

**Experimentelle biomechanische Untersuchungen
zur Kombination von Fadenmaterial und
Knotentechnik für die Stabilität bei
arthroskopischer Rotatorenmanschettennaht**



Eva Ingeborg Häuser

2010

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

**Experimentelle biomechanische Untersuchungen
zur Kombination von Fadenmaterial und
Knotentechnik für die Stabilität bei
arthroskopischer Rotatorenmanschettennaht**

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

vorgelegt von

Eva Ingeborg Häuser
aus München

2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. P. Müller

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. H.-J. Andreß
Priv. Doz. Dr. med. habil. A. Frick

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

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

Tag der mündlichen Prüfung: 13. 12. 2010

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1. Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschette	3
1.1.1. Anatomie der Rotatorenmanschette	3
1.1.2. Biomechanik der Rotatorenmanschette	4
1.1.3. Muskelkräfte der Rotatorenmanschette	6
1.2. Das Krankheitsbild der Rotatorenmanschettenruptur	8
1.2.1. Definition	8
1.2.2. Epidemiologie	8
1.2.3. Ätiologie und Pathogenese der Rotatorenmanschettenruptur	9
1.2.4. Klassifikation der Rotatorenmanschettenruptur	11
1.2.4.1. Komplette Rupturen der Rotatorenmanschette	11
1.2.4.2. Inkomplette Rupturen der Rotatorenmanschette	12
1.2.5. Klinik	13
1.2.6. Diagnostik der Rotatorenmanschettenläsion	14
1.2.6.1. Anamnese und klinische Untersuchung	14
1.2.6.2. Bildgebende Diagnostik	15
1.2.6.2.1. Sonographie	15
1.2.6.2.2. Konventionelles Röntgen	16
1.2.6.2.3. Magnetresonanztomographie	17
1.2.7. Therapie	18
1.2.7.1. Konservative Therapie	19
1.2.7.2. Operative Therapie	20
1.2.7.2.1. Klassische offene Operationstechnik	21
1.2.7.2.2. Mini-open Operationstechnik	22
1.2.7.2.3. Arthroskopische Operationstechnik	22
1.2.7.3. Materialien und Techniken zur Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion	24
1.2.7.3.1. Nahtmaterial	24
1.2.7.3.2. Nahttechnik	25
1.2.7.3.3. Knotentechnik	25
1.3. Zielsetzung der Arbeit	27

2. Material und Methoden	28
2.1. Nahtmaterialien.....	28
2.2. Knotentechniken	30
2.3. Vorgehensweise beim Knoten	34
2.4. Messverfahren und biomechanische Testung	35
2.5. Statistische Auswertung	38
3. Ergebnisse	39
3.1. Betrachtung der Faden-Knoten-Systeme unter Berücksichtigung des Einflusses des Milieus auf die Testergebnisse – Vergleich der Versuchsgruppen “trocken“ versus “feucht/3min“	39
3.1.1. Versagensmechanismen	39
3.1.2. Klinisches Versagen	41
3.1.3. Maximale Versagenskräfte.....	43
3.1.4. Zusammenfassung	46
3.2. Betrachtung der Ergebnisse der Versuchsgruppe „feucht/3min“	47
3.2.1. Versagensmechanismen	47
3.2.2. Klinisches Versagen	49
3.2.2.1. Klinisches Versagen in Abhängigkeit von Faden und Knoten.....	49
3.2.2.2. Klinisches Versagen der Fäden unabhängig vom Knotentyp	54
3.2.2.3. Klinisches Versagen der Knoten unabhängig vom Fadenmaterial.....	55
3.2.3. Maximale Versagenskräfte.....	56
3.2.3.1. Maximale Versagenskräfte in Abhängigkeit von Faden und Knoten	56
3.2.3.2. Maximale Versagenskräfte der Fäden unabhängig vom Knotentyp	61
3.2.3.3. Maximale Versagenskräfte der Knoten unabhängig vom Fadenmaterial.....	62
3.2.4. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N	63
3.2.4.1. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N in Abhängigkeit von Faden und Knoten.....	63

3.2.4.2.	Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Knotentyp	68
3.2.4.3.	Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Fadenmaterial.....	69
3.3.	Vergleich der Versuchsgruppen "feucht/3min" versus "feucht/24h" ..	70
3.3.1.	Versagensmechanismen	70
3.3.2.	Klinisches Versagen	72
3.3.3.	Maximale Versagenskräfte.....	73
3.4.	Zusammenfassung der wichtigsten Testergebnisse der vorliegenden Studie.....	74
4.	Diskussion	75
4.1.	Einleitung	75
4.2.	Einmalige Zugbelastung versus zyklische Zugbelastung.....	76
4.3.	Einfluss des Milieus auf die Testergebnisse	77
4.4.	Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen der Testgruppe „feucht/3min“	80
4.4.1.	Versagensmechanismen	81
4.4.2.	Klinisches Versagen	83
4.4.3.	Maximale Versagenskräfte.....	85
4.4.4.	Displacement nach dem 1. Anzug.....	87
4.5.	Schwächstes Glied in der Kette: Sehne – Nahtmaterial – Anker – Knochen?.....	89
4.6.	Abrasiv Beanspruchung der Nahtmaterialien	91
5.	Zusammenfassung.....	92
6.	Literaturverzeichnis	95
7.	Abbildungsverzeichnis.....	108
8.	Tabellenverzeichnis	110
9.	Danksagung	111
10.	Curriculum vitae.....	112

Abkürzungsverzeichnis

#	Nummer
°	Grad
a.-p.	anterior-posterior
AHA	acromiohumeraler Abstand
ANOVA	one-way analysis of variance
C	Celsius
CA	Kalifornien
cm	Zentimeter
DMEM	Dulbecco's Modified Eagle's Medium
EMG	Elektromyographie
F	Versagenskraft
FL	Florida
F _{max}	maximale Versagenskraft
h	Stunde
ISP	M. infraspinatus
kN	Kilonewton
LJ	Lebensjahre
M./Mm.	Musculus/Musculi
MA	Massachusetts
MHz	Megahertz
min	Minute
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
MW	Mittelwert
N	Newton
NJ	New Jersey
p	<i>probability</i> (Wahrscheinlichkeit)
PDS	Polydioxanon
PE	Polyethylen
RHAPs	<i>reversed half hitches with alternating posts</i>
RM	Rotatorenmanschette

RMR	Rotatorenmanschettenruptur
SD	<i>standard deviation</i> (Standardabweichung)
SOFCOT	Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique
SSC	M. subscapularis
SSP	M. supraspinatus
™	Trademark
UHMWPE	ultrahochmolekulargewichtiges Polyethylen
UK	United Kingdom
USA	United States of America
USP	United States Pharmacopeia, Einheit der Fadenstärke
Z. n.	Zustand nach

1. Einleitung

Die Rotatorenmanschette (RM) der Schulter, die sich aus den Musculi supraspinatus, infraspinatus, teres minor und subscapularis zusammensetzt, ist ein zentraler Motor und Stabilisator des Schultergelenks¹⁻⁵.

Ihre außerordentliche Beweglichkeit lässt die menschliche Schulter eine Sonderstellung unter den großen Gelenken einnehmen. Die Funktion des Schultergelenks wird realisiert durch eine fünfgliedrige Gelenkkette, die Reduktion der Formschlüssigkeit bei Verbesserung der Kraftschlüssigkeit und eine mobile Erweiterung der Glenoidfläche durch das Einbeziehen des Labrums und der Gelenkkapsel.⁶ Die Führung und Stabilisation des Schultergelenks basiert ferner auf dem Zusammenspiel der RM-Muskulatur mit Unterstützung der Kapsel-Band-Strukturen.

Der große Bewegungsumfang der Schulter macht sie jedoch auch anfällig für Verletzungen und Verschleiß. Infolge ihrer exponierten Lage und der anatomischen Besonderheiten treten Gelenkluxationen am häufigsten an der Schulter auf.⁷⁻⁹ Weiterhin verdeutlicht die Rupturhäufigkeit der RM mit einer Prävalenz von 5-39%^{10, 11} nach autoptischen Untersuchungen ihre zentrale Funktion für das Schultergelenk.

Die Therapie von Rotatorenmanschettenrupturen (RMR) blickt auf eine über 100-jährige Geschichte zurück. Sie beginnt im Jahre 1834 mit Beschreibungen des Anatomen Smith¹². Er dokumentierte zum ersten Mal Rupturen der Supraspinatussehne. In sieben Fällen konnte er isolierte und kombinierte Läsionen feststellen. Bei ausgedehnten Befunden waren zumeist die Sehnen der angrenzenden Muskeln der RM mitbefallen. Im deutschsprachigen Raum beschrieb Franz Freiherr von Pitha (1843-1857), Ordinarius für Chirurgie in Prag, erstmals eine RMR nach einer Schulterluxation.¹³ Bardenheuer erwähnte 1886 im Rahmen anatomischer Untersuchungen ebenfalls Risse der Supraspinatussehne. Der Kölner Chirurg behauptete, RMR seien nähbar.¹⁴ W. Müller führte im Jahre 1898 die erste operative Versorgung einer RMR durch.¹⁵ In seinem Vortrag auf dem XXVII. Chirurgen-Kongress in Berlin schilderte er die Vernähung des M. supraspinatus und des M. infraspinatus. Acht Jahre später beschrieb Georg Perthes 1906 in seiner Arbeit

„über Operationen bei habituellen Schulterluxationen“¹⁶ drei Fälle, bei denen er die gerissenen Sehnen wieder an ihrer ursprünglichen Stelle refixiert hatte. Eine erste Systematik der rekonstruktiven Eingriffe bei RM-Läsionen stammt von Armory Codman¹⁷, der 1909 in Boston die Behandlung der Supraspinatussehnenruptur als eigenständiges Krankheitsbild deklarierte.¹⁸ Er entwickelte die „suture à distance“, wobei er die beiden rupturierten Enden des M. supraspinatus mit Seidenfäden wieder vernähte.

Seitdem hat die Forschung viele neue Erkenntnisse hinsichtlich Anatomie, Biomechanik, Pathogenese sowie klinischer und bildgebender Diagnostik für die Therapie der RMR gewinnen können. Aber nicht nur die Vielzahl neuer Entwicklungen, sondern auch der höhere Funktionsanspruch des Patienten lassen heute immer öfter die Indikation zur Rekonstruktion der RM stellen. Sowohl die chirurgischen Operationsverfahren als auch das heute zur Verfügung stehende Nahtmaterial und die Knotentechniken haben sich enorm weiterentwickelt.

Mit dieser Arbeit sollten auf der Grundlage einer experimentellen biomechanischen Untersuchung fünf verschiedene Nahtmaterialien sowie vier unterschiedliche Knotentechniken einem kritischen Vergleich unterzogen werden.

1.1. Allgemeine Grundlagen der Rotatorenmanschette

1.1.1. Anatomie der Rotatorenmanschette

Die RM wird von den Mm. supraspinatus (SSP), infraspinatus (ISP), teres minor und subscapularis (SSC) gebildet. Sie stellt eine trichterförmige Muskelhülle¹⁹ dar, die das Glenohumeralgelenk umgibt. Einzelne Fasern der Muskelsehnen strahlen in die Kapselwand ein und verstärken diese (Abb. 1).

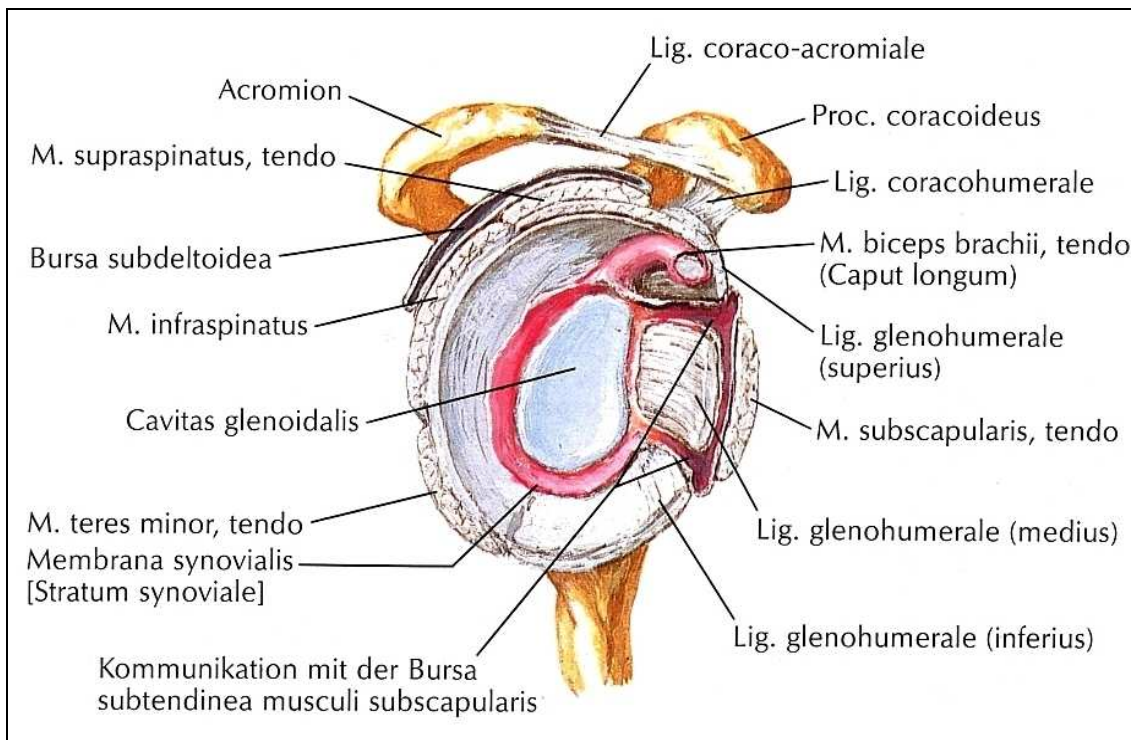


Abb. 1: Schultergelenkspfanne und Rotatorenmanschette (Ansicht von lateral)²⁰

Die Sehnen der Mm. supra- und infraspinatus sowie des M. subscapularis verlaufen durch den unter dem Fornix humeri gelegenen subacromialen Raum und setzen als homogene Sehnenmanschette an den Tubercula majus und minus an. Dabei repräsentieren der M. subscapularis die ventrale, der M. supraspinatus die kraniale und der M. infraspinatus zusammen mit dem M. teres minor die dorsale Portion der RM. Da die Muskelsehnen nicht separat in den Knochen einstrahlen, entsteht eine Zugspannungsverteilung der muskulotendinösen Abschnitte der RM, wobei Belastungsspitzen einzelner Sehnen vermieden werden.¹⁷ Die vier Sehnen der RM sind mit der superioren Gelenkkapsel fest verwachsen und bilden eine Sehnenkappe. Diese Verflechtung

von tendinöser und kapsulärer Schicht kann sich im Alter allmählich lösen, was das Entstehen degenerativer Prozesse in diesem Bereich fördert.¹⁷

Zwischen dem Schulterdach und dem Humeruskopf befindet sich ein nur sehr schmaler subacromialer Raum. Diesen durchziehen Anteile der RM, die bei jeder Bewegung des Schultergelenks Gleitbewegungen ausführen. Benachbarte Schleimbeutel setzen dabei den Reibungswiderstand herab: Die Bursa subacromialis ist zwischen Schulterdach und Supraspinatussehne und die Bursa subtendinea musculi subscapularis ist zwischen Subscapularissehne und Gelenkkapsel lokalisiert.²¹

Der sog. coracoacromiale Bogen, der von Akromion, Processus coracoideus und Ligamentum coracoacromiale gebildet wird, stellt eine Pfanne dar, in die der Humeruskopf von kaudal hineinreicht. Dazwischen befindet sich die Bursa subacromialis, weshalb diese Verbindung auch als subacromiales Nebengelenk²² angegeben wird.

Zwischen der Subscapularis- und Supraspinatussehne befindet sich das schwächste Areal der RM, das sog. Rotatorenintervall. Es enthält die Sehne des M. biceps brachii und die Ligamenta coracohumerale und glenohumerale. Letztere bilden eine Schlinge um die lange Bizepssehne, fixieren sie dadurch und leiten sie in den Sulcus bicipitalis. Läsionen dieser Bänder führen zu einer Subluxation der Sehne mit konsekutiver Bizepssehneninstabilität.^{23, 24}

1.1.2. Biomechanik der Rotatorenmanschette

Das Glenohumeralgelenk ist ein Kugelgelenk bestehend aus dem halbkugelförmigen Caput humeri und der Cavitas glenoidalis der Scapula.

Zwischen Kopf und Pfanne existiert ein ungleiches Größenverhältnis, da nur ein Drittel des Oberarmkopfes (Gelenkfläche circa 24cm²) mit der Gelenkfläche des Schulterblatts (circa 6cm²) artikuliert.^{25, 26} Aus diesem Grund fehlt die knöcherne Führung nahezu vollständig. Das Schultergelenk ist daher nicht wie das Hüftgelenk ein formschlüssiges, sondern ein kraftschlüssiges Gelenk, welches insbesondere durch muskuläre und kapsuloligamentäre Kräfte stabilisiert wird.¹⁷

Muskulär führen insbesondere die Muskeln der RM sowie der M. deltoideus.^{27, 28} Dieser dynamische Stabilisationsapparat des Schultergelenks

wird passiv von den knöchernen Komponenten, den Gelenkflächen und dem Labrum glenoidale, den Kapsel-Band-Strukturen, dem intraartikulären Vakuum sowie dem coracoacromialen Bogen unterstützt.¹⁷

Die Hauptfunktion der RM ist somit die Zentrierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis in allen Bewegungsrichtungen und Belastungssituationen. Nach Saha et al.²⁹ werden die Muskeln der RM auch als „Steuer-muskeln“ bezeichnet.

Des Weiteren üben die Muskeln der RM eine wesentliche Bewegungsfunktion aus. Das Schultergelenk als Kugelgelenk ermöglicht Bewegungen in drei Freiheitsgraden: Der Arm rotiert um die Longitudinalachse (Humerusschaftachse) und wird um die sagittale Achse (Verlauf durch den Humeruskopf) ab- und adduziert. Die Ante- bzw. Retroversion geschieht um die transversale Achse.³⁰ Durch das Auftreten von Translationsbewegungen gewinnt das Schultergelenk insgesamt fünf Freiheitsgrade.

Als einziger Innenrotator der RM wirkt der M. subscapularis. Er ist der stärkste Innenrotator der gesamten Schultermuskulatur. Sein oberer Anteil fungiert als aktiver Schutz vor einer anterioren Luxation, indem er den abduzierten Arm antevertiert. Weiterhin zentriert er das Glenohumeralgelenk. Diese Funktion besitzen auch die Mm. supra- und infraspinatus. Der M. infraspinatus ist der stärkste Außenrotator und wird in seiner Funktion vom M. teres minor unterstützt. In geringem Maße ist er auch an der Ab- und Adduktion des Arms beteiligt. Als bedeutendster Abduktor der RM dient der M. supraspinatus, welcher den M. deltoideus in seiner Funktion unterstützt. Weiterhin ist er mit für die Außenrotation und die Retroversion des abduzierten Arms zuständig.¹⁷

Folglich nehmen die Muskeln der RM eine zentrale Rolle hinsichtlich der Sicherung der dynamischen Stabilität des Schultergelenks ein.

