastung nicht gewährleistet, da selbst beim 1. Zyklus die 5 mm-Grenze weit überschritten wurde (siehe auch 3.3.1.3.). Die doppelten U-Nähte erzielten im gesunden Knochen gute Resultate bezüglich des Displacements (vergleichbar mit dem Super Revo 5mm), im osteopenen Knochen schnitten sie jedoch deutlich schlechter ab. Auffällig ist, dass der Orthocord in der gesunden Knochengruppe wesentlich belastbarer war als der Ethibond, in der osteopenen Knochengruppe aber vom Ethibond übertroffen wurde. Signifikante Unterschiede konnten bezüglich des klinischen Versagens nicht festgestellt werden.

Das **Gesamtdisplacement** setzt sich aus der Dislokation der Verankerungssysteme und der Fadendehnung während des gesamten zyklischen Zugversuches zusammen. In Abb.77 wurden die gemittelten Längungen der jeweiligen Kraftstufe separat für alle Verankerungssysteme sowie der einzelnen Humerusknochen aufgetragen. Des Weiteren markiert eine Linie bei einer Längung von 5 mm das klinische Versagen der Verankerungssysteme, über der ein Anwachsen der reimplantierten Sehne nicht gewährleistet werden kann.

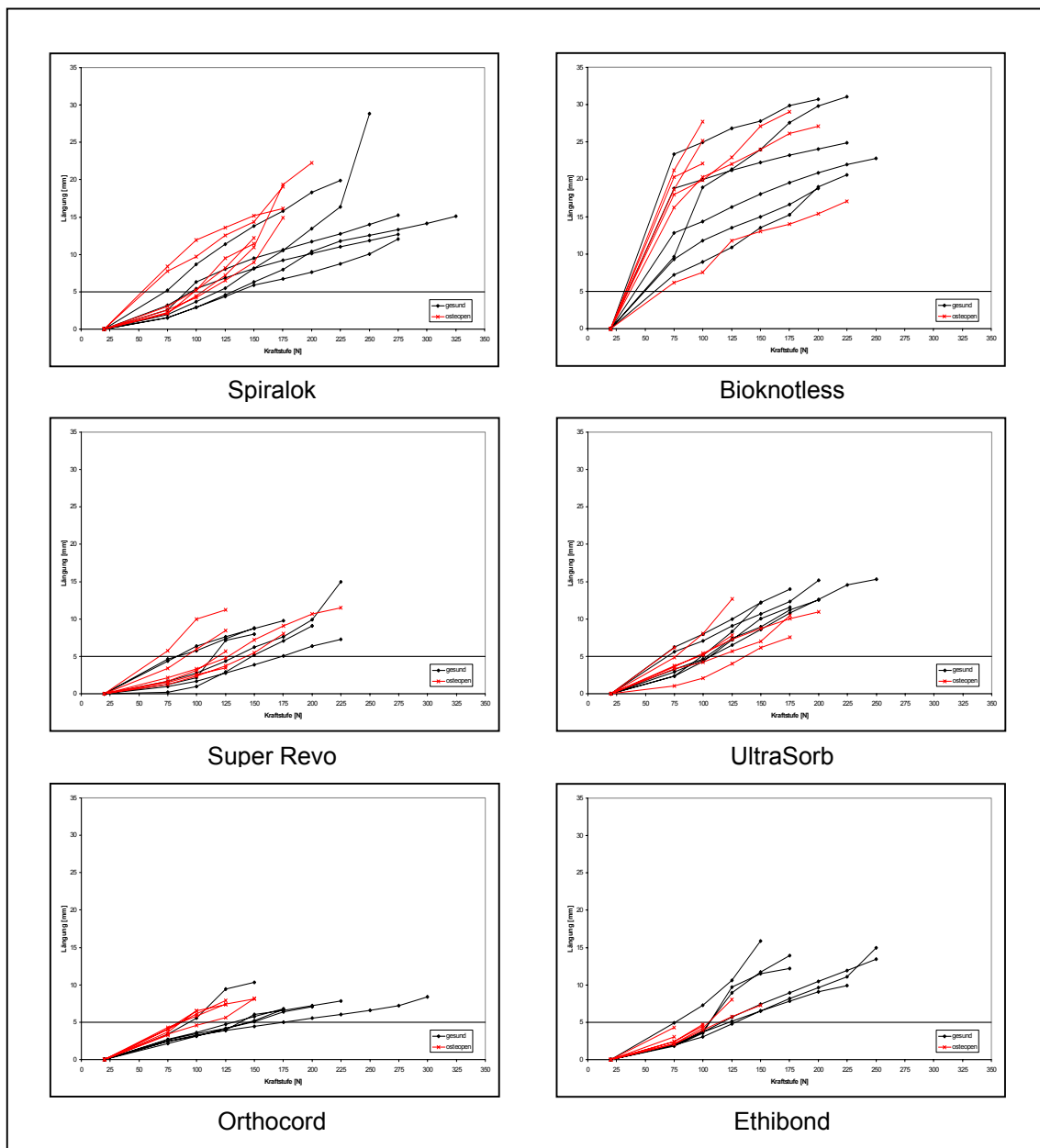


Abb. 77: Gesamtdisplacement der Verankerungssysteme (gesunde und osteopene Knochengruppe) [n=6]

Das Gesamtdisplacement verdeutlicht das unterschiedliche Verhalten der Verankerungssysteme in der gesunden vs. osteopenen Knochengruppe. Die Displacementkurven im gesunden Knochen (schwarze Linien) verlaufen meist unterhalb denen der osteopenen Knochen (rote Linien). Eine Ausnahme stellt der UltraSorb dar, dessen Displacementkurven sich aufgrund einer besseren Verkippung im osteopenen Knochen umgekehrt verhalten. Allgemein gilt: die Primärfestigkeit des Verankerungssystems ist umso höher, je flacher die Displacementkurve verläuft. Beim Vergleich des Gesamtdisplacements aller Verankerungssysteme kommt das große Displacement des Bioknotless RC zu Versuchsbeginn besonders zur Geltung.

3.9. Korrelationen der Versagenskräfte mit der Knochendichte

Es fanden sich signifikante positive Korrelationen zwischen der Versagenskraft und dem Knochenmineralsalzgehalt beim Spirallok ($r^2=0,67$, $p<0,05$), Super Revo ($r^2=0,51$, $p<0,05$) und bei der Orthocord-Naht ($r^2=0,69$, $p<0,05$). Beim Bioknotless RC, beim UltraSorb-Anker und bei der Ethibond-Naht ließ sich keine Signifikanz aufweisen (r^2 zwischen 0,22 und 0,28, $p>0,05$) (Abb. 78).

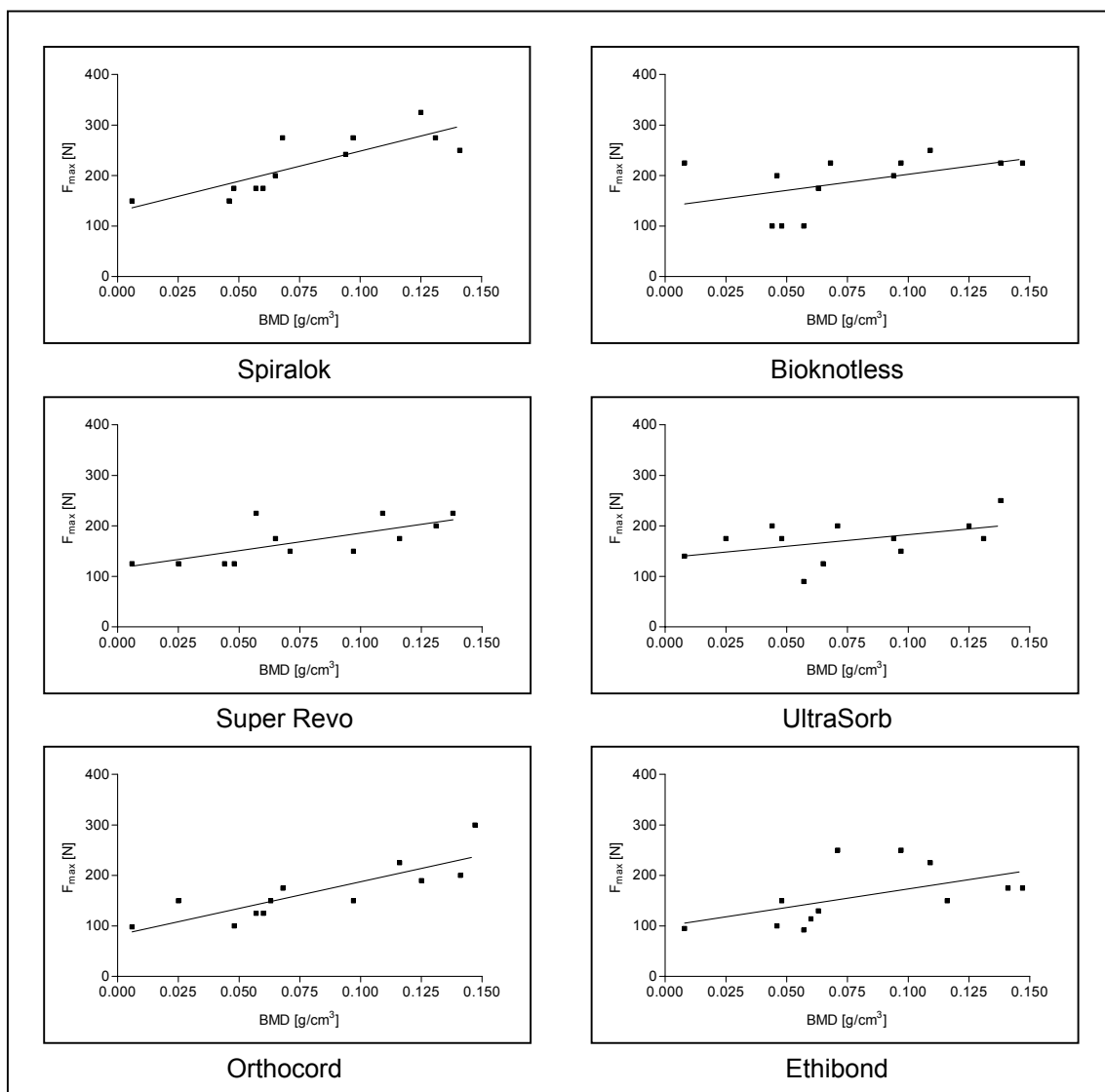


Abb.78: Korrelationen zwischen den Versagenskräften und der Knochendichte [n=12]