Zusammenfassend werden ihnen folgende Wirkungen¹⁷ beigemessen:

- Direkte Erzeugung von Kompressionskräften im Glenohumeralgelenk: Zentrierung des Humeruskopfes in der Cavitas glenoidalis
- Depressor des Humeruskopfes: neutralisierende Wirkung auf dezentrierende Scherkräfte
- Indirekte Erzeugung von Kompressionskräften bei einer Dezentrierung im Glenohumeralgelenk

1.1.3. Muskelkräfte der Rotatorenmanschette

Der große Bewegungsumfang der Schulter wird durch die aktive Steuerung und Stabilisation der RM ermöglicht. Die Bänder und die Gelenkkapsel als passive Strukturen können die Gelenkführung nur zu einem kleinen Teil unterstützen, da sie sonst das enorme Bewegungsausmaß des Gelenks beeinträchtigen würden. Die Arbeit der RM und der Schultermuskulatur läuft äußerst koordiniert ab, um die Abläufe möglichst effizient zu gestalten. Nur so kann der Humeruskopf immer optimal auf dem Glenoid positioniert werden.¹⁷

Es stellen sich daher folgende Fragen: Wie hoch ist die wirksame Kraft bei Armbewegungen? Welche Belastungen vermögen die Muskeln der RM auszuhalten bis eine Sehne reißt? Welche Zugkräfte wirken auf die RM ein, d. h. welchen Belastungen muss eine rekonstruierte Sehne postoperativ widerstehen? Die Wirkung jedes einzelnen Muskels isoliert zu beurteilen ist in diesem komplexen Zusammenspiel äußerst diffizil. Des Weiteren wird die absolute Maximalkraft eines Muskels vom Faserverlauf, von der Ausgangslänge und vom Trainingszustand des Muskels beeinflusst.¹⁷ In der Literatur finden sich diverse Ansätze, die versuchen die Maximalkräfte der Skelettmuskulatur näher zu bestimmen. Ringelberg entwickelte 1985 eine Formel, die die Muskelkraft in linearen Zusammenhang mit der EMG-Aktivität eines Muskels stellt³¹:

$$[F = x_f * A \%EMG / 100]$$

F: Muskelkraft $x_f = 10\text{kg}\cdot\text{cm}^{-2}$: Fick-Konstante A: Muskelquerschnittsfläche

Die gemessene Aktivität der einzelnen Muskeln differierte zwischen den Autoren allerdings erheblich. Exemplarisch für den M. supraspinatus lässt sich nach Kronberg et al.³² eine maximal mögliche Muskelkraft von circa 700N bei einer 100° Abduktion errechnen. Gemäß Perry et al.³³ finden sich Maximalkräfte von circa 420N bei einer 30-60° Abduktion des Arms. Rickert et al.³⁴ konnte mittels eines linearen Zugversuchs an unversehrten Supraspinatussehnen mit Ansatzstelle am Tuberculum majus für die maximale Reißfestigkeit einen Durchschnittswert von 984N ermitteln. In 68% der Fälle riss die Sehne am Tuberculum majus aus oder destruierte dieses erheblich (knöchernes Versagen). Für die restlichen 32% wurde ein Versagen der Supraspinatussehne dokumentiert.

Die vorliegende Studie orientierte sich bei der Festlegung des Kraftintervalls am Mittelwert (MW) der Angaben aller Autoren, welcher für die physiologische Maximalkraft von Skelettmuskulatur einen Wert von 32N/cm² misst. Die durchschnittliche Querschnittsfläche des M. supraspinatus beläuft sich in der Literatur auf 7,05cm².¹⁷ Folglich lässt sich für den M. supraspinatus eine physiologische Maximalkraft von 225,6N errechnen.

1.2. Das Krankheitsbild der Rotatorenmanschettenruptur

1.2.1. Definition

Die RMR beschreibt eine partielle oder komplette Kontinuitätsunterbrechung des Sehenspiegels³⁵, welcher durch Verschmelzung der vier Insertionssehnen der RM am Tuberculum majus und minus gebildet wird. Der M. supraspinatus ist sowohl bei den Partial- wie auch den Totaldefekten am häufigsten betroffen.^{17, 36}

1.2.2. Epidemiologie

Diverse anatomisch-pathologische Untersuchungen zeigen, dass das Auftreten von RM-Läsionen mit dem Alter zunimmt. Männer sind dabei häufiger betroffen als Frauen (Verhältnis 2:1 bis 10:1) und die Defekte sind mehrheitlich auf der dominanten rechten Seite des Patienten zu finden.^{35, 37, 38} Uthoff et al.³⁹ ermittelten in einer experimentellen Studie an humanen Schulterpräparaten für die komplette RMR eine Prävalenz von 20%, gemäß Lehman et al.⁴⁰ findet sich eine Prävalenz von 17%. In den meisten Fällen haben die Patienten jedoch keine klinischen Symptome. Dies belegen verschiedene Untersuchungen an symptomlosen Probanden. Tempelhof et al.⁴¹ demonstrierten mittels bildgebender Diagnostik, dass 23% der Studienteilnehmer einen kompletten oder partiellen RM-Defekt aufwiesen. Bei den 50-59-jährigen waren dies 13%, die 60-69-jährigen hatten eine Prävalenz von 20% und die 70-79-jährigen eine von 31%. Probanden, die älter als 80 Jahre waren, ließen zu 51% RM-Defekte erkennen. Auch nach Milgrom et al.⁴² zeichnet sich ein ähnliches Bild. Die Studiengruppe wies mittels Ultraschall nach, dass 50% der über 70-jährigen und 80% der über 80-jährigen Läsionen im Bereich der RM besaßen. Diese Ergebnisse zeigen, dass es schwierig ist, pathologische und physiologische Befunde gegeneinander abzugrenzen, da im Alter Rupturen der RM gehäuft auftreten.⁴³ RM-Läsionen treten somit bei jüngeren Patienten seltener auf. Meist sind diese traumatisch assoziiert. Autoptische Studien zeigen, dass Patienten in jüngerem Lebensalter (<40 LJ) öfters Partial- als Totaldefekte aufweisen^{42, 44}, während letztere mit dem Alter konstant anstiegen.¹⁷

1.2.3. Ätiologie und Pathogenese der Rotatorenmanschettenruptur

Die Ätiologie und Pathogenese der RMR wurde lange Zeit kontrovers diskutiert. In der Literatur finden sich zahlreiche Theorien dazu. Grundsätzlich differenziert man zwischen degenerativen und traumatischen RMR. Der Anteil der durch Traumata verursachten Läsionen⁴⁵⁻⁴⁷ liegt indes lediglich bei 5-10%³⁵. Diese entstehen vor allem bei jungen, sportlich aktiven Patienten durch akute Ereignisse. Unphysiologische Bewegungen, wie sie beim Diskuswerfen, Turnen⁴⁶, Speerwerfen oder beim sog. Pitchen beim Baseball¹⁷ auftreten, können zu einer Schädigung der RM führen. Außerdem können RM-Defekte bei jüngeren Patienten in Erscheinung treten, die unter einer Instabilität des Glenohumeralgelenks leiden.⁴⁸ Traumatische Schulterluxationen führen wiederum speziell bei über 40-jährigen Patienten vielfach zu einer Schädigung der RM.^{49, 50}

Codman vermutete 1934 noch, dass die Ruptur der Supraspinatussehne vorwiegend durch ein Trauma wie den Sturz auf den ausgestreckten Arm ausgelöst wird.⁵¹ Schon Meyer⁵² (1937), Olsson⁵³ (1953) und DePalma⁵⁴ (1963) sahen insbesondere degenerative Sehnenveränderungen als Auslöser der RMR an. Neer generierte 1972 den Begriff des degenerativen „subacromialen Impingements“^{55, 56}. Er führte 95% der RMR auf die mechanische Enge des subacromialen Areal und die damit verbundenen intraartikulären Kontaktphänomene zurück.¹⁷ Nach seiner Theorie soll es gerade bei einer Abduktion und Elevation des Arms mit fortschreitendem Alter zu einer mechanischen Schädigung der RM kommen, welche nach Neer in drei Stadien eingeteilt wird: Ödembildung und Einblutung (I), Fibrose (II) sowie Sehndefekt und knöcherne Veränderungen (III). Die Partial- oder Totalruptur entspricht dem dritten Stadium seiner Impingementstadien.⁵⁵ Diesen Erklärungen stellte Uthoff nach histologischen Untersuchungen die primäre Tendinopathie als Hauptursache gegenüber⁵⁷: Uthoff machte in der häufig betroffenen kritischen Zone von Codman (im Bereich der Insertion der Supraspinatussehne) vorrangig Ernährungs- und Alterungsfaktoren für den Prozess der Degeneration verantwortlich. 1986 wies Uthoff eine Hypovaskularisation der „critical zone“^{39, 58} nach. Schon Moseley und Goldie⁵⁹ (1963), Rothman und Parke⁶⁰ (1965) sowie Rathburn und

MacNab⁶¹ (1970) sahen lokale Minderdurchblutungen des Sehnenansatzes ursächlich für einen Defekt. Bigliani et al.^{62, 63} charakterisierten drei Akromiontypen (Typ A, B, C), die je nach Morphologie der Akromionunterseite den Subacromialraum einengen. Mittels anatomischer Untersuchung gelang es Aoki et al.⁶⁴ und Zuckermann et al.⁶⁵ eine Korrelation zwischen dem Akromion Typ C und einer Einengung des Subacromialraumes nachzuweisen.

Heute geht man davon aus, dass eine Vielzahl von Faktoren in ihrer Summe zu einer Dysfunktion der RM führen, wobei sich letztere klinisch variabel durch Impingementzeichen, mechanische Insuffizienz und Schmerzen äußert.¹⁷

Nach Uthoff et al.^{39, 66} werden die unterschiedlichen Ätiologien der RMR in intrinsische und extrinsische Faktoren eingeteilt. Intrinsische Faktoren entstehen im Sehngewebe selbst, während extrinsische von außen auf die Sehne einwirken.

Intrinsische (intratendinöse) Faktoren sind:

- Degenerative Tendinopathien, wie z. B. Tendinitis oder Enthesopathie
- Regenerative Tendinopathien, wie z. B. Tendinopathia calcificans
- Schwäche und Imbalance der RM-Muskulatur
- Überbeanspruchung der Schulter mit repetitiven Mikrotraumen
- Fokale Hypovaskularisation im Bereich der Insertionsstelle der SSP-Sehne

Extrinsische (extratendinöse) Faktoren sind:

- Morphologie und Stellung des Akromions
- Osteophyten im Bereich des Acromioclaviculargelenks
- Ossifikationen am Tuberculum majus
- Versteifung des Ligamentum coracoacromiale
- Capsulitis oder Bursitis
- Traumata

1.2.4. Klassifikation der Rotatorenmanschettenruptur

Die Klassifikation der RMR ist für die Planung des therapeutischen Vorgehens von entscheidender Bedeutung. Läsionen der RM werden nach ihrer Defektgröße, Lokalisation und nach ihrem Alter eingeteilt. Weiterhin unterscheidet man zwischen kompletten (87%) und inkompletten Rupturen, wobei partielle Rupturen gelenkseitig (3%), bursaseitig (3%) und intratendinös (7%) auftreten können.⁶⁷

1.2.4.1. Komplette Rupturen der Rotatorenmanschette

Die komplette Ruptur ist definiert als eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung der Sehne, die eine unnatürliche Verbindung zwischen Bursa acromialis und Gelenkkavum verursacht.^{68,69} Findet sich ein kompletter Abriss von mindestens zwei der vier Insertionssehnen der RM, spricht man von Massenruptur.⁷⁰

Bateman führte 1963 eine Klassifikation der kompletten Ruptur ein, welche die absolute Defektbreite parallel zum Tuberculum majus ermittelt.⁷¹ Die Ausdehnung in der zweiten Dimension bleibt hier jedoch unbeachtet.

- Grad I: klein → max. Ausdehnung der Läsion < 1cm
- Grad II: mittelgroß → max. Ausdehnung der Läsion 1-3cm
- Grad III: groß → max. Ausdehnung der Läsion 3-5cm
- Grad IV: massiv → max. Ausdehnung der Läsion > 5cm

Habermeyer et al.⁷² unterteilten die Läsionen nach ihrer Lokalisation in verschiedene Sektoren (Abb. 2):

- Zone A: ventrale Abschnitte mit SSC-Sehne, Rotatorenintervall und langer Bizepssehne
- Zone B: kranialer Abschnitt im Bereich der SSP-Sehne
- Zone C: dorsale Läsionen im Bereich der Mm. infraspinatus und teres minor

Die Verlängerungslinie der Spina scapulae trennt Zone B von Zone C.

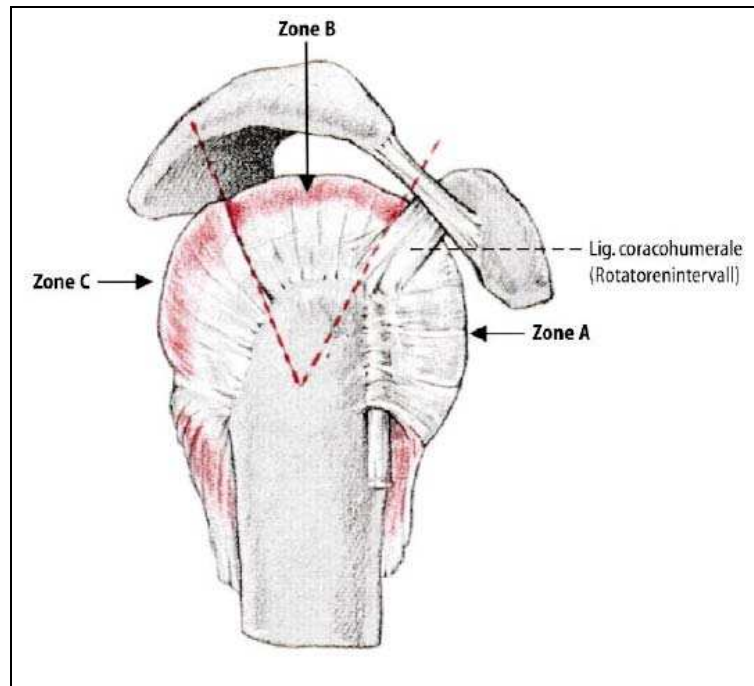


Abb. 2: Sektoreneinteilung nach Habermeyer⁷²

1.2.4.2. Inkomplette Rupturen der Rotatorenmanschette

Die inkomplette oder partielle Ruptur stellt eine nicht-transmurale Ruptur der Sehne oder eine transmurale Ruptur, deren Ausdehnung sich nur über einen Teil der Sehnenbreite erstreckt, dar. Folglich bleibt die Kontinuität der Sehnenstruktur erhalten. Es wird keine Verbindung zwischen Bursa und Gelenk hergestellt.

Die Einteilung nach Ellman⁷³ berücksichtigt die Läsionstiefe sowie die betroffene Sehnenfläche einer Partialruptur:

- Grad I: < 3mm oder < 1/4 der Dicke der RM
A: artikulärseitig
B: bursaseitig
- Grad II: 3-6mm oder < 1/2 der Dicke der RM
- Grad III: > 6mm oder > 1/2 der Dicke der RM

1.2.5. Klinik

Bei einer inkompletten Ruptur der RM existiert ein belastungsabhängiger, chronischer Schulterschmerz, der im Verlauf auch bewegungsunabhängig auftreten kann. Kennzeichnend ist ein Nachtschmerz beim Liegen auf der geschädigten Seite.⁷⁴ Weiterhin ist ein Druckschmerz im Bereich des Tuberculum majus, am vorderen Gelenkspalt, im Sulcus der Bizepssehne oder im Bereich des Processus coracoideus zu finden.⁷⁵ Wiederholt strahlen die Schmerzen bis in das Ansatzgebiet des M. deltoideus am Oberarm oder in den Nacken aus.³⁵ Insbesondere Überkopfbewegungen werden nicht toleriert. Ebenso ist die Abduktion des Arms gegen einen Widerstand oftmals schmerzlich, verbunden mit einem „Painful Arc“⁷⁶, das heißt einem Schmerz bei Elevation zwischen 60° und 120°.

Komplettrupturen der RM rufen Symptome wie Schmerzen, Kraftverlust mit Armschwäche und Bewegungseinschränkung hervor. Eine komplette Ruptur der Supraspinatussehne hat den Verlust der aktiven Abduktion sowie ein kraftloses Herabfallen des Arms in 90° Abduktion zu Folge („Drop Arm Sign“⁷⁶). Massenrupturen der RM können unbehandelt zu einer Pseudoparalyse oder Defektarthropathie des Arms führen.⁷⁷

Der traumatische Riss der RM, der sich durch eine plötzliche Überbelastung oder einen Sturz auf den nach hinten ausgestreckten Arm ereignet, ist äußerst schmerzhaft. Meist wird er von einem hörbaren Krachen begleitet.⁷⁷ Vielfach wird bei einer traumatischen Ruptur auch eine degenerative Vorschädigung der Sehne beobachtet. Im Akutstadium treten die Leitsymptome schwerer Schulterschmerz, Bewegungseinschränkung, Kraftlosigkeit und ein Hämatom im Bereich der Schulter auf. Im weiteren Verlauf kann sich eine Verbesserung der Beweglichkeit bei anhaltendem Schmerz und Kraftverlust, vorwiegend bei Belastung und Überkopfarbeit, einstellen.⁷⁴

Degenerative RMR bei älteren Patienten sind oftmals symptomlos. Gelegentlich treten Schmerzen (Painful Arc, Nachtschmerz), Krepitationen, Schnappeffekte und eine Atrophie der Mm. supraspinatus und infraspinatus auf. Ferner können eine Kraftminderung des Arms sowie eine Bewegungseinschränkung in Erscheinung treten.

1.2.6. Diagnostik der Rotatorenmanschettenläsion

Die Diagnostik einer RMR setzt sich aus Anamnese, klinischer Untersuchung und bildgebenden Verfahren zusammen.

1.2.6.1. Anamnese und klinische Untersuchung

Im Rahmen der Anamnese sollten ein mögliches Unfallereignis sowie ein vermeintlich hörbares Reißgeräusch erfragt werden. Des Weiteren sind vorbestehende Beschwerden im Bereich der Schulter sowie die Lokalisation, Ausstrahlung, schmerzhafteste Bewegungseinschränkung und ein vorliegender Nachtschmerz von großer Bedeutung. Skelett-, Bindegewebs- und Stoffwechselerkrankungen sollten ebenso in die Anamnese mit einfließen wie sportliche und berufliche Belastungen (Überkopfarbeiten).

Die klinische Untersuchung zeigt mit 79-90%⁷⁸ zwar eine hohe Treffsicherheit, Aussagen über die Größe und Lokalisation der Läsion können jedoch nicht getroffen werden.

Die Inspektion des Patienten kann erste Hinweise auf eine RM-Läsion geben. Infolge des gestörten Synergismus zwischen Außen- und Innenrotatoren kann eine Fehlrotation des gesamten Arms auftreten. Gelegentlich sind eine Atrophie der Supra- und Infraspinatusmuskulatur oder äußere Verletzungszeichen wie ein Hämatom auffällig.

Palpatorisch ist zum Teil unter dem Vorderrand des Akromions ein Sehndefekt tastbar. Auch das Schnappen der gerissenen Sehne oder Krepitationen können Hinweise auf eine vorliegende RMR geben. Ein Druckschmerz kann sich über dem Tuberculum majus und minus als Insertionsstellen der Mm. supra- bzw. infraspinatus zeigen.

Die Bewegungsanalyse nach der Neutral-Null-Methode⁷⁶ dokumentiert die aktiven und passiven Bewegungsumfänge sowie die Schmerzhaftigkeit und Gleichförmigkeit der Bewegung.

Weiterhin ist die Prüfung der Impingementzeichen nach Neer und Hawkins⁷⁶ Bestandteil einer jeden Untersuchung. Gemäß Neer kommt es durch Anstoßen des Tuberculum majus am Fornix humeri zu Schmerzen. Nach Hawkins wird

ein subacromiales bzw. subcoracoidales Impingement ausgelöst, wobei das Einklemmen der SSP-Sehne äußerst schmerzhaft ist. Ebenso steht eine Reihe von Funktionstests für die Diagnostik der RMR zur Verfügung. Da in bestimmten Armpositionen partikuläre musklotendinöse Einheiten für die biomechanische Kraftentwicklung zuständig sind, wurden diverse klinische Test zur Defektbestimmung entwickelt. Die Funktion des M. supraspinatus wird mittels des 0°-Abduktionstests (Starter-Test) und der Haltefunktion in 90° Abduktion („Drop Arm Sign“) sowie anhand des Jobe- und Patte-Tests näher bestimmt.⁷⁶ Die Unversehrtheit der Außenrotatoren Mm. infraspinatus und teres minor wird mit Außenrotationskraft gegen Widerstand und durch das Horn-Blowers-Sign nach Walch getestet.⁷⁶ Der Nachweis einer selten auftretenden Ruptur des M. subscapularis gelingt mit der Innenrotation bei 0° Abduktion, dem Lift-off Test nach Gerber oder mittels des Napoleon-Zeichens.⁷⁶

Am Schluss jeder klinischen Untersuchung der RM steht die Beurteilung der Durchblutung, Motorik und Sensibilität.

1.2.6.2. Bildgebende Diagnostik

1.2.6.2.1. Sonographie

Die Ultraschalluntersuchung hat sich als Standardverfahren zur Diagnostik von Komplet- und Partialrupturen der RM durchgesetzt. Sie repräsentiert ein nicht invasives und leicht durchführbares Verfahren⁷⁹ zur Diagnosefindung bei subacromialer Pathologie. Die Literatur weist für das Auffinden von RMR eine Sensitivität von 69-100% bei einer Spezifität von 85-93% aus.^{80, 81} Mit Hilfe der Sonographie gelingt die Diagnose einer einfachen Degeneration bis hin zur kompletten Ruptur⁸², wobei auch die Darstellung von retrahierten Sehnenstümpfen möglich ist. Weiterhin lassen sich pathologische Veränderungen der Bursa subacromialis und der langen Bizepssehne gut erkennen. Die Untersuchung wird üblicherweise mit einem 7,5 MHz-Linearschallkopf durchgeführt. Bevorzugte Ebenen sind der laterale Längsschnitt sowie der fornixparallele Schnitt.⁸³ Sowohl die Größe als auch die Lokalisation des Defekts können angegeben werden.

In der Ultraschalldiagnostik lassen sich sichere und fakultative Zeichen einer RM-Läsion differenzieren. Im Folgenden sind einige Beispiele aufgeführt:

Sichere Rupturzeichen:

- „Kopfglatzenbildung“⁸³ (d. h. der M. deltoideus liegt dem Humeruskopf direkt auf)
- deutliche spindelförmige Ausdünnung des „Rad- oder Reifenmusters“⁸³
- Stufenbildung⁸³
- Konturumkehr⁸⁴ (konkav anstelle von konvex)

Fakultative Rupturzeichen:

- Inhomogenität der Sehne⁸³ (hyper- und hypoechogene Zonen)
- Konturunterbrechung⁸³

1.2.6.2.2. Konventionelles Röntgen

Die konventionelle Röntgenaufnahme gilt als weiterer verbindlicher Baustein in der bildgebenden Diagnostik bei Verdacht auf eine RM-Läsion. Empfohlene Standardprojektionen stellen der a.-p.-Strahlengang mit korrekter Einstellung des Gelenkspaltes, die axiale Aufnahme sowie die Supraspinatustunnelaufnahme („outlet view“) dar (sog. Impingement-Serie).⁸³ Die Röntgenbilder lassen intraartikuläre Veränderungen wie Arthrose und freie Gelenkkörper sowie Zeichen des Impingementsyndroms erkennen. Zu diesen gehören Kalkeinlagerungen in den Sehnen und Sklerosierungen am Tuberculum majus oder am Akromion. Weiterhin dienen sie dem Ausschluss von knöchernen Abrissfrakturen, Tumoren und Entzündungen.

Die Outlet-View-Aufnahme gilt als wichtigste radiologische Projektion bei der Beurteilung eines Impingementsyndroms oder einer RM-Läsion.⁸⁵ Mit ihrer Hilfe können Veränderungen des Akromions oder des Acromioclaviculargelenks identifiziert und die Form des Akromions richtig eingeordnet werden.⁸⁶

Bei Vorliegen einer RMR kommt es bei der Abduktion des Arms durch Zug des M. deltoideus zu einer Subluxation des Humeruskopfes. Im Röntgenbild zeigt sich dies als Humeruskopfhochstand mit einem verringerten acromiohumeralen Abstand (AHA) (Normwert AHA >7mm). Bei einer degenerativen RM-Läsion

kann man zusätzlich Zysten sowie Osteophyten erkennen und der Gelenkspalt stellt sich unregelmäßig dar.⁷⁵ Die meisten Patienten, insbesondere junge Sportler, weisen indes keinerlei radiologische Veränderungen auf.³⁶

1.2.6.2.3. Magnetresonanztomographie

Die Magnetresonanztomographie (MRT) hat sich in den letzten Jahren neben der Sonographie und dem Nativ-Röntgen als bildgebendes Verfahren bewährt. Pathologien der RM lassen sich anhand von Schnittbildern in parasagittalen, parakoronaren und transversalen Ebenen mit hoher Sensitivität und Spezifität darstellen.⁸⁷⁻⁹⁰ Die hohe Detailgenauigkeit sowie das Vermögen einer exakten Weichteildarstellung zeichnet die MRT im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren aus. Sie ermöglicht – insbesondere präoperativ und zur weiterführenden Diagnostik – die Darstellung aller Strukturen des Subacromialraumes einschließlich deren Topographie und Größenverhältnissen. Aufgrund eines unterschiedlichen Signalverhaltens können diverse Weichteilgewebe wie Muskeln, Fett, Faszie und Knorpel differenziert werden. Darüber hinaus veranschaulicht die MRT Strukturveränderungen der RM wie Ruptur, Teilruptur, Muskelatrophie oder Tendinitis.

Da die MRT jedoch mit hohen Kosten verbunden ist, wird sie selten zur Primärdiagnostik herangezogen.

Zeichen einer RM-Läsion in der Magnetresonanztomographie sind:

- Diskontinuität der Sehne⁸²
- Retraktion der muskulotendinösen Verbindung⁸²
- Ausdünnung der SSP-Sehne⁸²
- Signalerhöhung im Rupturbereich⁸³
- Muskelatrophie⁸³
- Erguss in der Bursa subacromialis und subdeltoidea⁸³

1.2.7. Therapie

Die Therapie einer RM-Läsion verfolgt das Ziel, eine balancierte, schmerzfreie Funktion der RM¹⁷ wiederherzustellen. Des Weiteren sollten die optimale Zentrierung des Glenohumeralgelenks gewährleistet und die biomechanische Feineinstellung der Kraftentwicklung des M. deltoideus wieder möglich sein.¹⁷ Man differenziert dabei zwischen konservativer und operativer Therapie. Die Entscheidung für eines der beiden Therapiekonzepte wird von der Art der Läsion, dem Alter des Patienten, vorhanden Schmerzen und den funktionellen Ansprüchen des Patienten beeinflusst.

Die Indikationen und Kontraindikationen, die für eine konservative bzw. operative Therapie sprechen, sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

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 SSC-Ruptur ○ Z. n. traumatischer Schulterluxation ○ akute traumatische RMR ○ kein Vorschaden ○ erwerbsfähiges 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 SSC- 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 ○ Defektarthropathie und Milwaukee-Schulter ○ Omarthrose ○ AHA < 5mm im Röntgenbild <p>Relative Kontraindikationen:</p> <ul style="list-style-type: none"> ○ AHA zwischen 5-7mm ○ Muskelatrophie IV° ○ Sehnenretraktion III° ○ begleitende Frozen shoulder/adhäsive Capsulitis

Tab. 1: Indikationen und Kontraindikationen für die konservative und operative Therapie⁷²

1.2.7.1. Konservative Therapie

Die konservative Therapie zielt darauf ab, die Gewebeirritation medikamentös zu behandeln sowie eine normale Beweglichkeit und einen normalen skapulohumeralen Rhythmus wiederherzustellen, um Kraft und Stabilität der Schulter zurückzugewinnen.¹⁷

Vorwiegend bei degenerativen RMR strebt man zunächst eine konservative Therapie an. Sowohl Habermeyer et al.⁷⁴ als auch Mantone et al.⁹¹ favorisieren das Konzept von Rockwood⁹². Dabei werden drei Therapiephasen differenziert:

Phase 1: Wiederherstellung der Schmerzfreiheit

- antiphlogistische und analgetische Medikation (gegebenenfalls ergänzend Steroidinjektionen)
- 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

Ziele der operativen Therapie sind der Verschluss des RM-Defekts³⁵, das biologische Anheilen der Sehne am Knochen und damit eine anatomisch und mechanisch stabile Wiederherstellung der RM-Konfiguration⁹³. Des Weiteren soll der Patient postoperativ schmerzfrei sein und eine normale Beweglichkeit, Kraft und Funktion der Schulter aufweisen.⁹⁴

Operative Eingriffe an der RM werden insbesondere bei jüngeren, aktiven Patienten durchgeführt, die eine frische, traumatische RMR aufweisen. Überdies sind rekonstruktive Eingriffe bei Patienten indiziert, deren Beschwerden sich mittels konservativer Therapie nicht beseitigen lassen. Der ideale Operationszeitpunkt ist dabei von entscheidender Bedeutung. Bassett und Cofield⁹⁵ definierten 1983 die Indikation für eine Operation bei frischen, traumatischen Defekten folgendermaßen: Patienten, die das 50. Lebensjahr noch nicht erreicht haben, sollten sich möglichst innerhalb der ersten drei Wochen einer Operation unterziehen. Bei Patienten über 50 Jahre sollte die Entwicklung sechs Wochen abgewartet werden. Notwendige Voraussetzung für den operativen Eingriff ist die freie Beweglichkeit des Schultergelenks.⁷² Bigliani et al.⁹⁶ betonten ferner, dass die Anamnesedauer sechs Monate nicht überschreiten sollte. Ist das Intervall bis zur Operation zu groß, könne eine fortschreitende Muskelatrophie, Vernarbung, Verfettung und Retraktion der Rupturränder eintreten.⁹⁷

Bei RM-Defekten mit chronischem Beschwerdebild spielt lediglich die Ausdehnung des Defekts hinsichtlich des postoperativen Resultates eine Rolle. Der Zeitpunkt der Operation ist dabei von untergeordneter Bedeutung.⁹⁸

Routinemäßig sollte eine diagnostische Arthroskopie des Schultergelenks erfolgen.⁹⁹

Präoperativ sollten neben dem Alter und Funktionsanspruch des Patienten folgende Parameter mit in die Planung einbezogen werden:

- Lokalisation der RM-Läsion
- Ausdehnung der RM-Läsion
- Acromiohumeraler Abstand^{100, 101}
- Alter der RM-Läsion
- Retraktion der Sehnenstümpfe
- Muskelatrophie
- Muskelverfettung⁹⁷

Unter Einbeziehung dieser genannten Kriterien kann der Operateur zwischen drei Therapievarianten auswählen:

- Klassische offene Operationstechnik
- Mini-open Operationstechnik
- Arthroskopische Operationstechnik

1.2.7.2.1. Klassische offene Operationstechnik

Die klassische offene Rekonstruktion war lange Zeit der „Goldstandard“ für die Versorgung einer RM-Läsion. In den letzten Jahren wurde sie jedoch immer mehr von den arthroskopischen bzw. arthroskopisch assistierten mini-open Techniken abgelöst.¹⁰² Das offene Verfahren ist heute nur noch indiziert, wenn angesichts der Ausdehnung der Ruptur bzw. der Retraktion der Sehnenstümpfe eine Versorgung mit arthroskopischer oder mini-open Technik nicht mehr möglich ist.

Im Allgemeinen wird bei der offenen Technik zur Darstellung der RM ein anterolateraler, transdeltoidaler Zugang gewählt. Es erfolgt eine vordere Akromioplastik sowie die Resektion des Ligamentum coracoacromiale, um ausreichend Platz im Subacromialraum zu schaffen und jedes Impingement mit der Manschette zu vermeiden. Fakultativ werden außerdem die Unterfläche des Acromioclaviculargelenks und der laterale Bereich der Clavicula reseziert. Die Bursa subacromialis wird nur sparsam entfernt, da ihre Gefäßversorgung die

Heilung entscheidend mit beeinflusst. Anschließend werden die Sehnenstümpfe mobilisiert und die Möglichkeit einer spannungsfreien Refixation überprüft. Die Oberfläche des Tuberculum majus wird angefrischt, um das Anheilen der Sehne unter Kontakt mit blutender Spongiosa zu begünstigen. Weiterhin wird zwischen Tuberculum majus und Humerusknorpel eine Knochenrinne zur Insertion des Sehnenstumpfes angelegt. Die Sehnenstümpfe werden mit spezieller Nahttechnik durch den Knochen des Tuberculum majus in der Rinne refixiert.¹⁰³

Eine weitere Möglichkeit zur Verankerung der Sehne im Knochen stellt die Versorgung mit Fadenankern dar. Anhand von Untersuchungen des SOFCOT-Symposiums 1998 wird deutlich, dass die Nahttechnik einen signifikanten Einfluss auf die Rerupturrate hat.¹⁰⁴

1.2.7.2.2. Mini-open Operationstechnik

Die mini-open Technik wurde 1990 von Levy et al.¹⁰⁵ eingeführt. Bei diesem Verfahren wird zuerst eine arthroskopische subacromiale Dekompression durchgeführt und im Anschluss die RM über einen kleinen Delta-splitting-Zugang⁷² transossär reinsertiert. Die partiell oder komplett rupturierte Supraspinatussehne wird dabei offen vernäht. Voraussetzung für die mini-open Technik ist ein mittlerer Retraktionsgrad, ein AHA >5mm sowie die Anwesenheit eines erfahrenen Arthroskopeurs. Der Vorteil dieser Technik im Vergleich zur klassischen offenen Rekonstruktion liegt in der kurzen Schnittlänge von circa 4cm direkt oberhalb des Rupturareals. Eine Ablösung des M. deltoideus vom Akromion ist hierbei nicht notwendig. Daher ist auch das Risiko für eine Deltainsuffizienz geringer. Insbesondere bei Patienten mit einer Defektgröße unter 3cm sind bessere Ergebnisse zu erwarten als nach einer klassischen offenen Rekonstruktion.¹⁰⁶

1.2.7.2.3. Arthroskopische Operationstechnik

Die arthroskopische RM-Rekonstruktion hat sich in den letzten Jahren vom Débridement der RM bis hin zur kompletten Rekonstruktion weiterentwickelt. Dieser Fortschritt ist auf verbesserte Operationsverfahren, optimierte

Fadenanker sowie eine zunehmende Erfahrung der Operateure zurückzuführen.^{107, 108} Man unterscheidet zwischen der einreihigen („Single row“) und der zweireihigen („Double row“) Rekonstruktion. Als Vorteile der „Double row“-Technik gelten eine bessere Einheilung und Rekonstruktion des Footprints (Ansatzfläche der RM)¹⁰⁹ sowie eine signifikant höhere Belastbarkeit bei geringerer Elongation unter zyklischer Belastung¹⁰⁹⁻¹¹¹. Klinische Studien konnten allerdings bei Anwendung der „Double row“-Technik keine signifikante Verbesserung des postoperativen klinischen Outcomes nachweisen.¹¹²⁻¹¹⁴

Voraussetzung für die arthroskopische Naht der RM ist ein geringgradiger Retraktionsgrad der Sehnenstümpfe sowie ein AHA >7mm. Des Weiteren sollten zwei erfahrene Arthroskopeure die Operation leiten und die Knotentechnik sicher beherrschen.

Nach Einbringen des Arthroskops erfolgt intraartikulär eine diagnostische Inspektion des Glenohumeralgelenks sowie nachfolgend der periartikulären Strukturen einschließlich des subacromialen Raumes. Nach der Identifikation des RM-Defekts erfolgt die Klassifikation nach Größe und Form. Nach der Burssektomie und dem Weichteil-Débridement werden die Sehnenstümpfe mit einer Faszange mobilisiert und débridiert. Ausgedehnte Läsionen werden gegebenenfalls erst durch Seit-zu-Seit-Nähte reduziert („Margin Convergence Technik“¹¹⁵), um eine exakte Ausrichtung der RM zu begünstigen. Die Refixation der RM erfolgt anschließend mittels Fadenankern in „Single“- oder „Double-row“-Technik. Zuletzt werden die Fäden mit einer Nahtzange durch die Sehne geführt und in arthroskopischer Technik verknotet, was zum Verschluss der Ruptur führt.¹⁰⁷

In den letzten Jahren wurden knotenlose Fadenanker entwickelt, die ein arthroskopisches Knotensetzen überflüssig gemacht haben. Hierdurch wird zum einen ein schwieriger und zeitaufwendiger Operationsschritt vermieden und zum anderen werden subacromial gelegene Knoten, welche zu Reizungen führen können, eliminiert.

Die Vorteile der arthroskopischen RM-Rekonstruktion sind zum einen, dass Läsionen und Begleitpathologien sehr gut darstellbar sind¹¹⁶, und zum anderen, dass eine Schädigung des M. deltoideus vermieden werden kann. Weitere Vorzüge sind eine geringe peri- und postoperative Morbidität, ein reduziertes

Risiko für postoperative Adhäsionen und Infektionen, weniger postoperative Schmerzen sowie bessere kosmetische Resultate.¹¹⁷⁻¹¹⁹ Nachteilig sind dagegen die lange Operationsdauer und das technisch anspruchsvolle Verfahren.

Eine Vielzahl von Studien ermittelte gute bis exzellente klinische Ergebnisse für arthroskopische RM-Refixationen.¹²⁰⁻¹²² Einige Untersuchungen zeigen jedoch auch eine erhöhte postoperative Rerupturrate gegenüber der klassischen offenen und der mini-open Technik.^{123, 124}

1.2.7.3. Materialien und Techniken zur Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion

Mit Hilfe neuer hochreißfester Nahtmaterialien, modifizierter Naht- und Knotentechniken sowie weiterentwickelter Fadenanker versucht man die biomechanischen und klinischen Resultate der RM-Refixation zu optimieren.

1.2.7.3.1. Nahtmaterial

Der Einsatz von reißfestem und gut gleitendem Nahtmaterial ist eine Grundvoraussetzung für einen sicheren Verschluss des Defekts. Bis vor einigen Jahren wurden Fadenanker noch mit Ethibond (Ethicon, Somerville, NJ, USA) oder PDS II (Ethicon) geliefert und auch bei transossären Nähten waren jene Fäden Standard. Vor diesem Hintergrund waren Fadenrisse auch bei sorgfältiger Knotentechnik häufig nicht zu vermeiden. Dies führte zu einem schlechteren Outcome sowie postoperativen Komplikationen. Die Entwicklung der neuen hochreißfesten Fadengeneration, die mit der Markteinführung des FiberWire (Arthrex, Naples, FL, USA) im Jahr 2002 begann und sich mit den Fäden Ultrabraid (Smith & Nephew, London, UK) oder Orthocord (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA) fortsetzte, hat eine Vielzahl der Probleme gelöst. Die UHMW (ultra-high-molecular-weight) - Polyethylenfäden sind Nahtmaterialien mit einem langkettigen Polyethylenkern und weisen deutliche Vorteile hinsichtlich der Reißfestigkeit und der Steifigkeit gegenüber herkömmlichen Nahtmaterialien auf.¹²⁵⁻¹²⁹ Diese sind insbesondere darauf zurückzuführen, dass auf gleicher Fläche mehr Fadenmaterial verarbeitet

wird.¹³⁰ Andererseits wird ihnen jedoch eine höhere Tendenz zum Aufrutschen des Knotens aufgrund ihrer Oberflächenbeschaffenheit mit geringerer Friktion zugesprochen.¹³¹

In der Regel wird die Verwendung von geflochtenem, nichtresorbierbarem Fadenmaterial der Stärke USP #2 empfohlen. Dünnere Fäden weisen eine geringere Reißfestigkeit auf und bergen ein erhöhtes Risiko durch die Sehnen der RM zu schneiden.¹³²

1.2.7.3.2. Nahttechnik

Hinsichtlich der Nahttechniken stehen dem Operateur die einfassende Naht nach Rockwood, die einfache Naht nach Burkhart, die Mason-Allen-Naht nach Gerber sowie die gegenläufige U-Naht nach Walch zur Verfügung. Modifizierte Varianten wie die Doppelmatratzennaht oder die SutureBridge™-Technik wurden mit der Intention entwickelt, die mechanische Belastbarkeit der RM postoperativ zu verbessern.

Bei den Fadenankern differenziert man je nach Verankerungsmechanismus zwischen Schraubankern, Press-fit-Ankern und Kippankern.

1.2.7.3.3. Knotentechnik

Bezüglich der Knotentechnik werden extraartikulär vorgelegte Rutschknoten („sliding knots“) von solchen differenziert, die erst im Gelenk durch Legen einzelner Halbschlingen in bestimmter Konfiguration geknotet werden („non-sliding knots“, „Einzelknopfknoten“). Der wesentliche Vorteil der sliding Knoten besteht darin, dass sie bei arthroskopischer Knotentechnik außerhalb des Gelenks geknüpft und durch Zug am Haltefaden (Post) bis zur Sehne transportiert werden können.^{126, 132, 133} Ein Nachteil ist das leichtere Nachgeben des Knotens unter Spannung.^{126, 134-136} Diesem Problem wirken blockierbare Rutschknoten entgegen.^{126, 135} Non-sliding Knoten bieten eine größere Stabilität aufgrund eines höheren internen Widerstandes, sind aber technisch anspruchsvoller.^{137, 138}

Einer der ersten verwendeten Rutschknoten war der „Fisherman“ Knoten, im weiteren Verlauf entwickelten sich sliding Knoten wie der „easy“,

„Tennessee slider“, „Roeder“ oder „Nicky's“ Knoten. Beispiele für nichtgleitende Knoten sind der „Square“ oder der „Revo“ Knoten.

Vergleicht man verschiedene Studien, die Nahtmaterial und Knotentechnik experimentell untersucht haben, so fällt auf, dass diese sich in ihrem Protokoll zum Teil deutlich unterschieden: Einerseits wurden die Fadenschlaufen unter trockenen Bedingungen^{125-127, 131} getestet, andererseits waren die Studienbedingungen teilweise feucht^{134, 138-141}.

In der folgenden Übersicht sind die unterschiedlichen Testbedingungen der einzelnen Studien aufgelistet (Tab. 2).