4. Diskussion

4.1. Einleitung

Die Auswahl eines Verankerungssystems zur Versorgung der RM-Läsion bleibt ein wichtiges Thema in der Schulterchirurgie. Die Erprobung wie auch der Vergleich neuer und etablierter Verankerungssysteme soll zur Entscheidungsfindung beitragen. Bereits die Wahl des Operationsverfahrens und der Verankerungsart stellen grundsätzliche Entscheidungen dar. Das ideale Verankerungssystem sollte leicht zu implantieren und belastbar sein sowie eine hohe Primärfestigkeit besitzen, um frühe Rehabilitationsmaßnahmen zu erlauben. Es sollte nicht mit bildgebenden Diagnoseverfahren interferieren und keine Komplikationen (z.B. Osteolysen, Knorpelschäden durch Migration) verursachen. Ebenso muss der wirtschaftliche Aspekt in die Auswahl einbezogen werden.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war der Vergleich verschiedener Grundprinzipien im Ankerdesign: Schraubanker (Spiralok 5,0mm, Super Revo 5mm), Press-fit-Anker (Bioknotless RC) und Kippanker (UltraSorb). Diese unterscheiden sich in der Verankerungsart sowie in ihren Materialeigenschaften. Der speziell für den osteopenen Knochen entwickelte, resorbierbare Schraubanker Spiralok 5,0mm und der durch ein „leichtes Handling“ charakterisierte, knotenlose Press-fit-Anker Bioknotless RC sind neue Verankerungssysteme für die RM-Rekonstruktion. Da in der Orthopädischen Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München bisher sowohl der Titan-Schraubanker Super Revo 5mm als auch der Kippanker UltraSorb verwendet werden, wurde eine Vergleichsstudie dieser vier Fadenanker durchgeführt. Als Referenz dienten transossäre doppelte U-Nähte (mit Orthocord- bzw. Ethibond-Fäden). Als Standardfaden zur RM-Rekonstruktion kommt in vielen Kliniken der Ethibond Excel-Faden zur Anwendung. Dieser wurde mit dem neuen Orthocord-Faden verglichen, der laut Herstellerangaben eine höhere Reißfestigkeit besitzt.

4.2. Einmalige Zugbelastung vs. zyklische Zugbelastung

Aktuelle Testverfahren für Fadenanker nähern sich heute immer mehr den physiologischen Gegebenheiten in vivo. Im Gegensatz zu früheren Studien, bei denen ein einmaliger Zugversuch bis zur Versagenskraft durchgeführt wurde, steht heute die zyklische Testung im Vordergrund. Sie simuliert die Stabilität des Verankerungssystems gegenüber submaximaler, repetitiver Belastung^{41;91}. Eine Schädigung der RM-Rekonstruktion findet nicht nur durch eine maximale Überbelastung statt, sondern entsteht in der Regel durch wiederholte geringe Belastung. Vergleicht man die Versagenskraft beider Versuchsmodelle, so wurden beim einmaligen Zugversuch meist höhere Versagenskräfte gemessen^{5-10;59;91}, diese entsprechen jedoch nicht den in vivo wiederholt auftretenden Belastungen im physiologischen Kraftniveau der RM.

4.3. Auswahl der geeigneten Operationstechnik

Die offene Versorgung der RM-Läsionen wird zunehmend durch die arthroskopische Versorgung bzw. arthroskopisch assistierte mini-open Versorgung abgelöst²⁷, obwohl diese kosten- und zeitintensiver ist. Vom Patienten wird der arthroskopische Zugang bevorzugt, auch wenn dieser technisch schwieriger und mit einem größeren Aufwand verbunden ist⁹⁶. Die Vorteile der arthroskopischen RM-Rekonstruktion gegenüber den offenen und mini-open Zugängen liegen in der geringeren Deltoideusaffektion und Traumatisierung, der geringeren Infektionsgefahr, der Möglichkeit der Behebung intraartikuläre Zusatzpathologien (z.B. Labrum- oder Knorpelschäden) und einem besseren kosmetischen Ergebnis. Zudem werden die postoperativen Schmerzen reduziert, wodurch ein besseres Outcome erzielt werden kann¹¹².

4.4. Getestete Fadenanker

Möglichen Einfluss auf die Ankerfixation haben das Ankermaterial, das Ankerdesign sowie die Ankerpositionierung.

4.4.1. Ankermaterial

Der Super Revo besteht aus dem metallischen Werkstoff Titan. Materialbedingt weist dieser v.a. am Ankeröhr schärfere Kanten als resorbierbare Anker aus Poly-Milchsäure (PLA) auf, wodurch es häufiger zu Fadenrissen am Ankeröhr kommt^{33;91}. Meyer et al.⁷² zeigten in 73% der Fälle eine niedrigere Reißfestigkeit von Fäden an verschiedenen Metallankern im Vergleich zur Reißfestigkeit an einem Rundstab. Die schärferen Kanten des Metalls verursachen Fadenschäden durch Einkerbungen bzw. Abrieb; aufgrund des weichen Materials fallen diese bei resorbierbaren Ankern geringer aus^{11;69;94}. Dies bestätigte sich in der vorliegenden Studie (siehe 3.3.1.2.): beim Titananker Super Revo kam es zu sieben Fadenrissen am Ankeröhr, im Gegensatz zum resorbierbaren Spiralok mit drei Fadenrissen am Ankeröhr, zum UltraSorb mit einem Fadenriss am Ankeröhr und zum Bioknotless RC mit insgesamt fünf Eyelet-Fadenrissen. Weitere Nachteile des Titanankers sind Probleme bei einer etwaigen Revision und eine Artefaktbildung bei post-operativer MRT-Bildgebung.

Dafür bietet der Titananker gegenüber resorbierbaren Fadenankern den Vorteil des röntgenologischen Nachweis von Ankerdislokationen⁹¹. Ebenso ist die Ankerimplantation bei Metallankern einfacher und schneller, da der Anker aufgrund des harten Materials und scharfem Gewinde nach Vorkörnung am Tub. maj. ohne Vorbohren und Gewindeschneiden direkt eingedreht wird. Bioresorbierbare Anker bedürfen einer behutsameren und aufwendigeren Implantation: Sie benötigen eine Vorkörnung, eine Vorbohrung und gegebenenfalls ein Gewindeschneiden (bioresorbierbare Schraubanker), da ihr Material im Vergleich zu Metallankern zu weich ist, um ohne zusätzliche Arbeitsschritte in das Tub. maj. verankert zu werden.

Die von Barber et al.^{6;7} postulierte höhere Versagenskraft der Metallanker konnte diese Arbeit nicht bestätigen, denn die bioresorbierbaren Fadenanker

erzielten in humanen Humeri höhere bzw. vergleichbare Versagenskräfte gegenüber dem Metallanker (siehe 3.3.1.1.). Der Grund hierfür könnte einerseits an den unterschiedlichen Knochenmaterialien liegen, da Barber Schweineknochen anstelle von Menschenknochen verwendete; andererseits wurde nicht mit den identischen Verankerungssystemen gearbeitet.

Die Vorteile der resorbierbaren Fadenanker sind neben einer leichten Revidierbarkeit eine höhere Patientenakzeptanz, da kein nichtorganisches Material im Körper verbleibt. Nachteile der resorbierbaren Anker gegenüber Metall-Fadenankern sind die technisch anspruchsvollere Implantation, die fehlende Nachweismöglichkeit einer Dislokation im konventionellen Röntgen, die höheren Anschaffungskosten (siehe 2.3.3.) sowie mögliche Fremdkörperreaktionen. In der Literatur findet man zahlreiche Studien^{17;21;33;55} über bioresorbierbare Fadenanker, die Fremdkörperreaktionen und Osteolysen auslösen. Anker aus PLA-Polymeren lösen sich langsamer auf als beispielsweise Anker aus PGA-Polymeren^{33;54} und weisen daher eine geringere Gefahr für eine Fremdkörperreaktion oder/und Osteolyse auf^{17;33}. Ob die im Röntgenbild zu beobachtenden Osteolysen für den Patienten mit einem langfristig schlechten funktionellen Outcome verbunden sind, oder ob es sich dabei vielmehr um für die klinische Funktion unbedeutende radiologische Veränderungen handelt, konnte bisher nicht geklärt werden^{2;75}.