Studie	Während des Knotens	Während der biomechanischen Testung
<i>Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip</i> ¹³¹	trocken	trocken
<i>Comparison and performance characteristics of 3 different knots when tied with 2 suture materials used for shoulder arthroscopy</i> ¹²⁷	trocken	trocken
<i>Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture</i> ¹²⁵	trocken	trocken
<i>Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security</i> ¹²⁶	trocken	trocken
<i>Arthroscopic sliding knot: How many additional half-hitches are really needed?</i> ¹³⁶	feucht	trocken
<i>A biochemical comparison of arthroscopic sliding and sliding-locking knots</i> ¹⁴¹	feucht	trocken
<i>The arthroscopic square knot: a biomechanical comparison with open and arthroscopic knots</i> ¹³⁸	feucht	trocken
<i>Failure characteristics of various arthroscopically tied knots</i> ¹⁴⁰	trocken	feucht
<i>Cyclic testing of arthroscopic knot security</i> ¹³⁹	feucht	feucht
<i>Arthroscopic suture tying: A comparison of knot types and suture materials</i> ¹³⁴	feucht	feucht

Tab. 2: Übersicht der unterschiedlichen Testbedingungen verschiedener Studien

1.3. Zielsetzung der Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, diverse chirurgische Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen für die Versorgung der RMR mittels einer biomechanischen Untersuchung zu vergleichen.

Von besonderem Interesse waren dabei die Unterschiede zwischen den Nahtmaterialien (UHMWPE versus Ethibond/PDS II) und den Knotentypen (non-sliding versus sliding). Des Weiteren wurden die biomechanischen Eigenschaften Versagensmechanismus, Displacement, maximale Versagenskraft und Primärfestigkeit der Faden-Knoten-Systeme genauer analysiert. Die Studie bezog ferner den Einfluss des feuchten Milieus in die Untersuchungen mit ein.

Folgende Gesichtspunkte sollten im Rahmen der Studie näher beleuchtet werden:

- Diverse Studien testeten trockene Faden-Knoten-Kombinationen, obwohl die Bedingungen in vivo feucht sind.^{125-127, 131}
Hat das feuchte Milieu möglicherweise einen Einfluss auf die Stabilität der Fadenschlaufe?
- Nahtmaterialien unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften, ihrer Resorbierbarkeit und ihres Aufbaus.
Gibt es Unterschiede bezüglich des Versagensmechanismus, des Displacements, der Versagenskraft und der Primärfestigkeit?
- „Goldstandard“ der Knotentechnik zur Testung der Primärstabilität einer RM-Rekonstruktion ist in der experimentellen Literatur der Square Knoten^{135, 137-145}, ein sog. Einzelknopfknotten.
Erzielen Einzelknopfknotten bei der Versorgung der RMR signifikant bessere Ergebnisse als Rutschknotten?
- Von großem Interesse ist außerdem, wie sich die Stabilität der RM-Rekonstruktion postoperativ entwickelt.
Beeinflusst die Zeitdauer des Einwirkens des feuchten Milieus die Stabilität der Rekonstruktion? Gibt es Unterschiede zwischen den Ergebnissen im Verlauf der unmittelbar postoperativen Phase?

2. Material und Methoden

2.1. Nahtmaterialien

In dieser Studie wurden insgesamt fünf in der Schulterchirurgie gängige Nahtmaterialien zur Testung der Primärstabilität verwendet. Alle wiesen die Fadenstärke USP #2 auf. Sie unterschieden sich aber hinsichtlich ihrer Materialzusammensetzung, ihrer Resorbierbarkeit und ihres Aufbaus (Tab. 3).

Produkt	Material	Resorbierbarkeit	Aufbau
FiberWire (Arthrex, Naples, FL, USA)	PE/UHMWPE	nein	geflochten
Orthocord (DePuy Mitek, Raynham, MA, USA)	UHMWPE/PDS	teilweise	geflochten
Hi-Fi (Linvatec, Largo, FL, USA)	UHMWPE	nein	geflochten
Ethibond*Excel (Ethicon, Somerville, NJ, USA)	PE	nein	geflochten
PDS II (Ethicon, Somerville, NJ, USA)	PDS	ja	monofil

Tab. 3: Übersicht der verwendeten Nahtmaterialien

Der FiberWire-Faden (Arthrex) besteht aus einer UHMWPE-Seele, die von einem Mantel aus geflochtenem Polyester und Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE) umgeben ist. Zu weiteren Materialien zählen Siliconelastomere und Zyanoacrylat. FiberWire wird nicht absorbiert.

Orthocord (DePuy Mitek) ist ein synthetisches, geflochtenes Nahtmaterial, das aus resorbierbarem Polydioxanon (PDS) und nicht resorbierbarem Polyethylen (UHMWPE) hergestellt ist. Dieses teilweise resorbierbare Nahtmaterial ist mit einem Copolymer aus 90% Caprolakton und 10% Glykolid beschichtet.

Der Hi-Fi-Faden (Linvatec) ist ein geflochtenes, nicht-resorbierbares chirurgisches Nahtmaterial, welches ausschließlich aus Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht besteht.

Ethibond*Excel (Ethicon) ist ein geflochtenes und beschichtetes, nicht-resorbierbares Nahtmaterial aus Polyethylenterephthalat [(C₁₀H₈O₄)]. Das Material ist mit Polybutylat als Gleitmittel beschichtet.

PDS II (Ethicon) ist ein synthetischer resorbierbarer monofiler Faden, der aus dem Polymer Poly-p-dioxanon [(C₄H₆O₃)] hergestellt wird. Hydrolytische Vorgänge bewirken eine allmähliche Abnahme der Reißkraft und eine Resorption des PDS-Nahtmaterials. Dadurch wird das Polymer zu 2-Hydroxy-ethoxy-Essigsäuremonomeren abgebaut, die anschließend im Körper metabolisiert werden. Die Resorption führt zunächst zur Abnahme der Reißkraft und anschließend zu einem Verlust der Masse.

2.2. Knotentechniken

Für die Studie wurden zum einen die beiden gleitenden („sliding“) Knoten Fisherman und Roeder („Rutschknoten“⁷²) und andererseits die beiden nichtgleitenden („non-sliding“) Knoten Square und Revo („Einzelknopfknoten“⁷²) ausgewählt.

Die Rutschknoten verfolgen das Prinzip, in einer bestimmten Konfiguration ein Fadenende, den „Loop“ (Schleufe), um das andere Fadenende, den „Post“ (Steg), zu wickeln und nachfolgend den Loop durch eine vorgeformte Fadenschleufe zu führen. Durch Zug am Post und Gleiten des Fadens bis zum Festziehen der Schleufe kann ein so hergestellter Knoten das gefasste Gewebe adaptieren.¹³²

Der Fisherman Knoten (Abb. 3):

Der Steg sollte zunächst nur die halbe Länge der Schleufe aufweisen, damit beim Rutschen des Knotens von beiden Enden genügend Fadenmaterial zum weiteren Knoten verbleibt. Beide Fadenenden werden zwischen Daumen und Zeigefinger gehalten. Nun wird der Loop um den Daumen der linken Hand gelegt und anschließend noch dreimal um beide Fadenenden geschlungen. Danach wird das freie Fadenende durch die zu Beginn kreierte Schleufe von unten eingeführt. Durch Zug am Post wird der Knoten geschlossen.

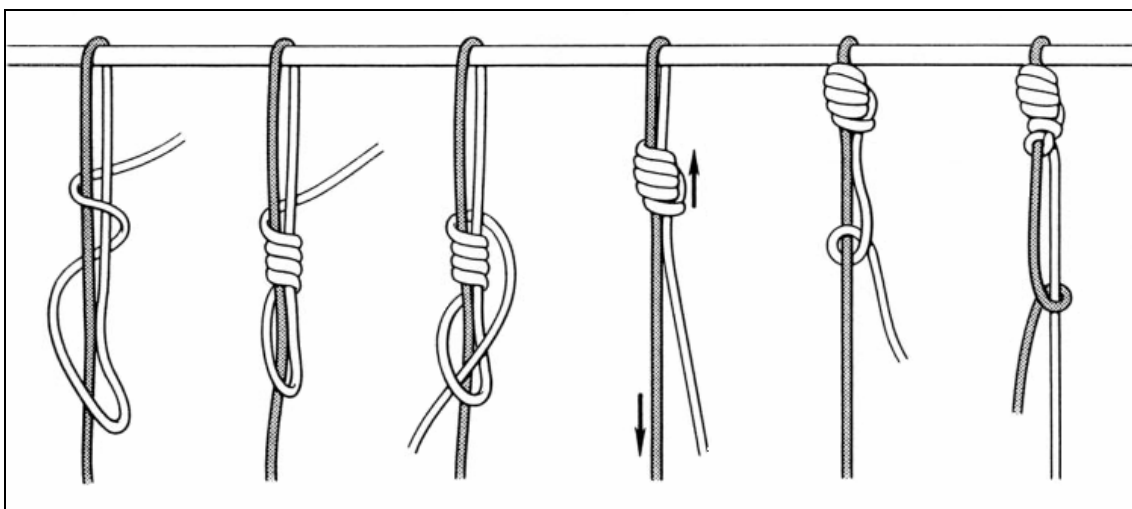


Abb. 3: Fisherman Knoten (modifiziert nach¹⁴⁶)

Der Roeder Knoten (Abb. 4):

Zu Beginn ist auch hier der Post nur halb so lang wie das freie Fadenende. Es wird lediglich der Post zwischen Daumen und Zeigefinger der linken Hand gehalten. Der Loop wird nun um den Post geworfen, dann um beide parallelen Schenkel und beim dritten Mal wieder nur um den Post. Anschließend wird das Fadenende zwischen die zweite und dritte vorgelegte Schlaufe geführt und angespannt. Durch Zug am Post zieht sich der Knoten fest.

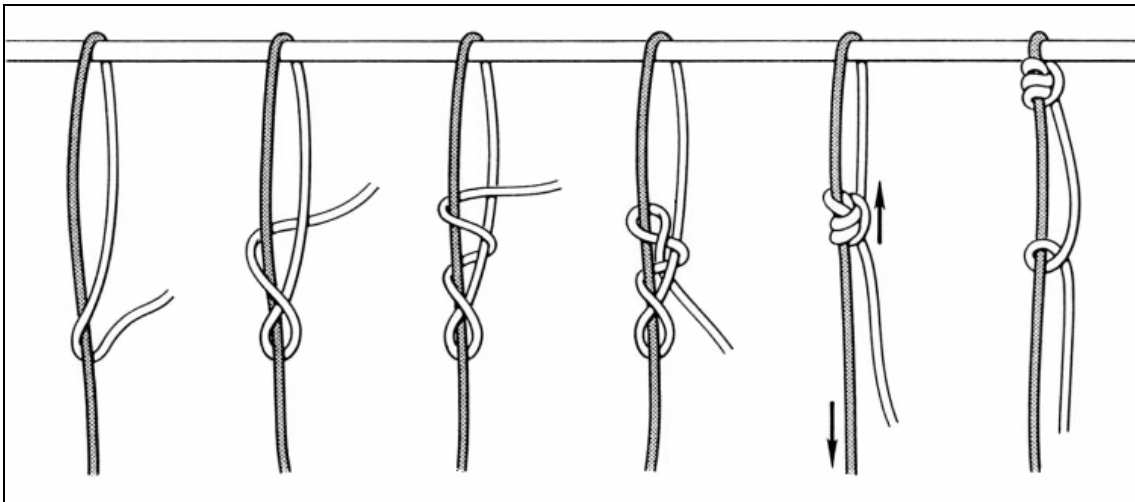


Abb. 4: Roeder Knoten (modifiziert nach¹⁴⁶)

Voraussetzung für das Verwenden von Rutschknoten ist ein freies Gleiten des Fadens durch das Gewebe und den Fadenanker. Ist ein freies Gleiten des Fadens nicht gewährleistet, müssen nicht rutschende Einzelknopfknoten verwendet werden.⁷²

Die Einzelknopfknoten funktionieren ohne vorgelegten Knoten. Vielmehr handelt es sich um eine Aufeinanderfolge von einfachen Halbschlägen, die mit wechselndem Post angelegt werden.¹³²

Der Square Knoten (Abb. 5):

Die beiden Fadenenden sind gleich lang. Zunächst wird ein halber Schlag um den Post gelegt, wobei die Schlaufe über den Post geführt wird („overhand“). Dann wird die Schlaufe festgezogen. Anschließend wird ein halber Schlag um den Post gelegt, wobei diesmal die Schlaufe unter den Post geführt wird („underhand“). Die Schlaufe wird solange vorgeschoben bis der Knoten fest sitzt.

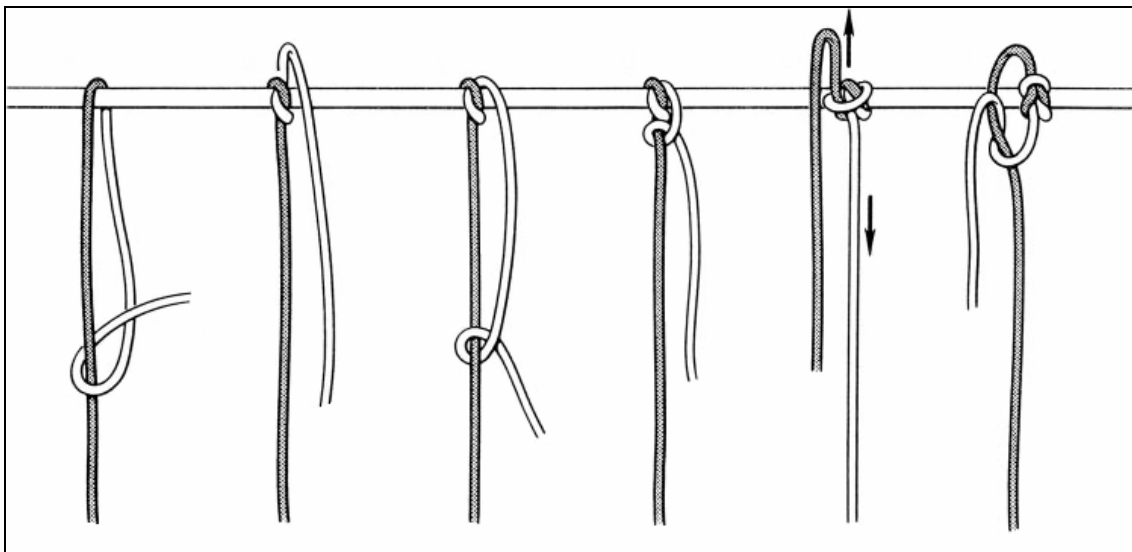


Abb. 5: Square Knoten (modifiziert nach¹⁴⁶)

Der Revo Knoten (Abb. 6):

Der Revo Knoten besteht aus mehreren halben Schlägen, wobei zwischen Post und freiem Fadenende stets gewechselt wird. Zu Beginn ist der Post nur halb so lang wie das freie Fadenende. Als erstes wird ein halber Schlag um den Post geworfen, wobei die Schlaufe unter den Post geführt wird (underhand). Sodann wird die Schlaufe festgezogen. Danach wird ein weiterer underhand-Halbschlag um den Post gelegt und der Knoten fixiert. Als nächstes folgt ein overhand-Halbschlag, wobei der Post fortwährend unter Spannung gehalten wird. Auch der dritte Halbschlag wird wiederum festgezogen. Im Folgenden werden Post und Loop gewechselt und ein underhand-Halbschlag wird nun um den neuen Post geworfen und fixiert. Schließlich werden Post und Loop erneut gewechselt und ein overhand-Halbschlag um den ursprünglichen Post gelegt. Zuletzt wird die Schlaufe noch einmal festgezogen.

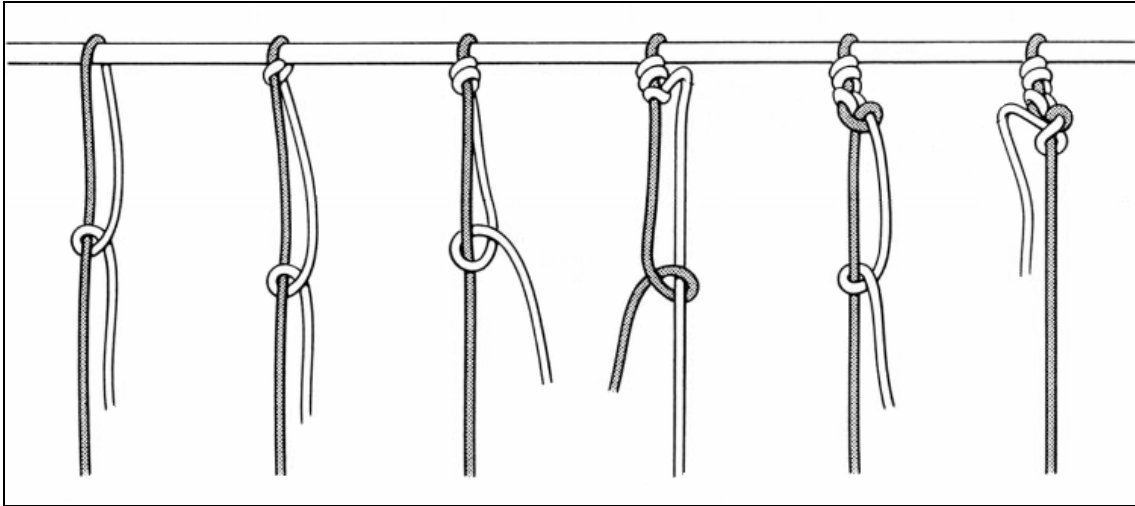


Abb. 6: Revo Knoten (modifiziert nach¹⁴⁶)

Jeder Knoten wurde zusätzlich durch vier gegenläufige halbe Schläge mit wechselnden Stegen (RHAPs = reversed half hitches with alternating posts) gesichert.^{127, 131, 134, 136, 140} Kim et al.¹³⁶ zeigten, dass bei sliding Knoten wie dem Fisherman für eine optimale Reißfestigkeit und Sicherheit des Knotens mehr als drei zusätzliche RHAPs erforderlich sind. Erst dann ist gewährleistet, dass die Faden-Knoten-Kombination nicht einem frühen Versagen des Systems durch das Aufrutschen des Knotens unterliegt.

2.3. Vorgehensweise beim Knoten

Für die Studie wurden zehn Fadenschlaufen jedes Knotentyps von Hand geknotet, wobei alle fünf Nahtmaterialien verwendet wurden. Dies ergab eine Gesamtzahl von 200 Stichproben pro Zeitpunkt. Jeder Knoten wurde um einen Zylinderstift geknotet, sodass eine Fadenschlaufe mit einem definierten Umfang von 30mm entstand. Dies entspricht annähernd der Länge einer Fadenschlaufe, welche während einer RM-Operation entsteht.^{126, 147}

In der ersten Gruppe (a) fanden das Knoten und die biomechanische Testung unter trockenen Bedingungen statt. Dieses Vorgehen wurde bereits früher beschrieben.^{126, 127, 131}

In der zweiten Gruppe (b) wurden die Fäden vor dem Knoten für drei Minuten in physiologischer Kochsalzlösung eingelegt^{138, 139, 141}, anschließend geknotet und in einem Bad aus Kochsalzlösung getestet^{134, 139, 140, 148}. Dieses Procedere sollte die intraoperativen Bedingungen simulieren und die Primärstabilität veranschaulichen.

In der dritten Gruppe (c) ging man wie in der zweiten Gruppe vor, allerdings wurden die Fadenschlaufen vor den Tests in Dulbecco's Modified Eagle's Medium (DMEM) (Biochrom, Berlin, Deutschland) eingelegt und für 24h bei 37°C im Brutschrank aufbewahrt. Erst dann erfolgte die biomechanische Testung. Dieses Procedere wurde gewählt, um die postoperative Situation zu imitieren.

Alle Experimente wurden bei Raumtemperatur (20°C) durchgeführt.

Das Testprotokoll ermöglichte es, jede Fadenschlaufe unabhängig von anderen Variablen zu testen, die zu einem Versagen des Systems hätten führen können. Da dieselbe Person alle Fadenschlaufen anfertigte, war es möglich, Messabweichungen aufgrund unterschiedlicher Technik oder Lernkurve in der vorliegenden Untersuchung zu minimieren. Vor Beginn der Studie wurde ein umfangreiches Trainingsprogramm durchgeführt, um eine technische Konstanz jeder Knotenkonfiguration zu gewährleisten. Es wurde kein Versuch unternommen, die beim Knoten angewandte Kraft zu quantifizieren, da dies auch in klinischen Situationen nicht geschieht.