4.4.2. Ankerdesign

Knotenlose Fadenanker wie der Bioknotless RC sind erst seit kurzem auf dem Markt. Ihr Vorteil liegt in der Verankerung der Sehne am Knochen mittels speziellem Eyelet-Fadensystem, so dass das technisch anspruchsvolle und zeitintensive arthroskopische Knoten entfällt, welches ein Schwachpunkt der Verankerungssysteme zur RM-Rekonstruktion darstellt⁵⁹. Probleme, die direkt während des Knotensetzens auftreten (z.B. Blockierung des Fadens) sowie ein postoperatives Impingement durch einen zu stark im engen subacromialen Raum aufragenden Knoten, können durch knotenlose Anker von vornherein eliminiert werden¹¹⁴.

Der Vorgänger des Bioknotless RC wurde ursprünglich zur Versorgung der Bankart-Läsion am Glenoid etabliert und für die RM-Läsion durch einen zusätzlichen Widerhaken zur besseren Verankerung im Knochen weiterentwickelt. Beim Implantationsvorgang wird zunächst der Eyelet-Faden durch das Weichgewebe der gerissenen Sehne geführt und in die vorgesehene Einkerbung an der Ankerspitze eingehängt. Durch Einpressen des Ankers in das vorgebohrte Führungsloch im Knochen wird der Sehnen-Knochen-Kontakt erzielt. Der entscheidende Nachteil des Bioknotless RC liegt in der mangelhaften Primärfestigkeit bedingt durch seinen Verankerungsmechanismus (Press-fit). Nach dem Einpressen des Ankers und Entfernen des Applikators ist ein Korrigieren bzw. ein Prüfen des festen Sitzes nicht mehr möglich. Schon durch die erste Belastung (1. Anzug bei 75 N, siehe 3.3.1.3.) kam es in dieser Studie mit einem Displacement ≥ 5 mm zum klinischen Versagen (siehe 3.8.), das auch durch den Widerhaken nicht verhindert wurde. Der durch die RM-Rekonstruktion hergestellte Kontakt zwischen Sehne und Knochen geht verloren, und es kommt zur Spaltbildung (sog. „gap-formation“). Dies verschlechtert die Chancen für das Anwachsen der Sehne und gefährdet das Ergebnis der Operation¹¹⁴. Ein kleineres Führungsloch würde eventuell die Einpressung des Ankers verbessern und zur Steigerung der Primärfestigkeit beitragen. Aufgrund des starken initialen Displacements und der damit verbundenen „gap-formation“ eignet sich der Bioknotless RC bei der RM-Rekonstruktion nur zum Einsatz in der nicht spannungsbelasteten „second row“ im Rahmen einer „double row“-Technik, bei der eine Vergrößerung der Sehnen-Knochen-Kontaktfläche erreicht wird.

Der Verankerungsmechanismus des UltraSorb-Kippankers unterscheidet sich erheblich von dem des Press-fit-Ankers. Bei der Implantation wird der trapezförmige Anker durch einen dosierten Zug an den Fäden verkippt und erhält seine Primärfestigkeit durch eine Verklemmung im vorgebohrten Führungsloch. In der vorliegenden Studie gelang die Verkipfung dem UltraSorb besonders gut im osteopenen Knochen, da er sich im Gegensatz zum gesunden Knochen tief ins Knochengewebe „einfräsen“ konnte (siehe 3.8.).

Der Spiralok-Anker wurde speziell für osteopore Knochen entwickelt. Wichtiger Aspekt seines Designs sind die breiten und flach ansteigenden Windungen mit einem relativ großen Abstand zwischen den einzelnen Gewindegängen, die den Anker gezielt im trabekulären Knochen festsetzen sollen. Der Spiralok-Anker erreichte in der Auswertung ohne Berücksichtigung der Knochendichte eine 31% höhere Versagenskraft als der Super Revo, eine 30% höhere Versagenskraft als der UltraSorb und eine 18% höhere Versagenskraft als der Bioknotless RC (siehe 3.3.1.1.). Im Detail betrachtet, wies der Spiralok-Anker sowohl im gesunden als auch im osteoporen Knochen die höchsten Versagenskräfte aller getesteten Fadenanker auf, jedoch ließ sich eine *signifikant* höhere Versagenskraft nur bei der gesunden Knochengruppe nachweisen (siehe 3.5.1.). Obwohl der Spiralok-Anker speziell für den osteoporen Knochen entwickelt wurde, ergab sich in der vorliegenden Studie für diese Knochengruppe keine signifikante Überlegenheit (siehe 3.6.1.).

Eine große Bedeutung kommt dem Ankeröhrdesign beim Vergleich von Fadenankern zu, da es nicht nur zu Fadenrissen am Ankeröhr sondern auch zu Problemen beim Fadensetzen kommen kann. Herkömmliche Fadenanker wie der Super Revo besitzen nur ein Ankeröhr, durch das zwei Fäden gleichzeitig laufen müssen. Nach dem Knotensetzen des ersten Fadens kann es zu einem Fadenstopp des zweiten Fadens kommen. Besser gelöst ist dies beim Spiralok-Anker, der zwei um 90° versetzte Fadenöhre besitzt, so dass beide Fäden getrennt voneinander laufen können. Ähnliches gilt für den UltraSorb-Kippanker, bei dem die zwei Fäden in parallel liegenden Fadenöhren frei geführt werden. Generell entfällt diese Problematik beim Bioknotless RC aufgrund seines knotenlosen Designs.

4.4.3. Ankerpositionierung

Einen möglichen Einfluss auf die Ankerpositionierung kann der Implantationswinkel sowie die Ankerimplantationstiefe nehmen. Nach Burkhart et al.²² entspricht der optimale Implantationswinkel einem Winkel von 45° zur Zugrichtung, bei dem die maximale Zugbelastung erreicht wird (sog. „deadman

angle“-Prinzip). Jedoch fanden Liporace et al.⁶² keine signifikanten Unterschiede bei verschiedenen Implantationswinkeln hinsichtlich der Versagenskraft von Fadenankern. Ebenso widersprüchlich sind die in der Literatur angegebenen Einflüsse der Ankerimplantationstiefe auf die Versagenskraft^{24,68}. Beide Punkte wurde in der vorliegenden Studie nicht getestet, da die Ankerimplantation nach Herstellerangaben erfolgte.

4.5. Getestete Nahtmaterialien

Der „Goldstandard“ bei der offenen RM-Rekonstruktion stellen die transossären Nähte dar, deren Vorteil in der Gewährleistung eines guten Sehnen-Knochen-Kontakts verbunden mit einer guten Einheilung liegt³. Die selten und sehr komplizierten arthroskopisch durchgeführten Nahttechniken erreichen eine geringere mechanische Festigkeit als die offen durchgeführten Techniken¹⁸. Bei der Verwendung von transossären Nähten ist die Knochenqualität von entscheidender Bedeutung. In dieser Studie besaßen die doppelten U-Nähte im gesunden Knochen eine gute Primärfestigkeit, wobei der Orthocord gegenüber dem Ethibond geringfügig besser abschnitt (siehe 3.5.2., 3.8.). Im osteopenen Knochen nahm die Primärfestigkeit aufgrund der Knochenqualität ab (siehe 3.6.2., 3.8.). Auch die Versagenskräfte der transossären Nähte waren im gesunden Knochen ca. 1,7fach höher als im osteopenen Knochen (siehe 3.5.2., 3.6.2.). Dies legt den Schluss nahe, dass zur Versorgung der RM-Läsion im osteopene Knochen keine transossären Nähte verwendet werden sollten, da es schon bei niedrigen Belastungen zum Einriss der Knochenbrücke kommt. Das problematische Einschneiden des Nahtmaterials in den Knochen kann im gesunden und v.a. im osteopenen Knochen durch die Verwendung von Plättchen oder durch eine kanülierte Naht vermindert werden²⁵.

Mit wenigen Ausnahmen kam es bei transossären Nähten sowohl im gesunden als auch im osteopenen Knochen zu Knochenversagen (Einriss der Knochenbrücke) und nicht zu Materialversagen, weswegen keine genaue Aussage hinsichtlich des verwendeten Fadenmaterials getroffen werden konnte (siehe 3.3.2.). Um die Nahtmaterialien dennoch zu differenzieren, wurde die

Fadenreißkraft durch experimentelle Zugversuche mit der Zwick-Universalprüfmaschine unter identischen biomechanischen Bedingungen zyklisch ermittelt (siehe 2.5.). Bei jeweils sechs Zugversuchen lag der Mittelwert der Versagenskräfte des Ethibond-Fadens mit 217 ± 20 N (MW \pm SD) niedriger als der Mittelwert des Orthocord-Fadens mit 296 ± 19 N (MW \pm SD) (unpublished data). Mit dem Wilcoxon-Test ließ sich eine Signifikanz zwischen den beiden Nahtmaterialien feststellen ($p < 0,05$). Die höhere Reißfestigkeit des Orthocord-Fadens gegenüber herkömmlichen geflochtenen Polyesterfäden (z.B. Ethibond Excel) erklärt sich durch dessen Materialzusammensetzung, einer Kombination von UHMWPE und PDS⁸. Laut Firmenangaben entspricht die Reißfestigkeit des Orthocord-Fadens der des stärkeren Ethibond-Fadens (USP 5). Nach vollständiger Resorption des PDS-Anteils des Orthocord-Fadens soll die Reißfestigkeit des nicht-resorbierbaren UHMWPE-Anteils noch der eines Ethibond-Fadens (USP 2) entsprechen und somit für ausreichende Sicherheit sorgen. Da bei transossären Nähten meist Knochenversagen als Versagensmechanismus auftritt, spielt die höhere Reißfestigkeit von UHMWPE-Fäden hier eine untergeordnete Rolle.

Bei der Verwendung von Fadenankern stellt das Fadenmaterial einen Schwachpunkt in der RM-Rekonstruktion dar, da es am Ankeröhr, am Knochenrand oder am Knoten reißen kann⁷². Das Fadenmaterial der getesteten Anker entsprach dem des Ethibond-Fadens (USP 2). Die Versagenskräfte der Fadenanker können durch die Verwendung von qualitativ hochwertigeren Fäden gesteigert werden, da hiermit das Materialversagen (Fadenrisse sowie Knotenrisse) hinausgezögert werden kann⁵⁷. Bei der Fadenbestückung der Anker geht der Trend zunehmend zu hochreißfesten Fäden wie dem Orthocord-Faden oder dem FiberWire-Faden (Arthrex, Naples, FL, USA). Die Festigkeit dieser hochreißfesten Fäden ist 2 bis 2,5 fach höher als bei Polyester- oder PDS-Fäden; der Widerstand gegen ein Durchscheuern am Ankeröhr ist bei Metallankern bis zu 30 fach und bei resorbierbaren Ankern bis zu 500 fach höher¹¹⁰. Der Spiralok-Fadenanker wird inzwischen mit Orthocord-Fäden geliefert. Zur besseren Identifizierung im Situs ist die Verwendung verschiedenfarbiger Fäden bei der Bestückung der Anker zusätzlich hilfreich.

4.6. Fadenanker vs. transossäre Nähte

Eine Fragestellung der vorliegenden Studie war es, ob Fadenanker gegenüber transossären Nähten höhere Versagenskräfte erzielen. Gemäß Goradia et al.⁴⁵ besitzen Fadenanker eine höhere Versagenkraft als transossäre Nähte. Die vorliegende Studie bestätigt diese Aussage. Gegenüber den transossären Nähten ließ sich ein signifikanter Unterschied nur für den Spiralok-Fadenanker feststellen, doch lagen die Mittelwerte der Versagenskräfte der einzelnen Fadenanker durchweg höher als diejenigen der transossären Nähte (siehe 3.7.). Würden die Fadenanker zudem mit Fadenmaterialien höherer Reißfestigkeit bestückt, ist davon auszugehen, dass man bezüglich der Versagenskräfte größere Unterschiede gegenüber den transossären Nähten feststellen könnte.

Die Versagensmechanismen der Verankerungssysteme variierten in Abhängigkeit der Zugbelastung (siehe 3.4.) und der Knochenqualität (siehe 3.5., 3.6.). Allgemein zeigte sich bei Fadenankern, dass es bei geringen Kräften bzw. bei niedrigen Kraftstufen zu Ankerarissen kam, die Schwachstelle ist somit v.a. im Knochengewebe selbst zu suchen. Mit zunehmender Kraft kam das Anker-/Fadenmaterial an seine Belastungsgrenzen, so dass es vermehrt zu Fadenrissen oder zum Bruch des Ankeröhres kam. Bei den doppelten U-Nähten lag die Schwachstelle meist im Knochen selbst (Knochenversagen); es riss zunächst die Knochenbrücke bevor das Fadenmaterial überhaupt seine Belastungsgrenze erreichen konnte.

Nach Ahmad et al.¹ weisen Fadenanker bezüglich der Mobilität im Sehnen-Knochen-Kontakt im Vergleich zu transossären Nähten deutlich schlechtere Resultate auf. Es kann hierdurch zu einer sog. „gap formation“, d.h. Lückenbildung zwischen Knochen und Sehne kommen, was ein schlechteres Langzeitergebnis zur Folge hat. Daher wurde in der vorliegenden Studie auch besonderer Wert auf die Primärfestigkeit gelegt, die sich v.a. durch das Displacement nach der ersten Belastung sowie dem klinischen Versagen bei 5 mm definieren lässt. Abgesehen vom Press-fit-Anker Bioknotless RC erzielten

die getesteten Fadenanker hinsichtlich der Primärfestigkeit vergleichbare Resultate zu transossären Nähten (siehe 3.8.).

4.7. Einfluss der Knochendichte

Eine erfolgreiche RM-Naht ist von mehreren Faktoren abhängig: der Beschaffenheit der Sehne, dem Anker-/Nahtmaterial, dem Implantationsverfahren sowie der Knochendichte am Tub. maj.¹⁰¹. Verschiedene Untersuchungen lieferten widersprüchliche Ergebnisse über den Einfluss der Knochendichte am Tub. maj. bezüglich der Versagenskraft von Fadenankern. Beispielsweise untersuchten Meyer et al.⁷¹ an Humerus-Leichenpräparaten mit intakter und lädierter RM die Knochendichte in spezifischen Bereichen des proximalen Humerus. Sie konnten nachweisen, dass die Knochendichte unterhalb der humeralen Gelenkfläche signifikant höher ist als im Bereich des Tub. maj.; bei gleichzeitigem Vorliegen einer chronischen SSP-Läsion verringerte sich die spongiöse Knochendichte sogar um mehr als 50%. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass Fadenanker entweder unterhalb der humeralen Gelenkfläche oder subkortikal platziert werden sollten, um eine möglichst hohe Versagenskraft zu erzielen. Barber et al.⁵ fanden eine um ca. 40% höhere Versagenskraft im posterioren Bereich des Tub. maj. als im anterioren Bereich. Im Gegensatz hierzu berichteten Tingart et al.¹⁰² über höhere Versagenskräfte im mittleren und anterioren Bereich des Tub. maj. des Humeruskopfes. Allerdings fanden Tingart et al. keine Korrelation der höheren Versagenskraft mit einer entsprechend höheren trabekulären Knochendichte im mittleren und anterioren Tuberculum, sondern nur eine Korrelation mit der kortikalen Knochendichte im mittleren Bereich. Dies muss kritisch gesehen werden, da die verwendeten Fadenanker standardmäßig trabekulär und nicht kortikal implantiert werden⁶⁷. Die vorliegende Studie konnte keine Abhängigkeit der Versagenskraft von der Implantationsposition am Tub. maj. feststellen.

Bei der Betrachtung der Korrelationen zwischen den Versagenskräften und der trabekulären Knochendichte ließen sich Signifikanzen beim Spiralok-Anker und beim Super Revo-Anker nachweisen (siehe 3.9.). Dies erlaubt die Schluss-

folgerung, dass die getesteten Schraubanker im gesunden Knochen besser verankern als der Kippanker UltraSorb oder der Press-fit-Anker Bioknotless RC, deren Versagenskräfte zwischen gesundem und osteopenem Knochen keine positive Korrelation ergab. Bei den transossären Nähten zeigte sich zudem eine signifikante Korrelation für den Orthocord-Faden, nicht jedoch für den Ethibond-Faden.

Mit der zunehmenden Inzidenz der RMR in höherem Lebensalter sowie dem erheblichen Einfluss der Knochenqualität auf die Stabilität der Ankerfixation, sollte bei Weiterentwicklungen der Fadenanker spezieller Wert auf die Primärfestigkeit im osteopenen Knochen gelegt werden. Erreicht werden könnte dies durch großflächigere Gewinde oder durch „Mit“-Verankerung in der Kortikalis, die weniger als die Spongiosa von dem Knochenverlust bei Osteopenie/-porose betroffen ist. Bessere Ergebnisse könnten transossäre Nähte durch Einbringen von Plättchen bzw. flexiblen Fadenhülsen erzielen²⁵, da hiermit dem Einschneiden der Nähte in den Knochen und somit Nahtaurissen entgegengewirkt wird.