2.4. Messverfahren und biomechanische Testung

Die Versuche erfolgten an der elektromechanischen Universalprüfmaschine Nr. Z010/TN2A der Firma Zwick (Ulm, BW, Deutschland) mit einem Messbereich von 20N bis 10kN und einer relativen Messunsicherheit von 0,21%. Die Datenaufzeichnung und die Auswertung erfolgte mit dem Programm testXpert V 5.0 (Zwick).

Die Fadenschleife wurde an zwei parallel angebrachten Aluminiumstiften befestigt. Der untere Stift war fixiert, der obere mit der Traverse der Prüfmaschine verbunden. Es wurde darauf geachtet, den Knoten stets mittig zwischen den Aluminiumstiften zu positionieren, um konstante Testbedingungen zu gewährleisten (Abb. 7).

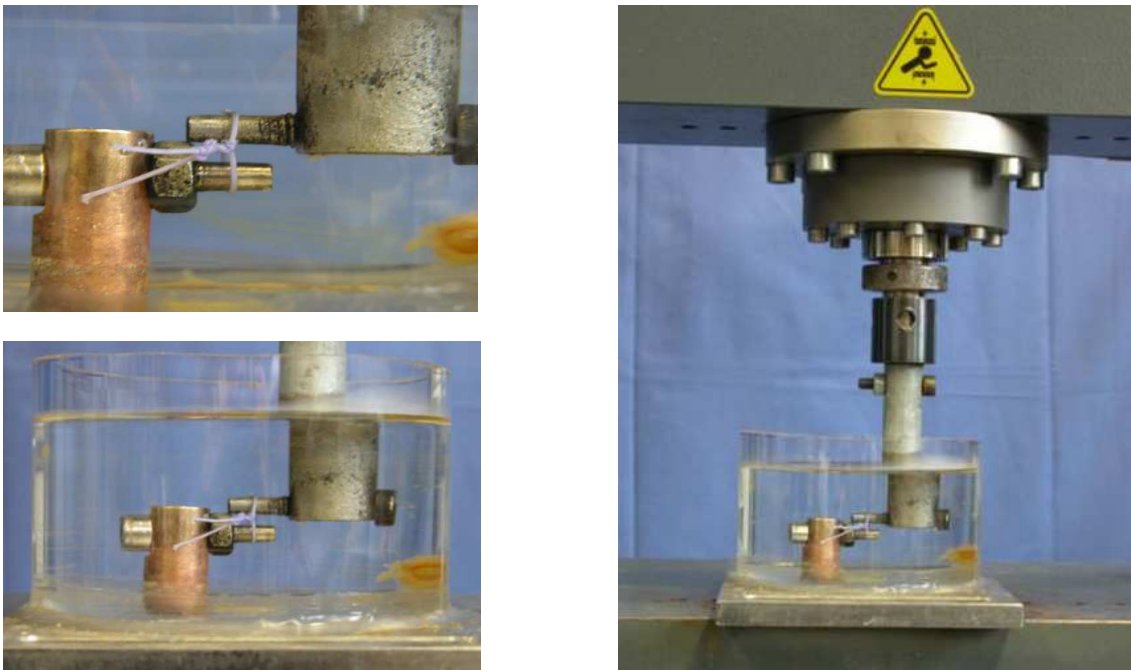


Abb. 7: Versuchsaufbau

Um die klinische Situation zu simulieren wurde eine zyklische Testung durchgeführt.^{136, 138, 139, 141, 148}

Es wurde eine Vorkraft von 10N^{127, 131, 139, 149} und eine Zuggeschwindigkeit von 10mm/min gewählt. Die Vorkraft von 10N sollte dazu dienen, etwaige Differenzen zu egalisieren, die nach dem Knoten durch das Umsetzen der

Fadenschlaufen auf die zwei Aluminiumstifte entstanden waren. Das System wurde bei 10N auf null geeicht.

Die initiale Zugkraft lag bei 25N. Nach jeweils 100 Zyklen wurde die Kraft kontinuierlich um 25N erhöht. Das Experiment war beendet sobald es zum Versagen des Systems kam. Dies war einerseits durch Öffnung der geschlossenen Fadenschlaufe durch ein Aufrutschen des Knotens bzw. einen Riss des Fadens und andererseits aufgrund eines Displacements der Fadenschlaufe von 3mm möglich. Letzteres wurde als „klinisches Versagen“ gewertet. Dieser Grenzwert wurde bereits vielfach in Studien zur Testung von Nahtmaterial und Knotentechnik verwendet.^{126, 136-139, 150, 127, 140, 147, 148, 151, 152} Andere Studien^{153, 154}, die zusätzlich Fadenanker testeten, orientierten sich an einem Grenzwert von 5mm Displacement: Übertrifft das Verankerungssystem diesen Schwellenwert kommt es in vivo zu einem Verlust der Geweheadaptation und es entsteht ein inkompletter Sehnen-Knochen-Kontakt (sog. „gap formation“). Infolgedessen kann das Anwachsen der reimplantierten Sehne nicht mehr gewährleistet werden.^{155, 156}

Durchlief eine Fadenschlaufe die zyklische Testreihe einschließlich der Kraftstufe 200N, wurde die zyklische Testung ebenfalls gestoppt.

Abschließend erfolgte bei intakter Fadenschlaufe ein finaler Zugversuch mit linear ansteigender Kraft bis zum Versagen des Faden-Knoten-Systems.

Während der biomechanischen Testung an der Prüfmaschine wurden folgende Messwerte aufgezeichnet:

- Versagensmechanismus:
Fadenriss oder Knotenfehler (Aufrutschen des Knotens)
- Klinisches Versagen:
F [N], sobald das Displacement der Fadenschlaufe >3mm
- Versagenskraft F_{\max} :
Maximal erreichte Zugkraft [N]
- Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N

Unter Displacement wurden die irreversible Dehnung des Nahtmaterials und das Nachgeben des Knotens zusammengefasst.

Mit Hilfe der Attribute „Knoten-Sicherheit“ und „Schlaufen-Sicherheit“ sollten die Leistungsmerkmale der Faden-Knoten-Konstrukte näher beschrieben werden.

Knoten-Sicherheit ist definiert als die Effektivität eines Knotens, sich dem Aufrutschen zu widersetzen, sobald Belastung appliziert wird.^{126, 127, 138} Sie ist von folgenden Faktoren abhängig: (1) von der Reibung/Friktion zwischen den Nahtschenkeln^{126, 127, 134, 138, 144, 150, 151, 157}, (2) von der internen Interferenz des Knotens^{126, 127, 138, 150, 157}, (3) vom Durchhang zwischen den Würfeln des Knotens^{126, 127, 150, 157} und (4) vom Fadentyp¹³⁸. Die Punkte (1) und (2) beziehen sich auf die Konfiguration eines Knotens. Ebenso spielen Materialeigenschaften wie Reißfestigkeit, Bauform, Dehnbarkeit, Biegsamkeit und Reibungskoeffizient der diversen Nahtmaterialien eine große Rolle.^{134, 151} Diese Parameter nehmen Einfluss auf die maximale Versagenskraft eines Knotens und die Wirksamkeit, sich dem Aufrutschen unter Belastung zu widersetzen. In der vorliegenden Studie wurde die Knoten-Sicherheit mit Hilfe der Messwerte des klinischen Versagens bei 3mm Displacement bewertet.

Schlaufen-Sicherheit ist die Fähigkeit, eine straff sitzende Fadenschleife unmittelbar nach dem Knoten zu erhalten.^{126, 127, 135, 138} Demzufolge kann ein Knoten zwar eine gute Knoten-Sicherheit bieten und trotzdem eine mangelhafte Schlaufen-Sicherheit in Form einer losen Fadenschleife aufweisen. Diese Primärfestigkeit des Faden-Knoten-Systems wurde mittels des Displacements nach dem 1. Anzug bei 25N beurteilt.

2.5. Statistische Auswertung

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm Prism Version 3.0 (GraphPad Software, San Diego, CA, USA).

Zur Signifikanztestung der maximalen Versagenskraft und des Displacements wurde die One-way analysis of variance (ANOVA) für multiple Stichproben herangezogen. Anschließend wurde mit dem Bonferroni's Multiple Comparison Test ein Einzelvergleich der Versuchsgruppen durchgeführt. Sollten lediglich zwei Systeme miteinander verglichen werden, kam der unpaired t test zur Anwendung. Diese Tests sind parametrische Tests für unverbundene Stichproben. Die Signifikanzen wurden auf einem 5%-Niveau ($p < 0,05$) berechnet. Die Analyse des Versagensmechanismus erfolgte anhand einer Vierfeldertafel und des Fisher's exact Tests.

3. Ergebnisse

3.1. Betrachtung der Faden-Knoten-Systeme unter Berücksichtigung des Einflusses des Milieus auf die Testergebnisse – Vergleich der Versuchsgruppen “trocken“ versus “feucht/3min“

3.1.1. Versagensmechanismen

Für die Faden-Knoten-Systeme wurden folgende Versagensmechanismen dokumentiert:

- Fadenriss
- Knotenfehler

In der Versuchsgruppe “trocken“ fanden sich 170 Fadenrisse und 30 Knotenfehler, während in der “feucht/3min“-Gruppe 186 Fadenrisse und 14 Knotenfehler auftraten (Tab. 4). Dieser Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch signifikant mit einem $p < 0,05$ (Fisher’s exact Test; zweiseitig).

	Fadenriss	Knotenfehler	Gesamt
trocken	170	30	200
feucht/3min	186	14	200
Gesamt	356	44	400

Tab. 4: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min

In Abbildung 8 sind die Versagensmechanismen für die jeweiligen Fäden und Knoten graphisch dargestellt.

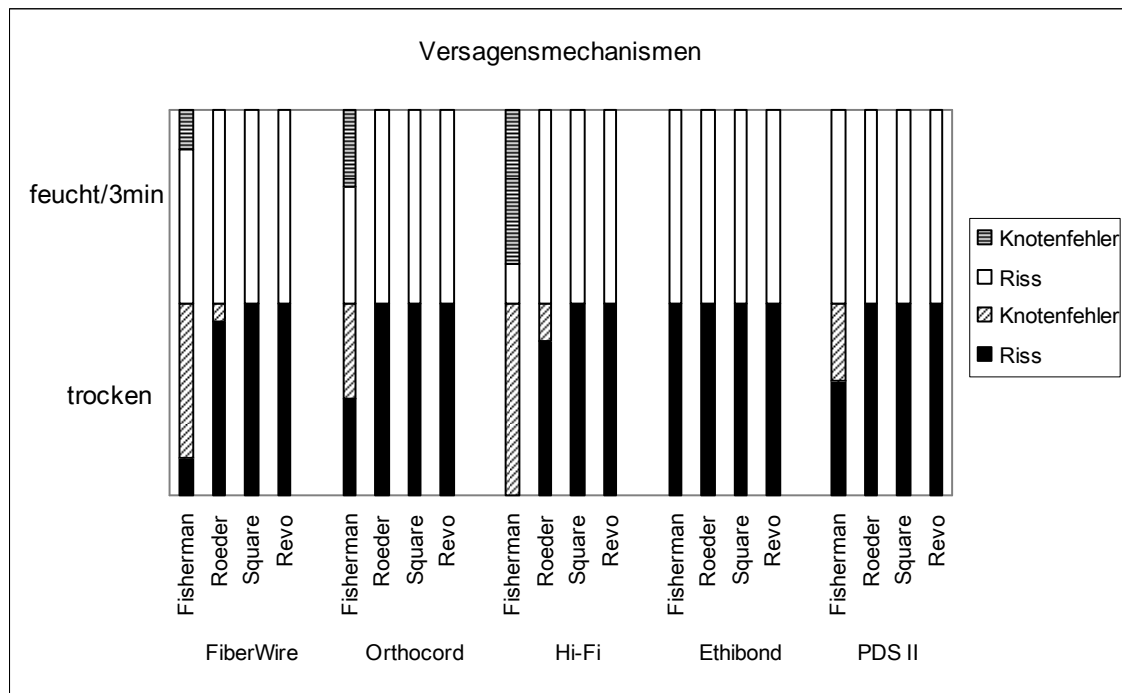


Abb. 8: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min

Es war zu beobachten, dass Knotenfehler, d. h. ein Versagen des Knotens durch Aufrutschen, gehäuft in der Gruppe der UHMWPE-Fäden und insbesondere beim Hi-Fi-Nahtmaterial auftraten. Im feuchten Milieu traten bei Verwendung der Fäden FiberWire, Orthocord und Hi-Fi signifikant weniger Knotenfehler auf als in der trockenen Versuchsgruppe. Beim Ethibond wurde kein Knotenfehler registriert, weder in der trockenen noch in der feuchten Versuchsgruppe. Der PDS II zeigte Knotenfehler ausschließlich im trockenen Zustand.

Hinsichtlich der getesteten Knotenkonfigurationen fanden sich Knotenfehler ausschließlich bei den sliding Knoten. Hier waren die meisten Knotenfehler beim Fisherman Knoten und im trockenen Zustand zu verzeichnen.

Die Versagensmechanismen variierten in Abhängigkeit von der jeweiligen Zugbelastung. Knotenfehler traten bei statistisch signifikant niedrigeren Zugkräften auf als Fadenrisse (unpaired t test, $p < 0,01$). Folglich war bei Knotenfehlern die Schwachstelle vor allem im Knoten selbst zu suchen. Seine Konstruktion hielt der Belastung nicht stand, so dass es zu einem Aufrutschen des Knotens kam. Mit steigender Kraft dagegen kam das Fadenmaterial an seine Belastungsgrenzen, so dass es vielfach zu einem Materialversagen und damit zu Fadenrissen kam.

3.1.2. Klinisches Versagen

Überschreitet das Displacement des Gesamtsystems Fadenanker, Fadenschlaufe und Sehne einen Schwellenwert, hat dies einen Verlust der Gewebeadaptation zur Folge, was ein Anwachsen der reimplantierten Sehne behindert.^{155, 156}

In der vorliegenden Studie wurde diejenige Kraft F [N] als klinisches Versagen gewertet, sobald das Displacement der Fadenschlaufe größer 3mm war.

In den Tabellen 5 und 6 ist das klinische Versagen der Versuchsgruppen trocken und feucht/3min für die einzelnen Faden-Knoten-Systeme aufgeführt (MW \pm SD).

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	108 \pm 12N	130 \pm 26N	153 \pm 38N	130 \pm 40N
Orthocord	98 \pm 18N	113 \pm 21N	135 \pm 36N	100 \pm 20N
Hi-Fi	88 \pm 18N	103 \pm 18N	138 \pm 41N	108 \pm 37N
Ethibond	88 \pm 18N	105 \pm 20N	115 \pm 21N	90 \pm 21N
PDS II	63 \pm 18N	83 \pm 17N	90 \pm 21N	88 \pm 13N

Tab. 5: Klinisches Versagen bei trockenen Versuchsbedingungen

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	145 \pm 20N	158 \pm 17N	193 \pm 24N	193 \pm 12N
Orthocord	118 \pm 24N	145 \pm 16N	198 \pm 8N	143 \pm 37N
Hi-Fi	113 \pm 18N	143 \pm 12N	200N	160 \pm 24N
Ethibond	103 \pm 8N	115 \pm 13N	133 \pm 12N	113 \pm 18N
PDS II	100 \pm 12N	103 \pm 14N	128 \pm 8N	115 \pm 13N

Tab. 6: Klinisches Versagen bei feuchten Versuchsbedingungen

Beim Vergleich der beiden Testgruppen ist festzustellen, dass die Zugkraft bei Erreichen des klinischen Versagens bei allen getesteten Fäden im feuchten Milieu stets größer war als unter trockenen Bedingungen. Im unpaired t test konnte nachgewiesen werden, dass die Unterschiede innerhalb eines Nahmaterials in Abhängigkeit des verwendeten Knotens statistisch signifikant waren ($p < 0,05$). Die einzige Ausnahme bildete die

Ethibond-Roeder-Kombination. Hier ließ sich keine statistische Signifikanz nachweisen.

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse der statistischen Analyse abgebildet (Tab. 7).

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	***	*	*	***
Orthocord	*	**	***	**
Hi-Fi	**	***	***	**
Ethibond	*	ns	*	*
PDS II	***	*	***	***

Tab. 7: Klinisches Versagen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.1.3. Maximale Versagenskräfte

Die Versagenskräfte der einzelnen Faden-Knoten-Systeme reichten in der trockenen Gruppe von 100N bis 372N und in der feuchten Gruppe von 100N bis 404N.

Unter trockenen Bedingungen resultierten für die jeweiligen Faden-Knoten-Kombinationen folgende mittlere Versagenskräfte (MW \pm SD) (Tab. 8):

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	244 \pm 55N	293 \pm 44N	316 \pm 13N	342 \pm 16N
Orthocord	224 \pm 64N	282 \pm 18N	301 \pm 29N	302 \pm 26N
Hi-Fi	257 \pm 26N	274 \pm 58N	328 \pm 21N	335 \pm 22N
Ethibond	159 \pm 10N	131 \pm 11N	143 \pm 12N	140 \pm 16N
PDS II	142 \pm 31N	127 \pm 20N	152 \pm 8N	151 \pm 19N

Tab. 8: Maximale Versagenskräfte bei trockenen Versuchsbedingungen

Bei Betrachtung der „feucht/3min“-Gruppe ergaben sich für die einzelnen Fadenschlaufen folgende mittlere Versagenskräfte (MW \pm SD) (Tab. 9):

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	331 \pm 62N	337 \pm 42N	321 \pm 21N	349 \pm 27N
Orthocord	292 \pm 39N	327 \pm 14N	330 \pm 14N	318 \pm 28N
Hi-Fi	279 \pm 33N	313 \pm 14	356 \pm 7N	358 \pm 20N
Ethibond	148 \pm 8N	133 \pm 12N	140 \pm 13N	130 \pm 11N
PDS II	141 \pm 20N	122 \pm 8N	133 \pm 12N	130 \pm 11N

Tab. 9: Maximale Versagenskräfte bei feuchten Versuchsbedingungen

Vergleicht man die Ergebnisse der Versuchsgruppen „trocken“ und „feucht/3min“ bezüglich der maximalen Reißfestigkeit miteinander, so finden sich heterogene Resultate. Der unpaired t test ergab zum Teil hoch signifikante Unterschiede der Faden-Knoten-Kombinationen im trockenen und im feuchten Zustand ($p < 0,001$). Beispiele hierfür sind die Orthocord-Roeder-, die Hi-Fi-Square- und die PDS II-Square-Kombination. Einige Fadenschlaufen

hingegen zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. An dieser Stelle sind die Hi-Fi-Roeder-, die Ethibond-Square- oder die PDS II-Fisherman-Kombination anzuführen.

In Tabelle 10 sind die Ergebnisse des unpaired t tests für die maximalen Versagenskräfte zusammengefasst.

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	**	*	ns	ns
Orthocord	**	***	**	ns
Hi-Fi	ns	ns	***	*
Ethibond	**	ns	ns	ns
PDS II	ns	ns	***	**

Tab. 10: Maximale Versagenskräfte: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

Weitere Beobachtungen lassen sich wie folgt beschreiben: Bei den UHMWPE-Fäden waren die maximalen Versagenskräfte im feuchten Milieu immer größer als im trockenen Zustand. Teilweise waren diese Unterschiede innerhalb eines Nahtmaterials signifikant. Beim Ethibond- und PDS II-Faden fanden sich dagegen zum Teil höhere maximale Versagenskräfte im trockenen als im feuchten Zustand.

Außerdem war zu beobachten, dass sich die Werte für die maximale Versagenskraft und das klinische Versagen innerhalb eines Fadens und eines bestimmten Knotens nicht immer gleich verhielten. So zeigte der Roeder Knoten bezüglich der Maximalkräfte bei Verwendung des FiberWire-Fadens signifikante Unterschiede zwischen den Versuchsbedingungen trocken und feucht, in Kombination mit dem Hi-Fi-Nahtmaterial waren dagegen keine Signifikanzen nachzuweisen (Abb. 9 und 10). Hinsichtlich des klinischen Versagens verhielt es sich ähnlich: Der Roeder Knoten wies bei Anwendung des Orthocord-Fadens deutliche Unterschiede zwischen den beiden Versuchsbedingungen auf. Kam der Ethibond-Faden zum Einsatz, waren keine wesentlichen Differenzen festzustellen (Abb. 11 und 12).

Des Weiteren zeigte der Roeder Knoten in Kombination mit dem Fadenmaterial Hi-Fi eine vergleichbare maximale Versagenskraft im trockenen und feuchten

Milieu. Die Werte bezüglich des klinischen Versagens dagegen unterschieden sich hoch signifikant (Abb. 13 und 14).

Exemplarisch für die beschriebenen Beobachtungen stehen die anschließenden Abbildungen 9 bis 14.