4.8. Einfluss der Fadendehnung auf das Verhalten der Verankerungssysteme

In dieser Studie gilt zu berücksichtigen, dass abhängig von der Versagenskraft ein undefinierter Anteil des Displacements auf die 30 mm Fadenstrecke zwischen Ankerimplantation und Einspannbacken (siehe 2.5.) zurückzuführen ist. Bei niedrigen Versagenskräften kann die Fadendehnung aufgrund des geringen Anteils am Displacement vernachlässigt werden, da dieses meist durch Dislokation bzw. Ausriss des Verankerungssystems (v.a. im osteopenen Knochen) zu erklären ist. Mit steigender Versagenskraft nimmt der Anteil der Fadendehnung am Displacement durch die höhere Primärfestigkeit des Verankerungssystems jedoch zu. Dieses veranschaulichen auch die Versagensmechanismen, bei denen grundsätzlich zwischen Anker-/Nahtauriss (Knochenversagen) und Materialversagen (z.B. Fadenriss) differenziert wurde. Bis es zu einer „Materialermüdung“ kommt, tritt eine große Fadendehnung auf (Überbelastung des Fadenmaterials). Bei Anker-/Nahtaurissen findet v.a. eine

Dislokation des Verankerungssystems statt. Da das Displacement ein „geschlossenes System“ darstellt, kann die Anker-/Nahtdislokation nicht durch Subtraktion einer separat ermittelten Dehnung des Fadenmaterials vom Displacement bestimmt werden. Die Einzelbetrachtung der Fadendehnung bzw. der Anker-/Nahtdislokation ist somit nicht möglich. Trotz des undefinierten Anteils der Fadendehnung am Displacement sind die in der Studie ermittelten Ergebnisse und daraus gezogenen Schlüsse gültig. Für eine genauere Betrachtung des Displacements von Verankerungssystemen zur RM-Rekonstruktion würden sich Studien mit rekonstruierter SSP-Sehne am Tub. maj anbieten. Das Displacement definiert sich dann jedoch zusätzlich durch Sehnen- und Knotendehnung, welche in der vorliegenden Studie bewusst ausgeklammert wurden.

4.9. Zukünftige Verankerungssysteme

Bei RM-Rekonstruktionen empfiehlt sich im gesunden und v.a. im osteopenen Knochen der Einsatz von Schraubankern. Generell sollte den resorbierbaren Materialien trotz höherer Kosten aufgrund besserer Patientenakzeptanz Vorzug gegeben werden. Bei der Entwicklung neuer Verankerungssysteme sollte verstärkt auf eine Verbesserung der Primärfestigkeit Wert gelegt werden, da bei Belastung der RM die Gefahr einer „gap-formation“ verbunden mit einem mangelhaften postoperativen Ergebnis droht. Ebenso wichtig ist die Steigerung der Versagenskraft, um postoperativen Belastungen standzuhalten. Beim Ankeröhrdesign sollten Aspekte wie getrennte Fadenöhre, die Elimination scharfer Kanten am Fadenlauf sowie die Verwendung von Ankeröhrinlays bzw. Fadenhülsen in Betracht gezogen werden. Verankerungssysteme sollten generell mit hochreißfesten Fadenmaterialien ausgestattet werden, um Fadenrisse zu vermeiden. Eine Weiterentwicklung knotenloser Anker verbunden mit guter Primärfestigkeit wäre erstrebenswert, denn diese bieten den Vorteil der Elimination des Knotens als Fehlerquelle verbunden mit einer Vereinfachung des Implantationsvorganges.

5. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit ist eine experimentelle Studie über biomechanische Eigenschaften von Verankerungssystemen zur Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion. Sie wurde an humanen Humerus-Leichenpräparaten durchgeführt. Vor der Implantation unterschiedlicher Verankerungssysteme am Tuberculum majus wurde die Knochendichte der Präparate mit einem Computertomographen gemessen, deren Ergebnisse zu einer Einteilung in eine gesunde und eine osteopore Knochengruppe führte. Mit Hilfe einer Zwick-Universalprüfmaschine erfolgte eine zyklische Testung der Verankerungssysteme mit stufenweise ansteigender Kraft. Bei der Auswertung wurden die Versagenskraft, der Versagensmechanismus, das Displacement nach dem 1. Anzug mit 75 N, das klinische Versagen bei 5 mm Displacement sowie das Gesamtdisplacement der Verankerungssysteme dokumentiert.

Folgende Schlüsse können aus dieser Studie gezogen werden:

- Die Versagensmechanismen variieren in Abhängigkeit von der Knochenqualität und der Versagenskraft; es kommt entweder zum Materialversagen des Verankerungssystems oder zum Anker-/Nahtausriss. Materialversagen tritt gehäuft im gesunden Knochen und bei hohen Versagenskräften auf, wenn das Anker-/Fadenmaterial an seine Belastungsgrenzen kommt. Demgegenüber verzeichnete die vorliegende Studie im osteoporen Knochen eine Zunahme der Anker-/Nahtausrisse von 29% auf 67%, da hier die Schwachstelle im Knochengewebe selbst zu suchen ist. Tendenziell wiesen alle Verankerungssysteme im osteoporen Knochen niedrigere Versagenskräfte auf.
- Beim Vergleich der verschiedenen Fadenanker wies der bioresorbierbare Schraubanker SpiraloK 5,0mm sowohl im gesunden als auch im osteoporen Knochen die besten Ergebnisse hinsichtlich der Versagenskraft auf; in Bezug auf die Primärfestigkeit erzielten Schraubanker für beide Knochengruppen die besten Resultate.

- Das Design der Fadenanker hat großen Einfluss auf die Versagenskraft und die Primärfestigkeit eines Verankerungssystems; nur geringen Einfluss hingegen hat das Ankermaterial.
- Generell ist das Fadenmaterial ein Schwachpunkt der Fadenanker, da es vor allem am Ankeröhr, am Knochenrand oder am Knoten reißen kann. Daher sollte auf eine hohe Reißfestigkeit des Fadenmaterials Wert gelegt werden. Bei transossären Nähten spielt die Reißfestigkeit der Fäden eine untergeordnete Rolle, da zunächst die Knochenbrücke reißt bevor es zu Materialversagen kommt.
- Knotenlose Fadenanker wie der Bioknotless RC erleichtern den Implantationsvorgang zur Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur und eliminieren die Schwachstelle „Knoten“. Aufgrund des großen signifikanten Displacements schon bei der ersten Belastung bzw. beim ersten Anzug mit 75 N sollte der Bioknotless RC nur in der spannungsfreien, lateralen Reihe bei der „double row“ Technik benutzt werden, da es bei alleiniger Implantation des Bioknotless RC zur „gap-formation“ zwischen Sehne und Knochen kommen kann.
- Im gesunden sowie im osteopenen Knochen erzielten die getesteten Fadenanker (ausgenommen: Bioknotless RC) in der Primärfestigkeit vergleichbare Resultate zu transossären Nähten, hinsichtlich der Versagenskraft sind Fadenanker jedoch den transossären Nähten vorzuziehen.

6. Literaturverzeichnis

1. Ahmad CS. Stewart AM. Izquierdo R. Bigliani LU. Tendon-bone interface motion in transosseous suture and suture anchor rotator cuff repair techniques. *Am.J Sports Med.* 2005; 33: 1667-1671.
2. Ambrose CG. Clanton TO. Bioabsorbable implants: review of clinical experience in orthopedic surgery. *Ann.Biomed.Eng* 2004; 32: 171-177.
3. Apreleva M. Ozbaydar M. Fitzgibbons PG. Warner JJ. Rotator cuff tears: the effect of the reconstruction method on three-dimensional repair site area. *Arthroscopy* 2002; 18: 519-526.
4. Baker CL. Liu SH. Comparison of open and arthroscopically assisted rotator cuff repairs. *Am.J Sports Med.* 1995; 23: 99-104.
5. Barber FA. Feder SM. Burkhart SS. Ahrens J. The relationship of suture anchor failure and bone density to proximal humerus location: a cadaveric study. *Arthroscopy* 1997; 13: 340-345.
6. Barber FA. Herbert MA. Suture anchors--update 1999. *Arthroscopy* 1999; 15: 719-725.
7. Barber FA. Herbert MA. Click JN. Internal fixation strength of suture anchors--update 1997. *Arthroscopy* 1997; 13: 355-362.
8. Barber FA. Herbert MA. Coons DA. Boothby MH. Sutures and suture anchors--update 2006. *Arthroscopy* 2006; 22: 1063-1069.
9. Barber FA. Herbert MA. Richards DP. Sutures and suture anchors: update 2003. *Arthroscopy* 2003; 19: 985-990.
10. Barber FA. Ryu RK. Tauro JC. Should first time anterior shoulder dislocations be surgically stabilized? *Arthroscopy* 2003; 19: 305-309.
11. Bardana DD. Burks RT. West JR. Greis PE. The effect of suture anchor design and orientation on suture abrasion: An in vitro study. *Arthroscopy* 2003; 19: 274-281.
12. Bassett RW. Cofield RH. Acute tears of the rotator cuff. The timing of surgical repair. *Clin.Orthop Relat Res.* 1983; 18-24.
13. BATEMAN JE. The diagnosis and treatment of ruptures of the rotator cuff. *Surg.Clin.North Am.* 1963; 43: 1523-1530.
14. Biberthaler P. Wiedemann E. Nerlich A. Kettler M. Mussack T. Deckelmann S. Mutschler W. Microcirculation associated with degenerative rotator cuff lesions. In vivo assessment with orthogonal polarization spectral imaging during arthroscopy of the shoulder. *J Bone Joint Surg.Am.* 2003; 85-A: 475-480.

15. Bigliani LU. Cordasco FA. McIlveen SJ. Musso ES. Operative treatment of failed repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg.Am.* 1992; 74: 1505-1515.
16. Bigliani LU. Ticker JB. Flatow EL. Soslowky LJ. Mow VC. Die Beziehung von Akromialarchitektur zu Erkrankungen der Rotatorenmanschette. *Orthopäde* 1991; 20: 302-309.
17. Bostman OM. Osteolytic changes accompanying degradation of absorbable fracture fixation implants. *J.Bone Joint Surg.Br.* 1991; 73: 679-682.
18. Brucker PU. Jost B. Biologische und biomechanische Grundlagen der arthroskopischen Rotatorenmanschettenrekonstruktion. *Arthroskopie* 2007; 20: 13-21.
19. Buchmann S. Imhoff AB. Arthroskopische Rekonstruktion superiorer und postero-superiorer Rotatorenmanschettenrupturen. *Arthroskopie* 2007; 20: 40-46.
20. Buckup K, ed. *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln.* Stuttgart: Thieme, 2005.
21. Burkart A. Imhoff AB. Roscher E. Foreign-body reaction to the bioabsorbable suretac device. *Arthroscopy* 2000; 16: 91-95.
22. Burkhart SS. The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy* 1995; 11: 119-123.
23. Burkhart SS. Diaz Pagan JL. Wirth MA. Athanasiou KA. Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy* 1997; 13: 720-724.
24. Bynum CK. Lee S. Mahar A. Tasto J. Pedowitz R. Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth. *Am.J Sports Med.* 2005; 33: 1030-1034.
25. Caldwell GL. Warner JP. Miller MD. Boardman D. Towers J. Debski R. Strength of fixation with transosseous sutures in rotator cuff repair. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1997; 79: 1064-1068.
26. Chansky HA. Iannotti JP. The vascularity of the rotator cuff. *Clin.Sports Med.* 1991; 10: 807-822.
27. Chhabra A. Goradia VK. Francke EI. Baer GS. Monahan T. Kline AJ. Miller MD. In vitro analysis of rotator cuff repairs: a comparison of arthroscopically inserted tacks or anchors with open transosseous repairs. *Arthroscopy* 2005; 21: 323-327.
28. Codman EA, ed. *The Shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* 1934.

29. Codman EA. Rupture of the supraspinatus tendon. 1911. *Clin.Orthop.Relat Res.* 1990; 3-26.
30. Cofield RH. Parvizi J. Hoffmeyer PJ. Lanzer WL. Ilstrup DM. Rowland CM. Surgical repair of chronic rotator cuff tears. A prospective long-term study. *J Bone Joint Surg.Am.* 2001; 83-A: 71-77.
31. Constant CR. Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin.Orthop Relat Res.* 1987; 160-164.
32. De Carli A. Vadala A. Monaco E. Labianca L. Zanzotto E. Ferretti A. Effect of cyclic loading on new polyblend suture coupled with different anchors. *Am.J.Sports Med.* 2005; 33: 214-219.
33. Dejong ES. DeBerardino TM. Brooks DE. Judson K. In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor. *Arthroscopy* 2004; 20: 511-516.
34. Dietz SO. Habermeyer P. Magosch P. Stand in der Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur. *Zentralbl.Chir* 2002; 127: 194-202.
35. Ellman H. Arthroscopic subacromial decompression: analysis of one- to three-year results. *Arthroscopy* 1987; 3: 173-181.
36. Ellman H, Gartsman GM, eds. *Arthroscopic Shoulder Surgery and Related Procedures*. Philadelphia: 1993.
37. Fukuda H. The management of partial-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg.Br.* 2003; 85: 3-11.
38. Fukuda H. Ogawa K. The partial thickness tear of the rotator cuff. *Orthop trans* 1983; 7: 137.
39. Gazielly DF. Gleyze P. Montagnon C. Functional and anatomical results after rotator cuff repair. *Clin.Orthop Relat Res.* 1994; 43-53.
40. Gerber C. Hersche O. Farron A. Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1996; 78: 1015-1023.
41. Gerber C. Schneeberger AG. Beck M. Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J.Bone Joint Surg.Br.* 1994; 76: 371-380.
42. Goble EM. Somers WK. Clark R. Olsen RE. The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone. *Am.J.Sports Med.* 1994; 22: 236-239.
43. Gohlke F. Biomechanik der Schulter. *Orthopäde* 2000; 29: 834-844.
44. Gohlke F, Hedtmann A, eds. *Schulter: das Standardwerk für Klinik und Praxis*. Stuttgart; New York: Thieme, 2002.

45. Goradia VK. Mullen DJ. Boucher HR. Parks BG. O'Donnell JB. Cyclic loading of rotator cuff repairs: A comparison of bioabsorbable tacks with metal suture anchors and transosseous sutures. *Arthroscopy* 2001; 17: 360-364.
46. Habermeyer P, ed. *Schulterchirurgie*. München, Jena: Urban&Fischer Verlag, 2002.
47. Habermeyer P. Lehmann L. Lichtenberg S. Rotatorenmanschetten-Ruptur: Diagnostik und Therapie. *Orthopäde* 2000; 29: 196-208.
48. Harryman DT. Mack LA. Wang KY. Jackins SE. Richardson ML. Matsen FA, III. Repairs of the rotator cuff. Correlation of functional results with integrity of the cuff. *J Bone Joint Surg.Am.* 1991; 73: 982-989.
49. Hawkins RJ. Bell RH. Hawkins RH. Koppert GJ. Anterior dislocation of the shoulder in the older patient. *Clin.Orthop.Relat Res.* 1986; 192-195.
50. Hawkins RJ. Morin WD. Bonutti PM. Surgical treatment of full-thickness rotator cuff tears in patients 40 years of age or younger. *J Shoulder.Elbow.Surg.* 1999; 8: 259-265.
51. Hedtmann A. Fett H. Sonographie der Rotatorenmanschette. *Orthopäde* 2002; 31: 236-246.
52. Heininger-Biner K. Muller M. Hertel R. Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur: Korrelation des klinischen Befundes und der Magnetresonanztomographie mit dem intraoperativen Befund. *Z.Orthop Ihre Grenzgeb.* 2000; 138: 478-480.
53. Hintermann B. Gachter A. Arthroscopic findings after shoulder dislocation. *Am.J Sports Med.* 1995; 23: 545-551.
54. Hollinger JO. Battistone GC. Biodegradable bone repair materials. Synthetic polymers and ceramics. *Clin.Orthop.Relat Res.* 1986; 290-305.
55. Kaar TK. Schenck RC, Jr.. Wirth MA. Rockwood CA, Jr. Complications of metallic suture anchors in shoulder surgery: A report of 8 cases. *Arthroscopy* 2001; 17: 31-37.
56. Katzer A. Wening JV. Becker-Mannich HU. Lorke DE. Jungbluth KH. Die Rotatorenmanschettenruptur. Gefäßversorgung und Kollagenfaserverläufe als pathogenetische Faktoren. *Unfallchirurgie* 1997; 23: 52-59.
57. Koganti AK. Adamson GJ. Gregersen CS. Pink MM. Shankwiler JA. Biomechanical comparison of traditional and locked suture configurations for arthroscopic repairs of the rotator cuff. *Am.J Sports Med.* 2006; 34: 1832-1838.

58. Kronberg M, Broström LA, Nemeth G. EMG-Studies of shoulder muscles in subjects with stable or unstable humeroscapular joint. In: Takahishi N, ed. *The shoulder. Proceedings Third Int Conf Surg Shoulder*. Tokyo: 1987;55-59.
59. Leedle BP. Miller MD. Pullout strength of knotless suture anchors. *Arthroscopy* 2005; 21: 81-85.
60. Levy HJ. Uribe JW. Delaney LG. Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results. *Arthroscopy* 1990; 6: 55-60.
61. Ling SC. Chen CF. Wan RX. A study on the vascular supply of the supraspinatus tendon. *Surg.Radiol.Anat.* 1990; 12: 161-165.
62. Liporace FA. Bono CM. Caruso SA. Weiner B. Penny K. Feldman AJ. Grossman MG. Hafer TR. The mechanical effects of suture anchor insertion angle for rotator cuff repair. *Orthopedics* 2002; 25: 399-402.
63. Liu SH. Baker CL. Arthroscopically assisted rotator cuff repair: correlation of functional results with integrity of the cuff. *Arthroscopy* 1994; 10: 54-60.
64. Lo IK. Burkhart SS. Current concepts in arthroscopic rotator cuff repair. *Am.J Sports Med.* 2003; 31: 308-324.
65. Loew M. Habermeyer P. Wiedemann E. Rickert M. Gohlke F. Empfehlungen zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion. *Unfallchirurg* 2000; 103: 417-426.
66. Lustenberger A. Die Rotatorenmanschettenruptur: Definition, Diagnosestellung und Therapie. *Ther.Umsch.* 1998; 55: 210-216.
67. Mahar A. Allred DW. Wedemeyer M. Abbi G. Pedowitz R. A biomechanical and radiographic analysis of standard and intracortical suture anchors for arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy* 2006; 22: 130-135.
68. Mahar AT. Tucker BS. Upasani VV. Oka RS. Pedowitz RA. Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability. *J.Shoulder.Elbow.Surg.* 2005; 14: 626-630.
69. McFarland EG. Park HB. Keyurapan E. Gill HS. Selhi HS. Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1: biology and biomechanics. *Am.J.Sports Med.* 2005; 33: 1918-1923.
70. McLaughlin HL. Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder. The exposure and treatment of tears with retraction. 1944. *Clin.Orthop.Relat Res.* 1994; 3-9.
71. Meyer AW. Chronic functional lesions of the shoulder. *Arch.Surg.* 1937; 35: 646-674.