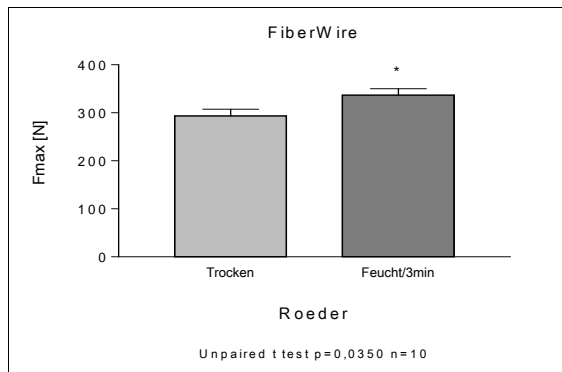


Abb. 9: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: FiberWire-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

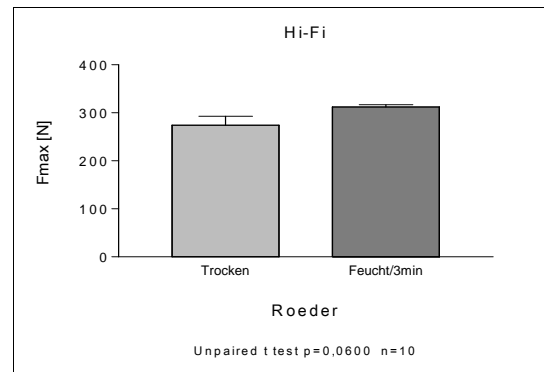


Abb. 10: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

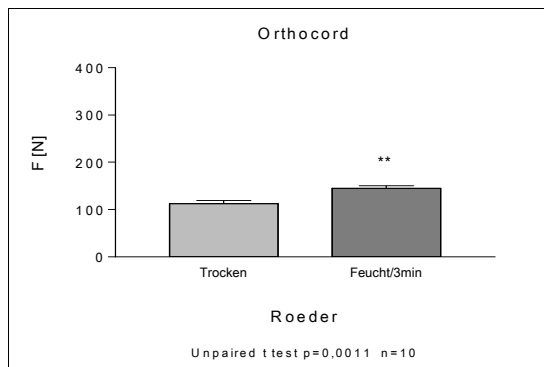


Abb. 11: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Orthocord-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

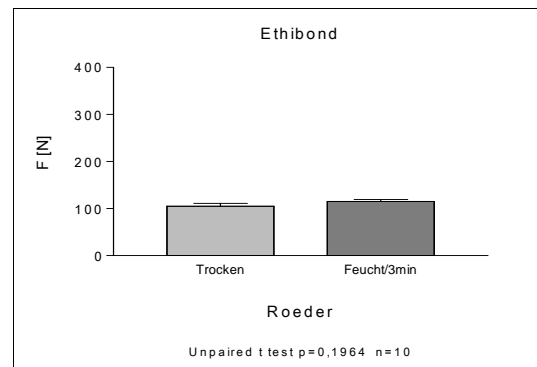


Abb. 12: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Ethibond-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

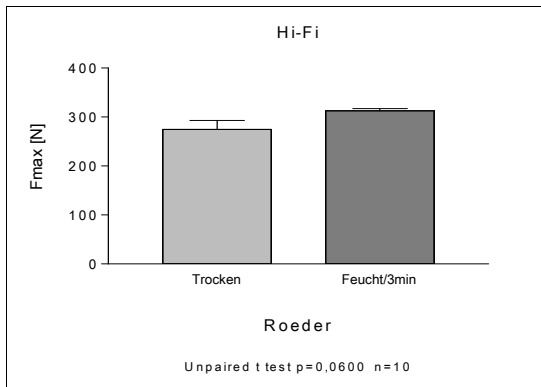


Abb. 13: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

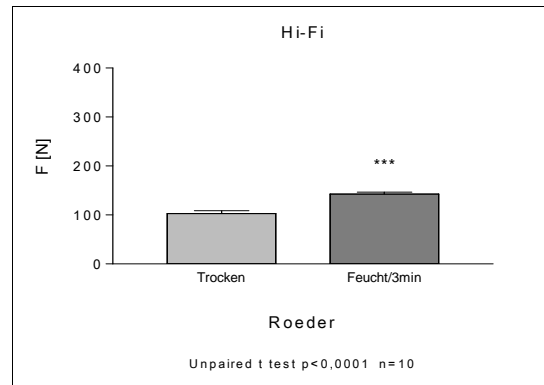


Abb. 14: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.1.4. Zusammenfassung

Die Wahl des Umgebungsmilieus bei der biomechanischen Testung von Nahtmaterialien (trocken versus feucht) hat teilweise einen signifikanten Einfluss auf die primäre Stabilität des Knotens. Da die Unterschiede zwischen einer trockenen und feuchten Umgebung nicht einem einheitlichen Schema folgen, sondern zwischen den Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen differieren, ist eine Testung im feuchten Milieu entsprechend der klinischen, intraoperativen Situation zwingend erforderlich.

Im Folgenden sollen daher ausschließlich die Ergebnisse im feuchten Milieu dargestellt und mit dieser Methode der Einfluss von Knotentechnik und Nahtmaterial untersucht werden.

3.2. Betrachtung der Ergebnisse der Versuchsgruppe „feucht/3min“

3.2.1. Versagensmechanismen

In der Versuchsgruppe “feucht/3min“ traten insgesamt 186 Fadenrisse und 14 Knotenfehler auf. In Tabelle 11 sind die Versagensmechanismen für die jeweiligen Fäden und Knoten detailliert aufgelistet.

Faden \ Knoten	Fisherman		Roeder		Square		Revo	
	Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler
FiberWire	8	2	10	0	10	0	10	0
Orthocord	6	4	10	0	10	0	10	0
Hi-Fi	2	8	10	0	10	0	10	0
Ethibond	10	0	10	0	10	0	10	0
PDS II	10	0	10	0	10	0	10	0

Tab. 11: Versagensmechanismen der Versuchsgruppe „feucht/3min“

Das nachstehende Diagramm zeigt die Ergebnisse in graphischer Form (Abb.15).

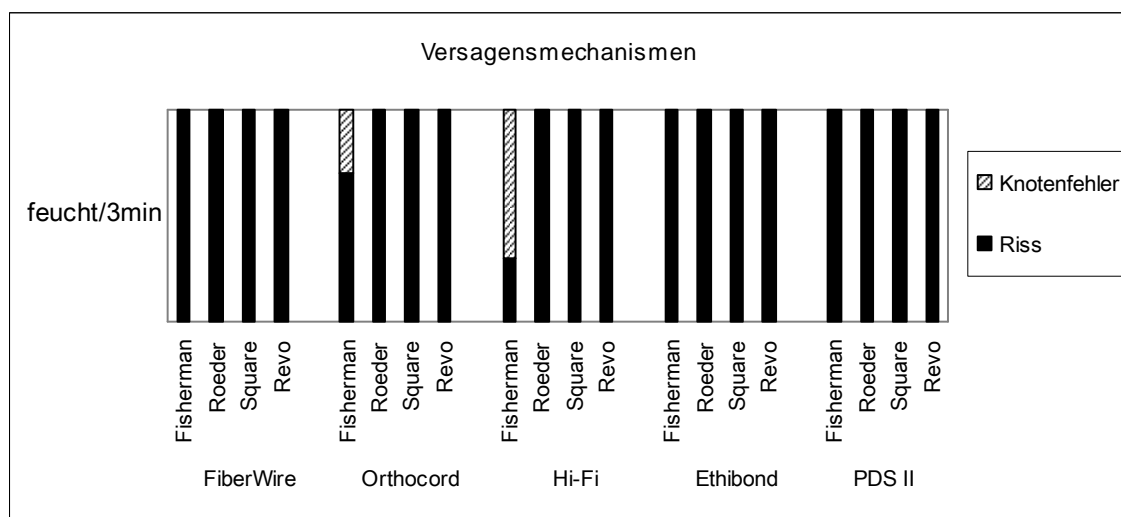


Abb. 15: Versagensmechanismen der Versuchsgruppe „feucht/3min“

Betrachtet man die Ergebnisse der einzelnen Faden-Knoten-Kombinationen hinsichtlich des Versagensmechanismus, so fällt auf, dass Knotenfehler lediglich in der Gruppe der UHMWPE-Fäden und nur bei Verwendung des Fisherman Knotens (sliding) auftraten. Für die Hi-Fi-Fisherman-Kombination wurden 80% Knotenfehler dokumentiert, die Orthocord-Fisherman-Kombination zeigte 40% Knotenfehler und der FiberWire-Faden wies bei Einsatz des Fisherman Knoten 20% Knotenfehler auf.

Die Nahtmaterialien Ethibond und PDS II sowie die Knotenkonfigurationen Roeder, Square und Revo wiesen keine Knotenfehler auf. In diesen Fällen kam es stets durch Fadenriss zum Versagen des Systems.

3.2.2. Klinisches Versagen

3.2.2.1. Klinisches Versagen in Abhängigkeit von Faden und Knoten

Sobald das Displacement der Fadenschlaufe einen Grenzwert übertrifft, kann ein Anwachsen der reimplantierten Sehne nicht mehr gewährleistet werden, da ein inkompletter Sehnen-Knochen-Kontakt (sog. „gap formation“) entstanden ist.^{155, 156}

Wie bereits oben erläutert, ordneten wir diejenige Kraft F [N] als klinisches Versagen ein, wenn das Displacement der Fadenschlaufe den Schwellenwert von 3mm übertraf.

In Tabelle 12 ist das klinische Versagen für die einzelnen Faden-Knoten-Systeme zusammengefasst (MW \pm SD).

Faden \ Knoten	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	145 \pm 20N	158 \pm 17N	193 \pm 24N	193 \pm 12N
Orthocord	118 \pm 24N	145 \pm 16N	198 \pm 8N	143 \pm 37N
Hi-Fi	113 \pm 18N	143 \pm 12N	200N	160 \pm 24N
Ethibond	103 \pm 8N	115 \pm 13N	133 \pm 12N	113 \pm 18N
PDS II	100 \pm 12N	103 \pm 14N	128 \pm 8N	115 \pm 13N

Tab. 12: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“

Die Ergebnisse der Untersuchung des klinischen Versagens sind in der folgenden Grafik dargestellt (Abb. 16).

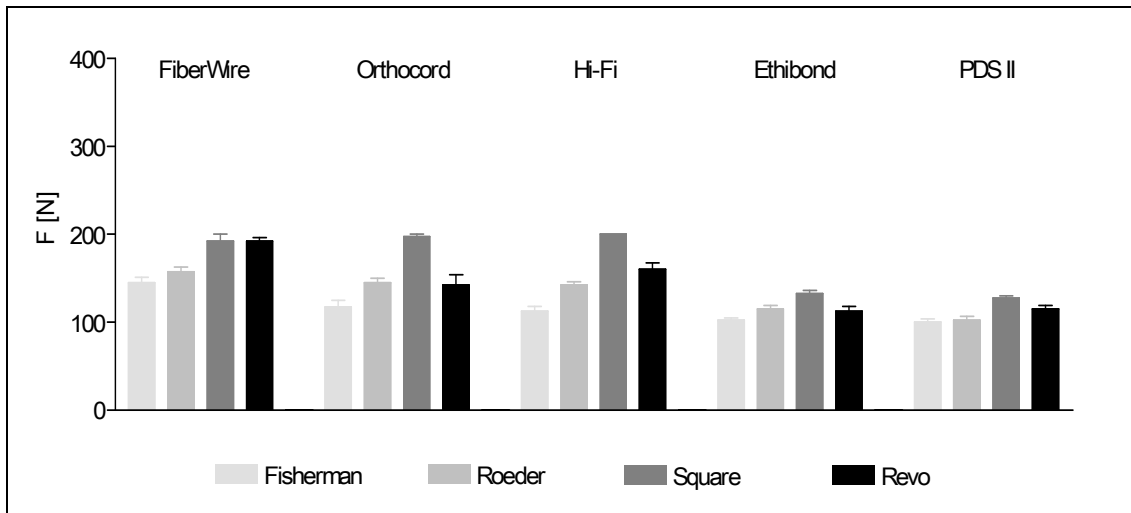


Abb. 16: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“
Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Säulen sind zur Erleichterung der Übersicht in den Abb. 17 und 18 detailliert dargestellt.

Betrachtet man die Ergebnisse der verschiedenen Knoten innerhalb eines Nahtmaterials, findet sich folgende Verteilung: Hinsichtlich des klinischen Versagens schnitt der Square Knoten mit Werten im Bereich von 128 bis 200N am besten ab. Ihm folgten der Revo Knoten mit 113 bis 193N, der Roeder Knoten mit 103 bis 158N und der Fisherman Knoten mit 100 bis 145N.

Die Analyse der verschiedenen Knoten innerhalb eines Nahtmaterials erbrachte signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Knotentypen. Der Bonferroni's Multiple Comparison Test wies nach, dass bei allen Fadenmaterialien der non-sliding Square Knoten signifikant höhere Kraftstufen erzielte als der Fisherman und der Roeder Knoten (beide sliding).

In den nachstehenden Diagrammen sind die Ergebnisse der statistischen Analyse graphisch dargestellt (Abb. 17).

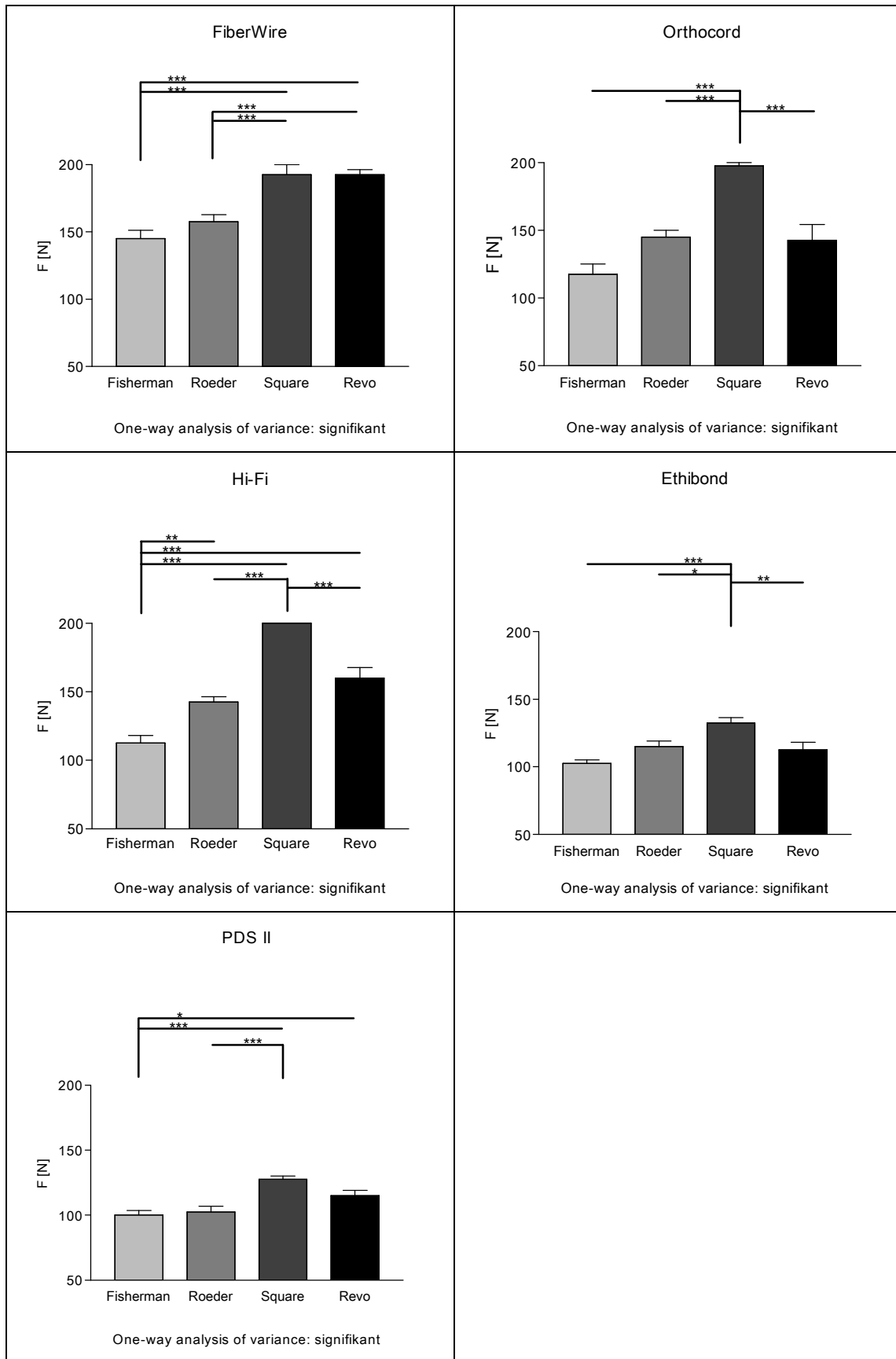


Abb. 17: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“:
Darstellung der Fadenmaterialien

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

Bezüglich der Ergebnisse der einzelnen Nahtmaterialien unter Verwendung der diversen Knotenkonfigurationen ergibt sich folgendes Bild: Bei Einsatz des Fisherman oder des Roeder Knotens erzielte der FiberWire-Faden mit $145 \pm 20\text{N}$ bzw. $158 \pm 17\text{N}$ die besten Ergebnisse, gefolgt vom Orthocord- und Hi-Fi-Faden ($118 \pm 24\text{N}$ bzw. $113 \pm 18\text{N}$). Kam der Square Knoten zur Anwendung, schnitt der Hi-Fi-Faden mit 200N am besten ab. Ihm folgten der Orthocord- ($198 \pm 8\text{N}$) und der FiberWire-Faden ($193 \pm 24\text{N}$). Bei Verwendung des Revo Knotens erreichte wiederum der FiberWire-Faden ($193 \pm 12\text{N}$) vor dem Hi-Fi- ($160 \pm 24\text{N}$) und dem Orthocord-Faden ($143 \pm 37\text{N}$) die besten Ergebnisse. Die Ethibond- und PDS II-Fäden lagen mit Werten von 133N und weniger im Vergleich deutlich zurück.

Bei der statistischen Analyse der Ergebnisse ließ sich für alle Knotentypen ein signifikanter Unterschied zwischen den Nahtmaterialien errechnen. Im nachfolgenden Bonferroni's Multiple Comparison Test waren statistische Signifikanzen für alle Knoten zwischen dem FiberWire- und dem Ethibond- bzw. dem PDS II-Faden nachzuweisen.

Im Folgenden sind die Ergebnisse graphisch dargestellt (Abb. 18).

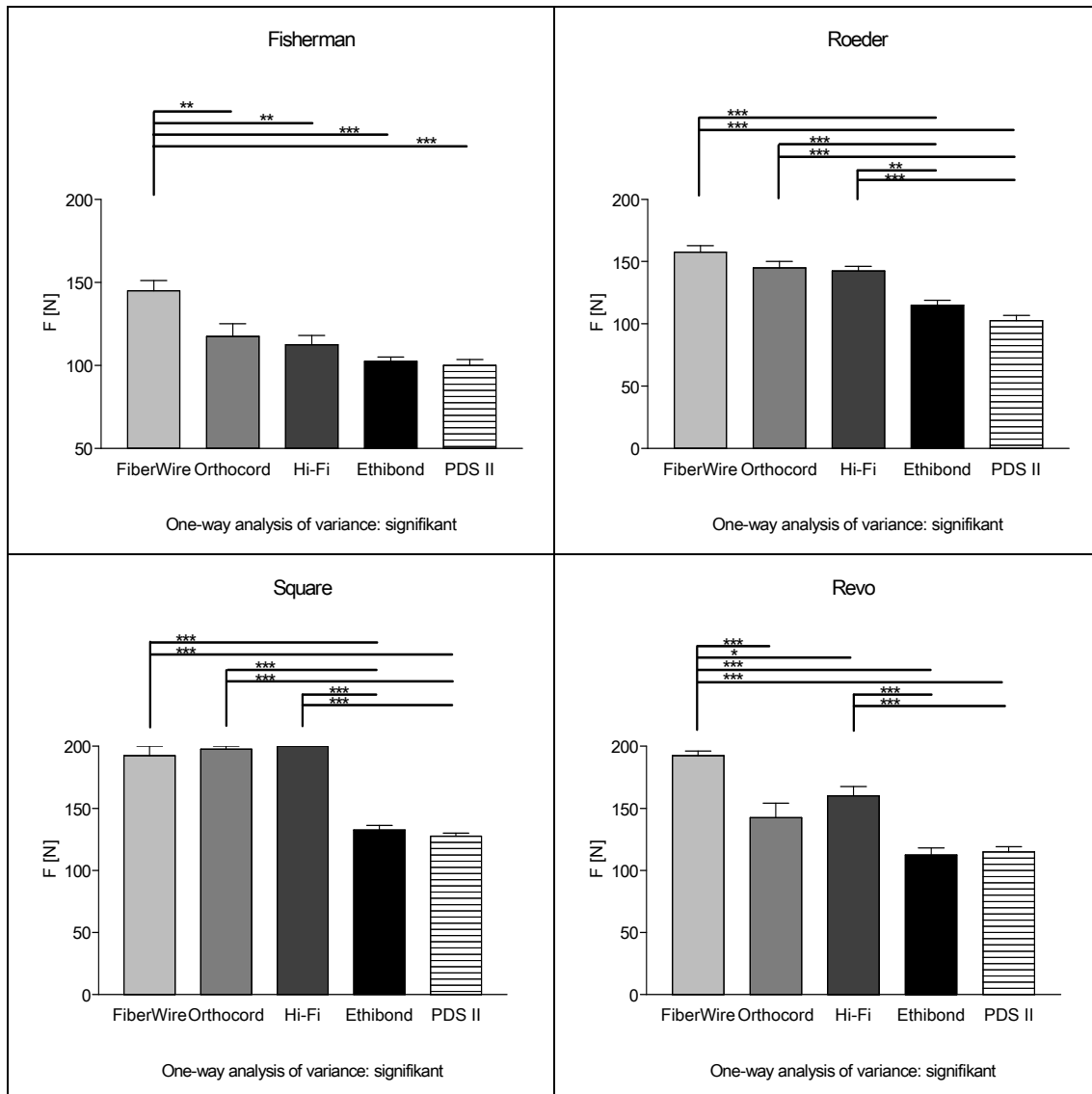


Abb. 18: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“:

Darstellung der Knotenkonfigurationen

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich innerhalb jeder Knotenkonfiguration die Nahtmaterialien signifikant unterschieden. Dabei fanden sich überwiegend Differenzen zwischen den UHMWPE- und den Ethibond-/PDS II-Fäden.

3.2.2.2. Klinisches Versagen der Fäden unabhängig vom Knotentyp

Untersucht man das klinische Versagen ohne den verwendeten Knotentyp mit einzubeziehen, so findet sich eine deutliche Prävalenz der UHMWPE-Fäden. Die FiberWire-Fäden erzielten bei Erreichen des klinischen Versagens maximale Zugkräfte von $172 \pm 27\text{N}$. Damit schnitten sie am besten ab, gefolgt von den Hi-Fi-Fäden mit $154 \pm 35\text{N}$ und den Orthocord-Fäden mit $151 \pm 37\text{N}$. Die Ethibond- und PDS II-Fäden erreichten sehr viel früher eine irreversible Längung von 3mm, sodass es zum klinischen Versagen kam. Ihre Werte lagen lediglich bei $116 \pm 16\text{N}$ bzw. $111 \pm 16\text{N}$. Diese Beobachtungen konnten mittels der ANOVA bestätigt werden ($p < 0,05$). Im anschließenden Bonferroni's Multiple Comparison Test waren signifikante Unterschiede innerhalb der UHMWPE-Fäden zwischen den FiberWire- und den Orthocord-Fäden ($p < 0,01$) sowie zwischen den FiberWire- und den Hi-Fi-Fäden ($p < 0,05$) zu finden. Alle UHMWPE-Fäden waren den Ethibond- und PDS II-Fäden signifikant überlegen ($p < 0,001$).

In Abbildung 19 sind die Zugkräfte der Fäden bei Erreichen des klinischen Versagens unabhängig vom Knotentyp dargestellt.

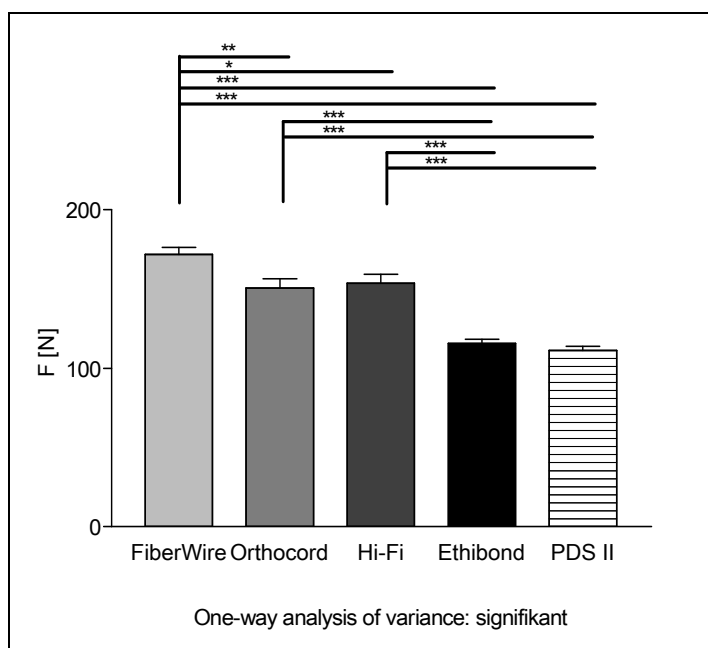


Abb. 19: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.2.3. Klinisches Versagen der Knoten unabhängig vom Fadenmaterial

Als nächstes sollen die Ergebnisse bezüglich des klinischen Versagens der unterschiedlichen Knoten ohne Berücksichtigung der eingesetzten Nahtmaterialien verglichen werden. Dabei konnten in der ANOVA signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Knotenkonfigurationen festgestellt werden. Der Square Knoten lag mit $170 \pm 35\text{N}$ deutlich vor dem Revo Knoten mit $145 \pm 37\text{N}$. Ihnen schlossen sich der Roeder Knoten mit $133 \pm 25\text{N}$ und der Fisherman Knoten mit $116 \pm 23\text{N}$ an. Der Bonferroni's Multiple Comparison Test belegte dies und zeigte statistische Signifikanzen zwischen dem Square Knoten und dem Fisherman, dem Roeder bzw. dem Revo Knoten ($p < 0,001$). Außerdem konnte bestätigt werden, dass der Fisherman Knoten bis zum Erreichen des klinischen Versagens signifikant niedrigere Zugkräfte erlangte als der Square, der Revo (p jeweils $< 0,001$) sowie der Roeder Knoten ($p < 0,05$).

In Abbildung 20 sind die beschriebenen Beobachtungen dargestellt.

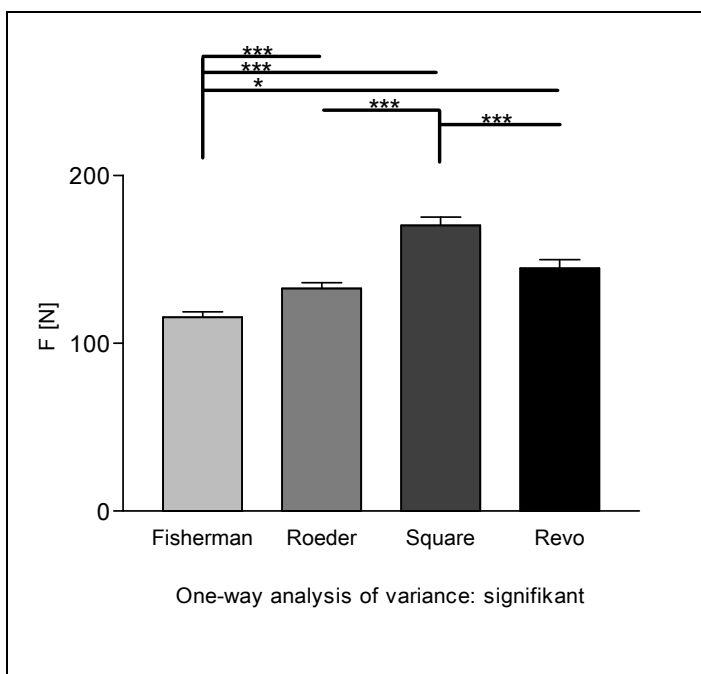


Abb. 20: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.3. Maximale Versagenskräfte

3.2.3.1. Maximale Versagenskräfte in Abhängigkeit von Faden und Knoten

In der Gruppe „feucht/3min“ lagen die Versagenskräfte der einzelnen Faden-Knoten-Systeme im Bereich von 100N bis 404N.

Es ergaben sich für die einzelnen Fadenschlaufen folgende mittlere Versagenskräfte (MW \pm SD) (Tab. 13):

Faden \ Knoten	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	331 \pm 62N	337 \pm 42N	321 \pm 21N	349 \pm 27N
Orthocord	292 \pm 39N	327 \pm 14N	330 \pm 14N	318 \pm 28N
Hi-Fi	279 \pm 33N	313 \pm 14	356 \pm 7N	358 \pm 20N
Ethibond	148 \pm 8N	133 \pm 12N	140 \pm 13N	130 \pm 11N
PDS II	141 \pm 20N	122 \pm 8N	133 \pm 12N	130 \pm 11N

Tab. 13: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“

In Abbildung 21 sind die maximalen Reißkräfte in Abhängigkeit von Faden und Knoten graphisch dargestellt.

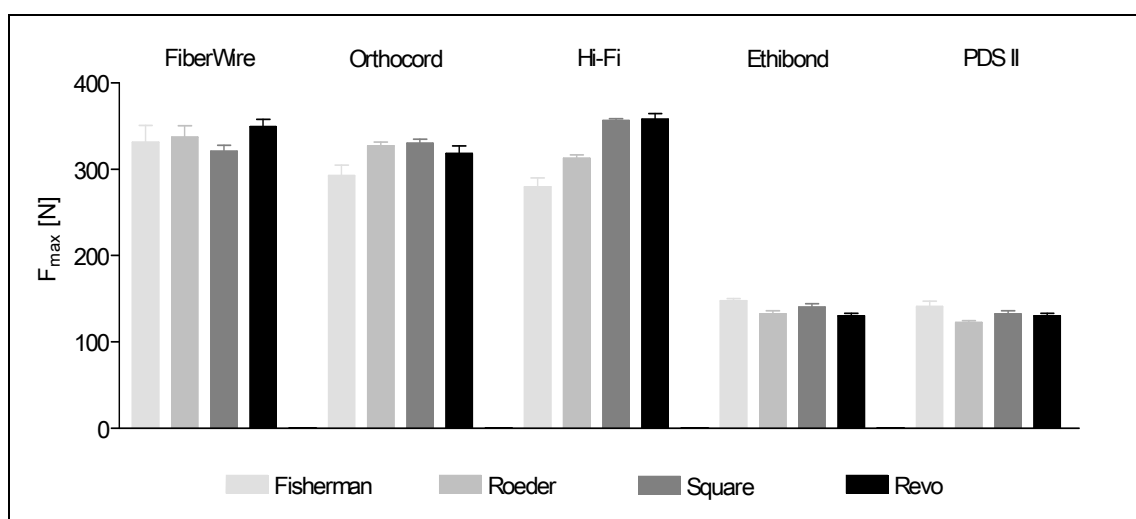


Abb. 21: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“

Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Säulen sind zur Erleichterung der Übersicht in den Abb. 22 und 23 detailliert dargestellt.

Bei der Analyse der verschiedenen Knoten innerhalb eines Fadenmaterials fanden sich in der ANOVA unterschiedliche Ergebnisse.

Bei Verwendung des FiberWire-Fadens war kein signifikanter Unterschied zwischen den Knoten hinsichtlich der maximalen Reißkraft festzustellen. Der Revo Knoten schnitt mit $349 \pm 27\text{N}$ am besten ab, der Square Knoten schnitt mit $321 \pm 21\text{N}$ am schlechtesten ab.

Beim Orthocord-Faden ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Knoten errechnen. Der Square Knoten erzielte mit $330 \pm 14\text{N}$ die größten Versagenskräfte und der Fisherman Knoten mit $292 \pm 39\text{N}$ die niedrigsten.

Der Hi-Fi-Faden wies zwischen allen Knotenkonfigurationen statistische Signifikanzen auf außer zwischen dem Square und dem Revo Knoten. Letzterer lag bezüglich der maximalen Reißfestigkeit mit $358 \pm 20\text{N}$ knapp vor dem Square Knoten mit $356 \pm 7\text{N}$. Die niedrigsten Werte waren wiederum beim Fisherman Knoten mit $279 \pm 33\text{N}$ zu verzeichnen.

Der Ethibond- und der PDS II-Faden zeigten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Knotenkonfigurationen. Der Fisherman Knoten erreichte in beiden Fällen mit $148 \pm 8\text{N}$ bzw. $141 \pm 20\text{N}$ die besten Ergebnisse, der Revo Knoten lag mit $130 \pm 11\text{N}$ klar zurück.

Es war zu beobachten, dass bei den UHMWPE-Fäden jeweils die non-sliding Knoten besser abschnitten. Bei den Ethibond- bzw. PDS II-Fäden erzielten dagegen die sliding Knoten höhere Maximalkräfte. Es wurde in keiner Fadengruppe ein statistisch signifikanter Unterschied innerhalb der non-sliding Knoten dokumentiert.

In den nachstehenden Diagrammen sind die jeweiligen Ergebnisse konkretisiert (Abb. 22).

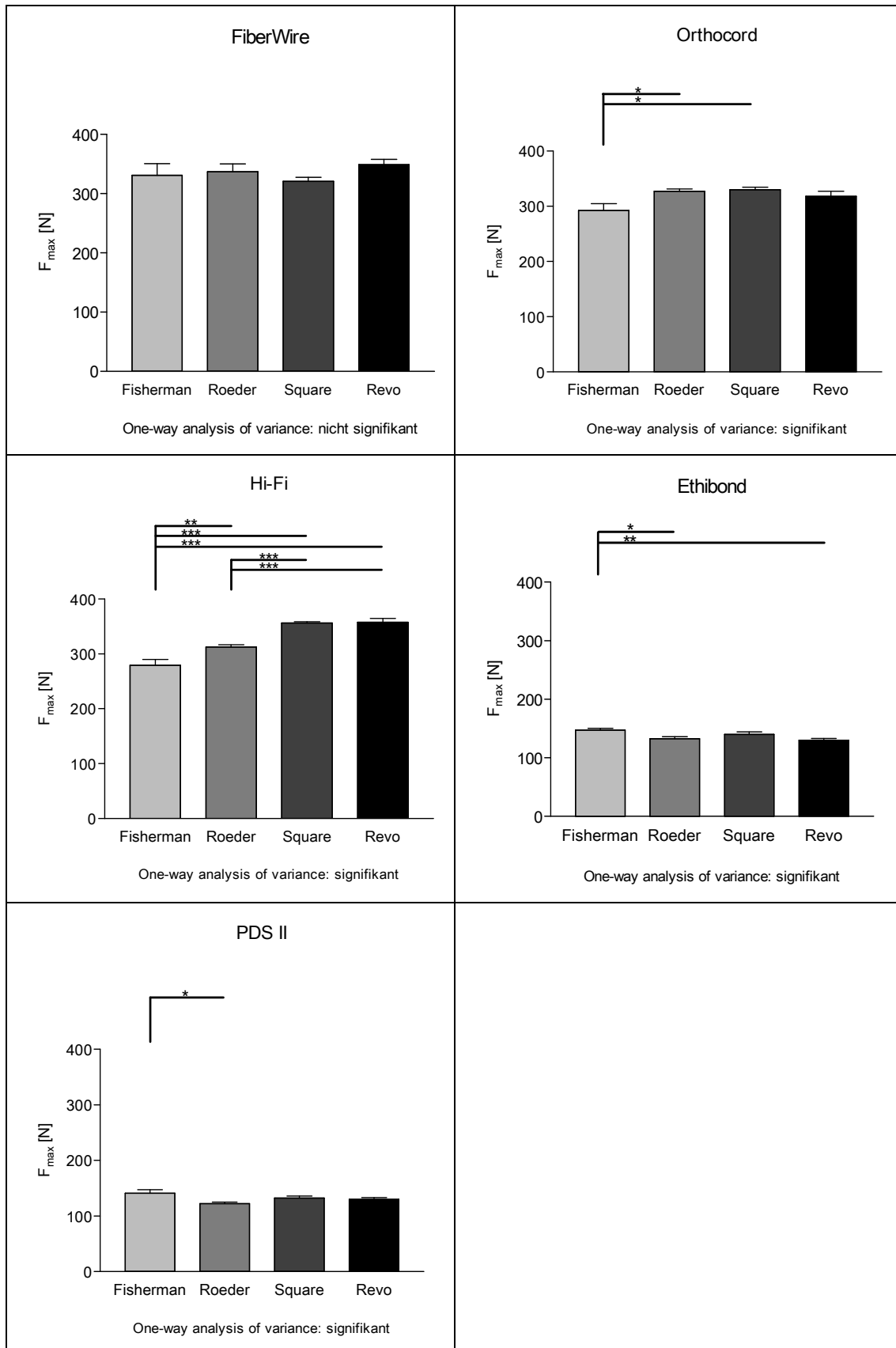


Abb. 22: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“:
Darstellung der Fadenmaterialien

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Nahtmaterialien bei Anwendung der verschiedenen Knoten, so ergibt sich folgendes Bild: In der ANOVA zeigte sich für alle Knotenkonfigurationen ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Nahtmaterialien. Im Falle der sliding Knoten erzielte jeweils der FiberWire-Faden mit bis zu $337 \pm 42\text{N}$ die besten Resultate, bei den non-sliding Knoten lag in beiden Fällen der Hi-Fi-Faden mit bis zu $358 \pm 20\text{N}$ vorne. Erheblich weniger belastbar waren die Ethibond- und PDS II-Fäden mit maximal $148 \pm 8\text{N}$.

Analog zu den Ergebnissen des klinischen Versagens war zu beobachten, dass die verschiedenen Nahtmaterialien innerhalb jeder Knotenkonfiguration signifikant differieren. Hierbei waren die Unterschiede überwiegend zwischen den UHMWPE-Fäden und den Ethibond-/PDS II-Fäden zu verzeichnen.

Die folgende Abbildung veranschaulicht dies zusätzlich (Abb. 23).

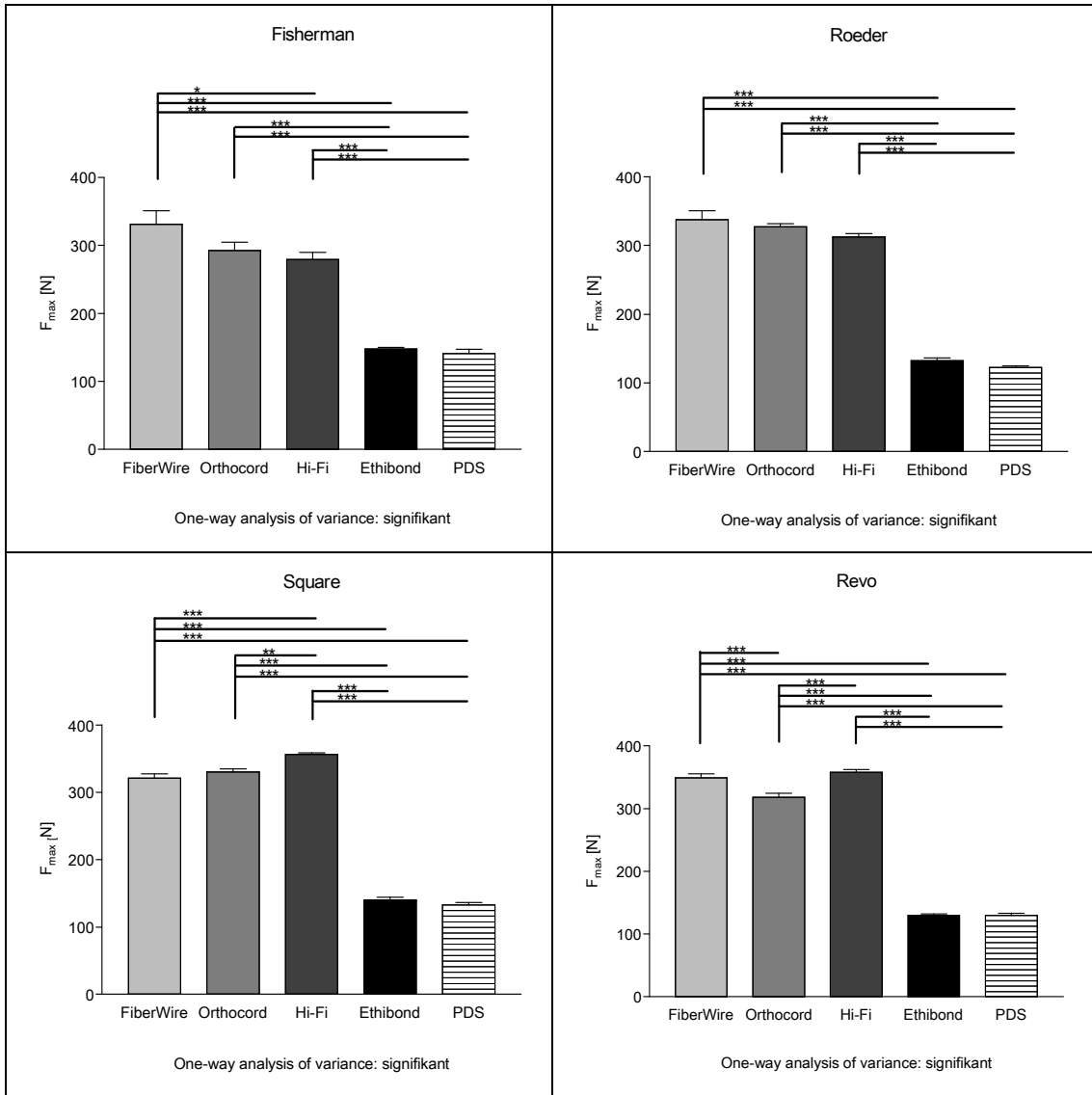


Abb. 23: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“:
 Darstellung der Knotenkonfigurationen
 Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.3.2. Maximale Versagenskräfte der Fäden unabhängig vom Knotentyp

Bei der Betrachtung der Versagenskräfte ohne Berücksichtigung des verwendeten Knotentyps konnte eine eindeutige Überlegenheit der UHMWPE-Fäden festgestellt werden. Die FiberWire-Fäden erreichten maximale Versagenskräfte von bis zu $335 \pm 40\text{N}$, gefolgt von den Hi-Fi-Fäden mit $327 \pm 38\text{N}$ und den Orthocord-Fäden mit $317 \pm 29\text{N}$. Deutlich weniger reißfest waren die Ethibond- und PDS II-Fäden mit $138 \pm 13\text{N}$ bzw. $131 \pm 14\text{N}$. Diese Ergebnisse veranschaulichen recht deutlich den signifikanten Unterschied zwischen den UHMWPE-Fäden einerseits und den Ethibond- und PDS II-Fäden andererseits, welcher durch die ANOVA und den anschließenden Bonferroni's Multiple Comparison Test bestätigt wurde ($p < 0,001$).