72. Meyer DC. Nyffeler RW. Fucentese SF. Gerber C. Failure of suture material at suture anchor eyelets. *Arthroscopy* 2002; 18: 1013-1019.
73. Milgrom C. Schaffler M. Gilbert S. van Holsbeeck M. Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J.Bone Joint Surg.Br.* 1995; 77: 296-298.
74. Moseley HF. Goldie I. The arterial pattern of the rotator cuff of the shoulder. *J.Bone Joint Surg.Br.* 1963; 45: 780-789.
75. Muller M. Kaab MJ. Villiger C. Holzach P. Osteolysis after open shoulder stabilization using a new bio-resorbable bone anchor: a prospective, non-randomized clinical trial. *Injury* 2002; 33 Suppl 2: B30-B36.
76. Neer CS. Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg.Am.* 1972; 54: 41-50.
77. Neer CS. Impingement lesions. *Clin.Orthop.Relat Res.* 1983; 70-77.
78. Netter FH, ed. *Atlas der Anatomie des Menschen*. Stuttgart, New York: Thieme, 1997.
79. Neviasser RJ. Ruptures of the rotator cuff. *Orthop.Clin.North Am.* 1987; 18: 387-394.
80. Orthopädische Klinik und Poliklinik Großhadern, ed. *Untersuchungskurs: Spezielle Untersuchungstechniken - Schulter*. München: LMU, 2002.
81. Ozaki J. Fujimoto S. Nakagawa Y. Masuhara K. Tamai S. Tears of the rotator cuff of the shoulder associated with pathological changes in the acromion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg.Am.* 1988; 70: 1224-1230.
82. Perry J. Biomechanics of the shoulder. In: Rowe CR, ed. *The shoulder*. New York: 1988;1-15.
83. Pevny T. Hunter RE. Freeman JR. Primary traumatic anterior shoulder dislocation in patients 40 years of age and older. *Arthroscopy* 1998; 14: 289-294.
84. Pieper HG. Quack G. Krahl H. Impingement of the rotator cuff in athletes caused by instability of the shoulder joint. *Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc.* 1993; 1: 97-99.
85. Plafki C. Hedtmann A. Fett H. Lutke A. Willburger RE. Ergebnisse der operativen Therapie von Rupturen der Rotatorenmanschette der Schulter. *Z.Orthop Ihre Grenzgeb.* 1997; 135: 360-367.
86. Radas C. Pieper H-G. Krahl H. Blank M. Die Inzidenz der Rotatorenmanschettenruptur - Abhängigkeit von Alter, Geschlecht, Händigkeit und Beruf. *Akt.Traumatol.* 1996; 26: 56-61.

87. Rathbun JB. Macnab I. The microvascular pattern of the rotator cuff. *J.Bone Joint Surg.Br.* 1970; 52: 540-553.
88. Ribbans WJ. Mitchell R. Taylor GJ. Computerised arthrotomography of primary anterior dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg.Br.* 1990; 72: 181-185.
89. Rickert M. Georgousis H. Witzel U. Die native Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus beim Menschen. Eine biomechanische Untersuchung. *Unfallchirurg* 1998; 101: 265-270.
90. Rickert M. Loew M. Die traumatische Zerreißung der Rotatorenmanschette beim Jugendlichen - Ein Fallbericht. *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.* 2000; 138: 340-343.
91. Rickert M. Witzel U. Kolbel R. Georgousis H. ber die Primärfestigkeit konventioneller und alternativer Nahttechniken der Rotatorenmanschette. Eine biomechanische Untersuchung. *Unfallchirurg* 2002; 105: 23-30.
92. Ringelberg JA. EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction. *J Biomech.* 1985; 18: 939-947.
93. Rodosky MW. Harner CD. Fu FH. The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder. *Am.J.Sports Med.* 1994; 22: 121-130.
94. Rupp S. Georg T. Gauss C. Kohn D. Seil R. Fatigue testing of suture anchors. *Am.J.Sports Med.* 2002; 30: 239-247.
95. Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop.Scand.* 1971; 42: 491-505.
96. Schneeberger AG. von Roll A. Kalberer F. Jacob HA. Gerber C. Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. *J.Bone Joint Surg.Am.* 2002; 84-A: 2152-2160.
97. Seltzer D, Basamania C, Rockwood CJr. Conservative management of rotator cuff tears. In: Burkhead WJr, ed. *Rotator cuff disorders*. Williams and Wilkins, 1996;258-267.
98. Sher JS. Uribe JW. Posada A. Murphy BJ. Zlatkin MB. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg.Am.* 1995; 77: 10-15.
99. Smith JG. Pathological appearances of seven cases of injury of the shoulder joint. *J.Bone Joint Surg.Am.* 1937; 19: 645-649.
100. Tillman B, ed. *Biomechanik der Schulter und der periartikulren Weichteile*.Reichert: Periartikulre Schultererkrankungen, ML-Verlag, 1984.

101. Tingart MJ. Apreleva M. Lehtinen J. Zurakowski D. Warner JJ. 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.* 2004; 32: 1466-1473.
102. Tingart MJ. Apreleva M. Zurakowski D. Warner JJ. Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J.Bone Joint Surg.Am.* 2003; 85-A: 2190-2198.
103. Uthoff HK. Löhr J. Hammond I. Sarkar K. Ätiologie und Pathogenese von Rupturen der Rotatorenmanschette. *Hefte Unfallheilkd* 1986; 180: 3-9.
104. Uthoff HK. Sarkar K. Anatomie und Pathologie der Rotatorenmanschette. *Orthopäde* 1995; 24: 468-474.
105. Walch G. Synthèse sur l'épidémiologie et l'étiologie des ruptures de la coiffe des rotateurs. *J Lyon L'Épaule* 1993; 256-266.
106. Walch G. Boulahia A. Calderone S. Robinson AH. The 'dropping' and 'hornblower's' signs in evaluation of rotator-cuff tears. *J Bone Joint Surg.Br.* 1998; 80: 624-628.
107. Walch G. Dejour H. Trillat AG. [Recurrent anterior luxation of the shoulder occurring after the age of 40]. *Rev.Chir Orthop.Reparatrice Appr.Mot.* 1987; 73: 609-616.
108. Watson EM. Sonnabend DH. Outcome of rotator cuff repair. *J Shoulder.Elbow.Surg.* 2002; 11: 201-211.
109. Wiedemann E. Biberthaler P. Hinterwimmer S. Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte. *Arthroscopie* 2004; 17: 17-26.
110. Wust DM. Meyer DC. Favre P. Gerber C. Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. *Arthroscopy* 2006; 22: 1146-1153.
111. Yamaguchi K. Mini-open rotator cuff repair: an updated perspective. *Instr.Course Lect.* 2001; 50: 53-61.
112. Yamaguchi K. Levine WN. Marra G. Galatz LM. Klepps S. Flatow EL. Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair: the pros and cons. *Instr.Course Lect.* 2003; 52: 81-92.
113. Zuckerman JD. Kummer FJ. Cuomo F. Simon J. Rosenblum S. The influence of coracoacromial arch anatomy on rotator cuff tears. *J Shoulder.Elbow.Surg.* 1992; 1: 4-14.
114. Zumstein M. Jacob HA. Schneeberger AG. In vitro comparison of standard and Knotless metal suture anchors. *Arthroscopy* 2004; 20: 517-520.

7. Abbildungsverzeichnis

- Abb. 01: *Darstellung der Schultergelenkspfanne und der Rotatorenmanschette (Ansicht von lateral)*
Atlas der Anatomie des Menschen, hrsg. von Frank H. Netter;
Stuttgart, New York: Thieme, 1997, S.398
- Abb. 02: *EMG-Aktivität als Anteil der Maximalaktivität jedes Muskels bei Abduktion des Armes*
Schulter: das Standardwerk für Klinik und Praxis, hrsg. von Frank Gohlke und Achim Hedtmann; Stuttgart, New York: Thieme, 2002, (Orthopädie und Orthopädische Chirurgie) NE: Wirth, C. J., S.55
- Abb. 03: *Sektoreneinteilung nach Habermeyer*
Schulterchirurgie, hrsg. von Peter Habermeyer; München, Jena: Urban&Fischer Verlag, 2002, S.338
- Abb. 04 – 05: *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*, hrsg. von Klaus Buckup; Stuttgart: Thieme, 2005, S. 66-90
- Abb. 06 *„Hampelmann“*
Spezielle Untersuchungstechniken – Schulter
Untersuchungskurs Orthopädische Klinik und Poliklinik
Großhadern; München: LMU, 2002
- Abb. 07 – 20: *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*, hrsg. von Klaus Buckup; Stuttgart: Thieme, 2005, S. 66-90
- Abb. 21 – 24: *Rekonstruktionsbeispiele verschiedener Rissformen*
Arthroskopische Rekonstruktion superiorer und postero-superiorer Rotatorenmanschettenrupturen; Buchmann,S., Imhoff,A.B.; Arthroskopie 2007, 20: 40-46

8. Tabellenverzeichnis

- Tab. 01: *Indikationen und Kontraindikationen für die konservative und operative Therapie*
modifiziert nach:
Schulterchirurgie, hrsg. von Peter Habermeyer; München, Jena:
Urban&Fischer Verlag, 2002, S.338ff
- Tab. 02: *Zugangswege zur Rotatorenmanschette*
modifiziert nach:
Schulterchirurgie, hrsg. von Peter Habermeyer; München, Jena:
Urban&Fischer Verlag, 2002, S. 274ff
- Tab. 03: *Vergleich der mini-open RM-Rekonstruktion nach Yamaguchi*
modifiziert nach:
Yamaguchi K. Mini-open rotator cuff repair: an update
perspective. *Instr.Course Lect.* 2001 ; 50 : 53-61
- Tab. 05: *Phasen I-IV der Nachbehandlung nach Kölbl und Hedtmann*
modifiziert nach:
Schulter: das Standardwerk für Klinik und Praxis, hrsg. von
Frank Gohlke und Achim Hedtmann; Stuttgart, New York:
Thieme, 2002, (Orthopädie und Orthopädische Chirurgie) NE:
Wirth, C. J., S.301

9. Abkürzungen

| | |
|------------------|---|
| AC | Acromioclavicular |
| AHA | Acromiohumeraler Abstand |
| a.p. | anteriorer-posteriorer Strahlengang |
| AR | Außenrotation |
| EMG | Elektromyographie |
| F _{max} | Versagenskraft |
| IR | Innenrotation |
| ISP | M. infraspinatus |
| Lig. | Ligamentum |
| LJ | Lebensjahre |
| M. | Musculus |
| MR(T) | Magnetresonanz(tomographie) |
| MW | Mittelwert |
| PDS | Polydioxanon (synthetisch) |
| PGA | Polyglycolacid, Polyglycolsäure |
| PLA | Polylactidacid, Polymilchsäure |
| Proc. | Processus |
| RI | Rotatorenintervall |
| RM | Rotatorenmanschette |
| RMR | Rotatorenmanschettenruptur |
| SCP | M. subscapularis |
| SD | standard deviation, Standardabweichung |
| SSP | M. supraspinatus |
| Ti 6Al-4V ELI | Titanlegierung mit 6% Aluminium und 4% Vanadium (extra low interstitials) |
| Tub. maj. | Tuberculum majus |
| Tub. min. | Tuberculum minus |
| UHMWPE | Ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen |
| USP | United States Pharmacopeia, Einheit der Fadenstärke |
| Z.n. | Zustand nach |

10. Danksagung

Mein persönlicher Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. med. P. Müller für die Überlassung des Themas, die fachliche Unterstützung und seine konstruktive Kritik.

Herrn Dr. med. M. Pietschmann danke ich für die sehr gute, stets freundliche und kontinuierliche Betreuung sowie seine tatkräftige Unterstützung bei der Planung, Durchführung und Diskussion dieser Dissertation und den daraus resultierenden Publikationen.

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. Plitz. Ihm und seinem Team gilt ein spezieller Dank für die Bereitstellung des biomechanischen Arbeitsplatzes und die große Hilfsbereitschaft bei der Lösung sämtlicher Probleme. Des weiteren danke ich Herrn L. Schliak für seinen Einsatz bei angefallenen Software-Problemen.

Für die kostenfreie Bereitstellung eines großen Teils der für die Studie benötigten Materialien möchte ich mich bei der Firma DePuy Mitek bedanken.

Abschließend gilt mein besonderer Dank all jenen, die mich inspiriert haben und so dazu beitragen, diese Dissertation zu verwirklichen.

11. Curriculum vitae

Zur Person:

| | |
|---------------------|--------------------------|
| Name, Vorname | Fröhlich, Valerie Carola |
| Geburtsdatum | 15.02.1980 |
| Geburtsort | Kempton |
| Staatsangehörigkeit | deutsch |
| Familienstand | ledig |

Schulbildung:

| | |
|-----------|--------------------------------|
| 1986-1990 | Grundschule Durach |
| 1990-1999 | Hildegardis-Gymnasium, Kempten |
| 1999 | Allgemeine Hochschulreife |

Berufstätigkeit und Weiterbildung:

| | |
|-------------------|---|
| 09/1999 – 08/2000 | Freiwilliges Soziales Jahr, Stiftung Pfennigparade, München |
| 09/2000 – 03/2001 | Pflegehelferin, Stiftung Pfennigparade, München |
| 04/2001 – 06/2001 | Studium der Italienischen Sprache, Università per Stranieri, Perugia, Italien |
| 10/2001 – 12/2001 | Pflegepraktikum, Klinikum Großhadern, München |
| 01/2002 – 03/2002 | Pflegehelferin, Klinikum Großhadern, München |

Studium der Humanmedizin:

| | |
|-----------------|--|
| 04/2002-04/2004 | Erster klinischer Studienabschnitt, LMU München |
| 05/2005-01/2007 | Zweiter klinischer Studienabschnitt, LMU München |
| 02/2007-01/2008 | Praktisches Jahr, LMU München |
| 05/2008 | Staatsexamen Medizin |
| seit 07/2008 | Assistenzärztin für Innere Medizin, Kliniken München Pasing und Perlach GmbH |

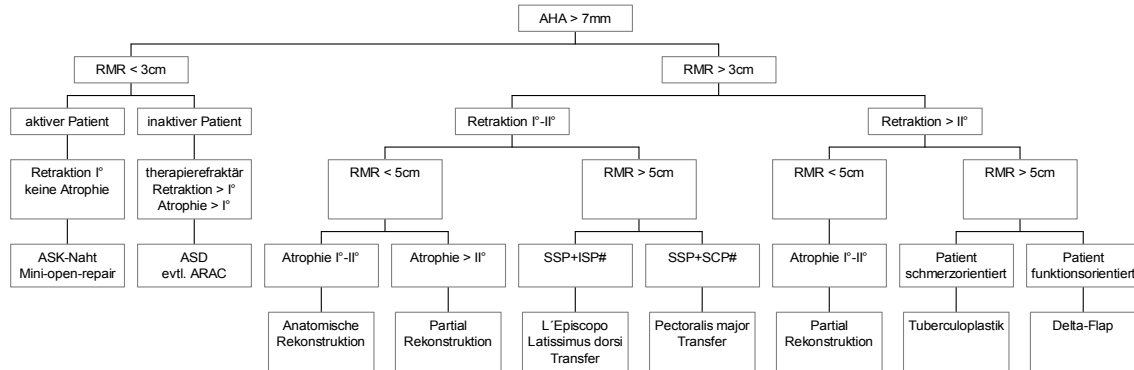
Publikationen:

- 05/2008 Pietschmann MF. Fröhlich V. Ficklscherer A. Hausdorf J. Utzschneider S. Jansson V. Müller PE.
Pullout strength of suture anchors in comparison with transosseous sutures for rotator cuff repair
Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008 May;16(5):504-10
- 07/2008 Pietschmann MF. Fröhlich V. Ficklscherer A. Wegener B. Jansson V. Müller PE.
Biomechanical testing of a new knotless suture anchor compared with established anchors for rotator cuff repair
J Shoulder Elbow Surg. 2008 Jul-Aug;17(4):642-6
- 07/2008 Pietschmann MF. Fröhlich V. Ficklscherer A. Gülecüyz MF. Wegener B. Jansson V. Müller PE.
Suture anchor fixation strength in osteopenic versus non-osteopenic bone for rotator cuff repair
Arch Orthop Trauma Surg. 2008 July; PMID:18607610

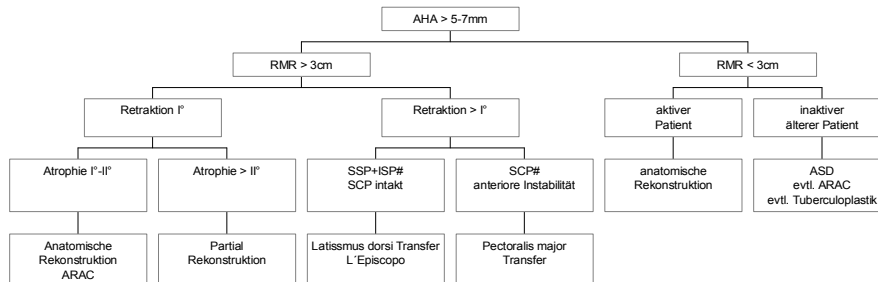
12. Anhang

Algorithmen nach Dietz³⁴.

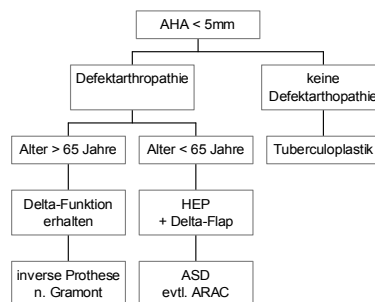
Algorithmus 1+2



Algorithmus 3



Algorithmus 4



Algorithmus 1: Therapiestrategien bei einem AHA > 7mm und einer RMR > 3cm

Algorithmus 2: Therapiestrategien bei einem AHA > 7mm und einer RMR < 3cm

Algorithmus 3: Therapiestrategien bei einem AHA > 5-7mm

Algorithmus 4: Therapiestrategien bei einem AHA < 5mm

(AHA = acromiohumeraler Abstand, RMR = Rotatorenmanschettenruptur, ASK-Naht = arthros-kopische Naht, ASD = arthroskopische subacromiale Dekompression, ARAC = arthroskopische AC-Gelenks-Resektion, SSP = Supraspinatussehne, ISP = Infraspinatussehne, SCP = Sub-scapularissehne, HEP = Hemiprothese, # = Ruptur)