In Abbildung 24 sind die maximalen Versagenskräfte der Fäden unabhängig vom Knotentyp dargestellt.

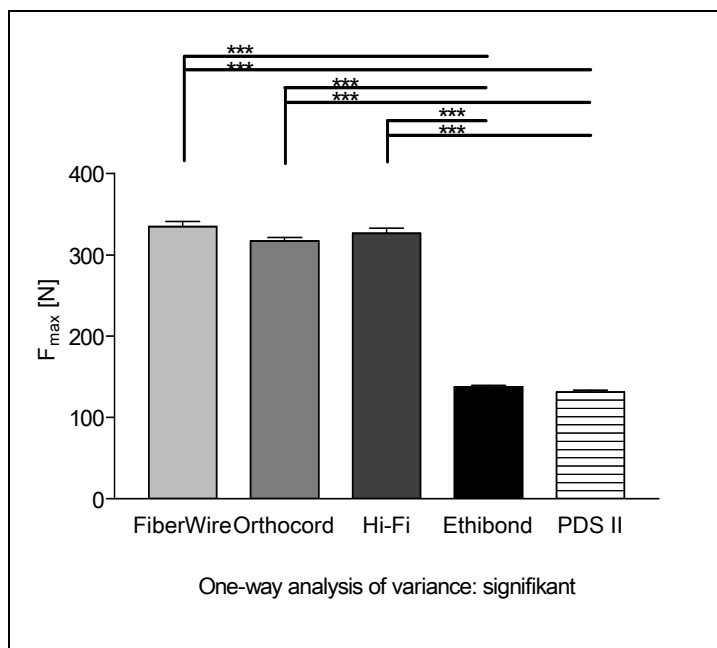


Abb. 24: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp
Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.3.3. Maximale Versagenskräfte der Knoten unabhängig vom Fadenmaterial

Analysiert man die maximale Reißkraft der unterschiedlichen Knoten ohne das verwendete Nahtmaterial zu beachten, so zeigt sich in der ANOVA kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Knotenkonfigurationen. Der Revo Knoten lag mit $257 \pm 108\text{N}$ knapp vor dem Square Knoten mit $256 \pm 100\text{N}$, dicht gefolgt vom Roeder Knoten mit $246 \pm 101\text{N}$ und vom Fisherman Knoten mit $238 \pm 87\text{N}$.

Zur besseren Übersicht sind in Abbildung 25 die Ergebnisse graphisch abgebildet.

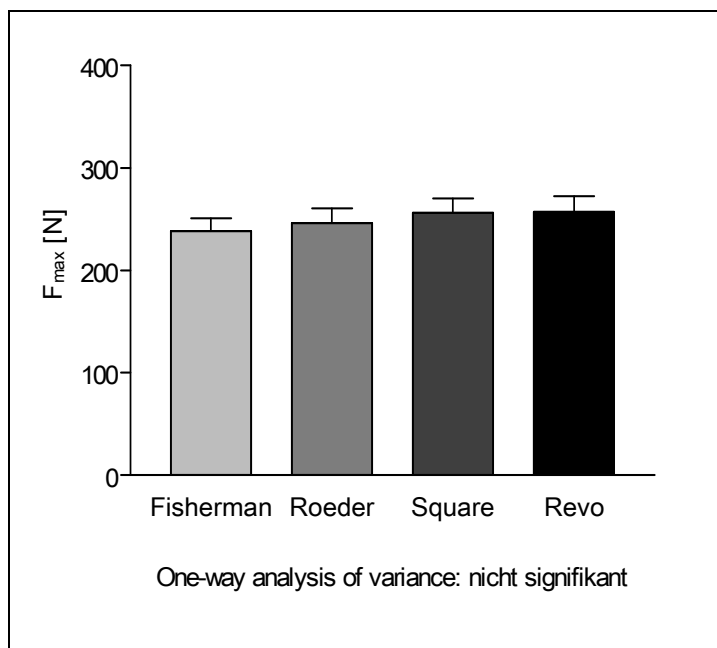


Abb. 25: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial

3.2.4. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N

3.2.4.1. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N in Abhängigkeit von Faden und Knoten

Um die Primärfestigkeit eines Faden-Knoten-Systems beurteilen zu können, wurde dem Displacement nach der ersten Belastung (1. Anzug bei 25N) besondere Beachtung geschenkt. Dieses verteilte sich wie in Tabelle 14 aufgelistet (MW \pm SD).

Faden \ Knoten	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	0,24 \pm 0,04mm	0,29 \pm 0,09mm	0,22 \pm 0,02mm	0,31 \pm 0,06mm
Orthocord	0,39 \pm 0,06mm	0,36 \pm 0,03mm	0,29 \pm 0,02mm	0,49 \pm 0,15mm
Hi-Fi	0,31 \pm 0,08mm	0,29 \pm 0,05mm	0,24 \pm 0,03mm	0,44 \pm 0,09mm
Ethibond	0,29 \pm 0,04mm	0,28 \pm 0,06mm	0,23 \pm 0,03mm	0,40 \pm 0,08mm
PDS II	0,40 \pm 0,06mm	0,43 \pm 0,10mm	0,32 \pm 0,07mm	0,35 \pm 0,11mm

Tab. 14: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“

In Abbildung 26 ist das initiale Displacement in Abhängigkeit von Faden und Knoten graphisch dargestellt.

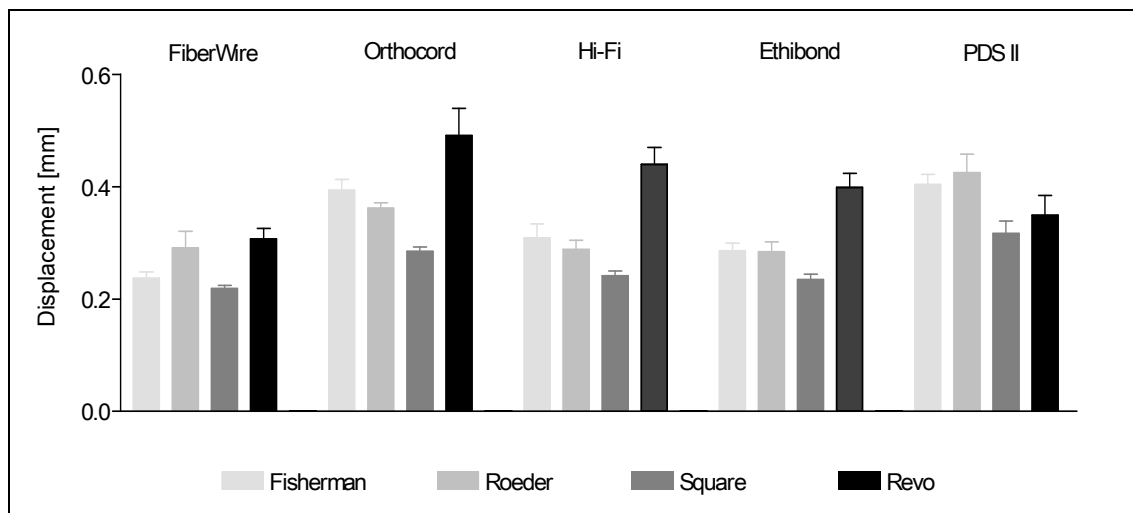


Abb. 26: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“
Signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Säulen sind zur Erleichterung der Übersicht in den Abb. 27 und 28 detailliert dargestellt.

Hinsichtlich der Ergebnisse der verschiedenen Knoten innerhalb eines Fadenmaterials ergibt sich folgendes Bild: Von den vier Knotenkonfigurationen erzielte der Square Knoten mit 0,22 bis 0,32mm bei Verwendung aller Nahtmaterialien das geringste initiale Displacement. Ihm folgten in Kombination mit dem FiberWire-Faden der Fisherman Knoten mit $0,24 \pm 0,04$ mm und der Roeder Knoten mit $0,29 \pm 0,09$ mm. Im Falle der Fäden Orthocord, Hi-Fi und Ethibond schnitt der Roeder Knoten mit 0,28 bis 0,36mm besser ab als der Fisherman Knoten mit 0,29 bis 0,39mm. Kam der PDS II-Faden zur Anwendung, erzielte der Revo Knoten das zweitbeste Ergebnis vor dem Fisherman und dem Roeder Knoten. In den anderen Fällen war der Revo Knoten in Bezug auf die Primärfestigkeit stets unterlegen.

In der ANOVA mit anschließendem Bonferroni's Multiple Comparison Test konnten für alle Nahtmaterialien mit Ausnahme des PDS II-Fadens statistisch signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Knotentypen festgestellt werden.

Die nächste Abbildung verdeutlicht diesen Sachverhalt (Abb. 27).

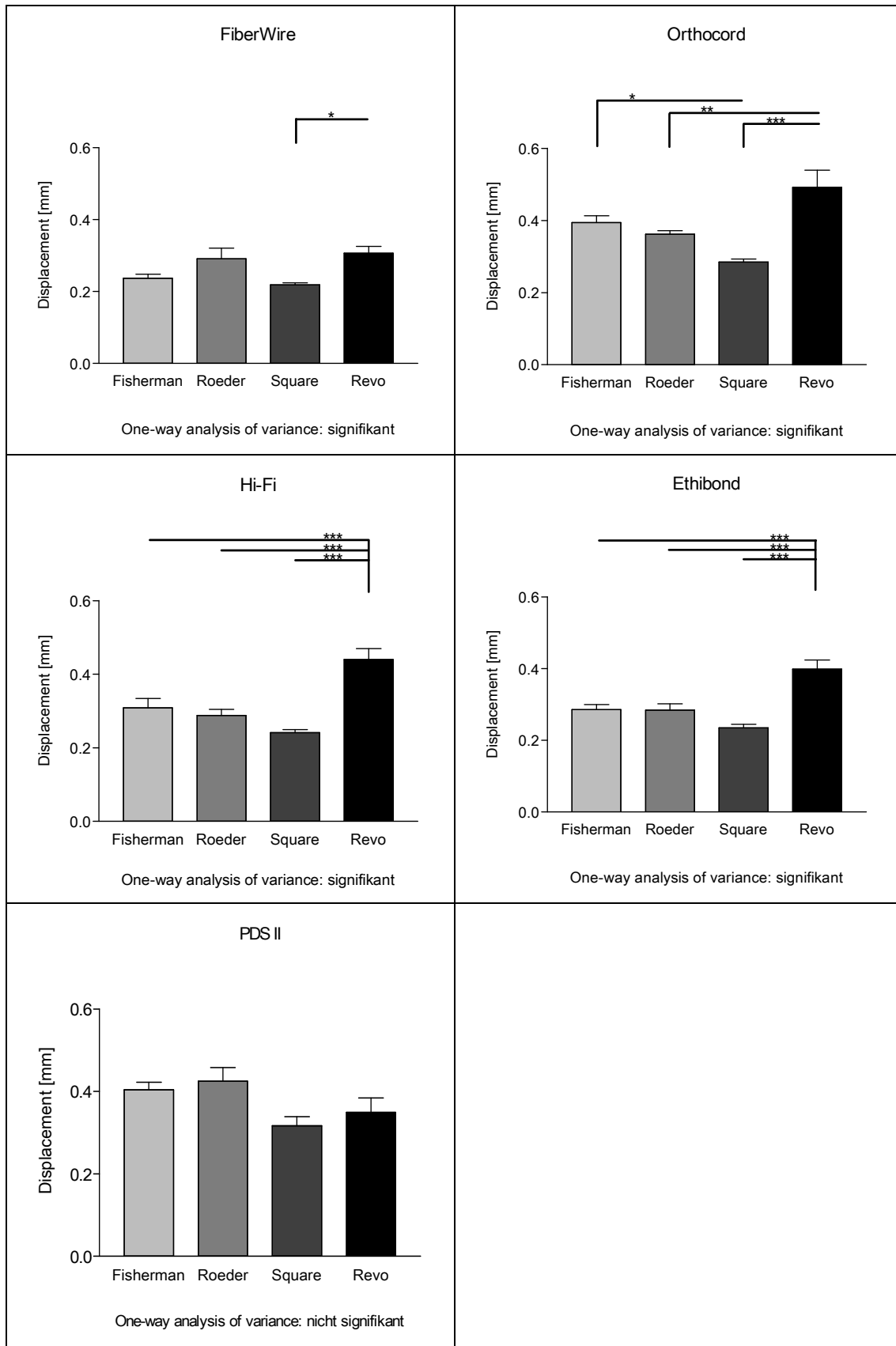


Abb. 27: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“:
Darstellung der Fadenmaterialien

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

Betrachtet man die Ergebnisse der Nahtmaterialien unter Verwendung der unterschiedlichen Knotenkonfigurationen, findet sich folgende Verteilung: Bei Einsatz des Fisherman und des Square Knotens erzielte der FiberWire-Faden mit $0,24 \pm 0,04\text{mm}$ bzw. $0,22 \pm 0,02\text{mm}$ die besten Ergebnisse, gefolgt vom Ethibond-Faden mit $0,29 \pm 0,09\text{mm}$ bzw. $0,23 \pm 0,03\text{mm}$ und vom Hi-Fi-Faden mit $0,31 \pm 0,08\text{mm}$ bzw. $0,24 \pm 0,03\text{mm}$. Kam der Roeder Knoten zur Anwendung, schnitt der Ethibond-Faden mit $0,28 \pm 0,06\text{mm}$ am besten ab. Ihm folgten der FiberWire- und der Hi-Fi-Faden mit $0,29 \pm 0,09\text{mm}$ bzw. $0,29 \pm 0,05\text{mm}$. Bei Verwendung des Revo Knoten erreichte wiederum der FiberWire-Faden mit $0,31 \pm 0,06\text{mm}$ das geringste Displacement vor dem PDS II- und dem Ethibond-Faden mit $0,35 \pm 0,11\text{mm}$ bzw. $0,40 \pm 0,08\text{mm}$.

Die statistische Analyse ergab für alle Knotentypen einen signifikanten Unterschied zwischen den einzelnen Nahtmaterialien.

Analog zu den Ergebnissen des klinischen Versagens und der maximalen Versagenskräfte war zu beobachten, dass die diversen Fadenmaterialien innerhalb jedes Knotentyps signifikant differierten. Diesmal waren die Unterschiede aber keineswegs nur zwischen den UHMWPE- und den Ethibond-/PDS-Fäden zu verzeichnen. Der Ethibond-Faden lag im Gegensatz zu den vorherigen Ergebnissen im Vergleich immer unter den besten drei Nahtmaterialien.

Die Ergebnisse sind in Abbildung 28 dargestellt.

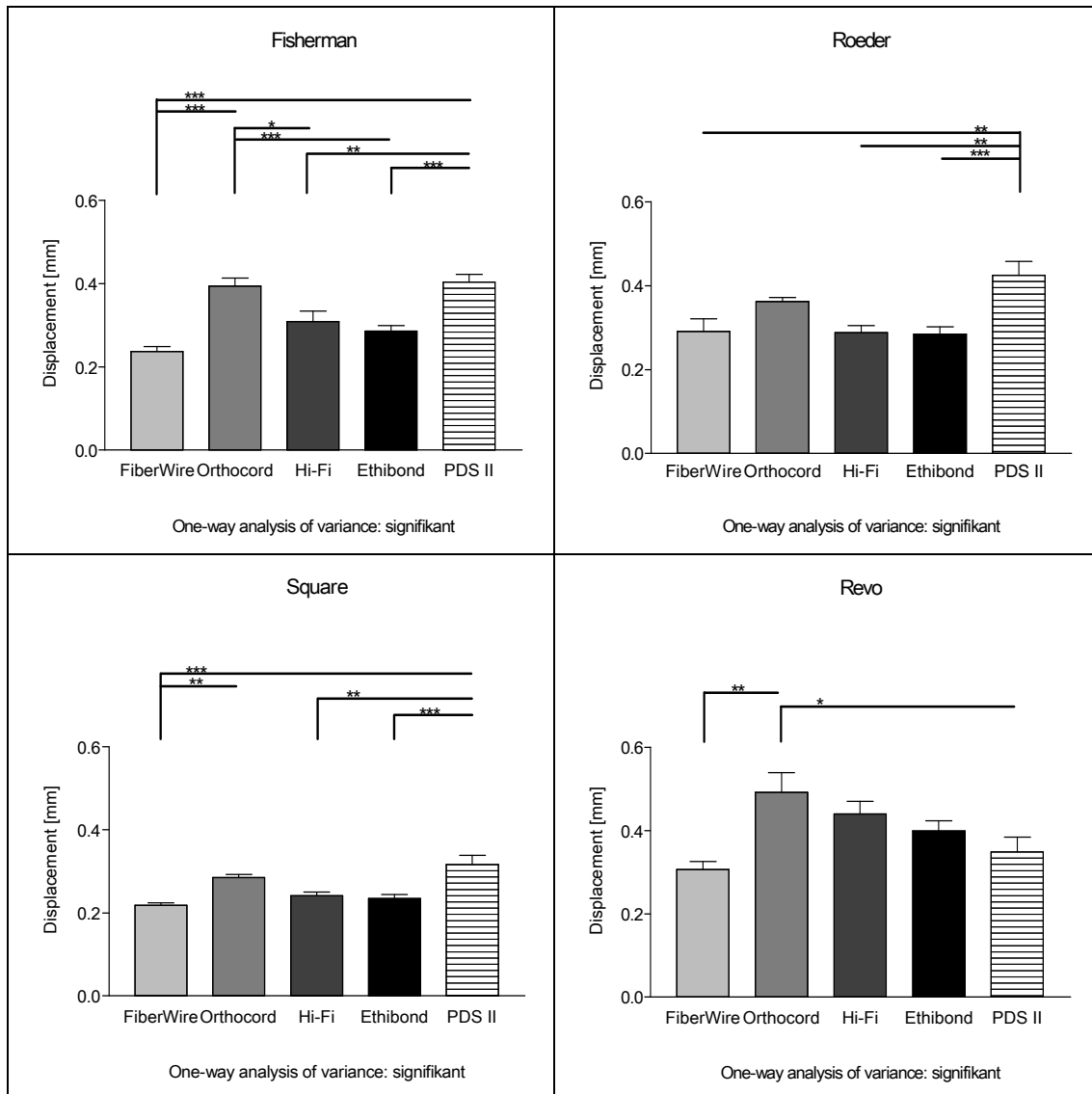


Abb. 28: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“:
Darstellung der Knotenkonfigurationen

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.4.2. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Knotentyp

Analysiert man das initiale Displacement ohne den verwendeten Knotentyp zu berücksichtigen, so zeigten sich in der ANOVA signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Nahtmaterialien. Der FiberWire-Faden lag mit $0,26 \pm 0,07\text{mm}$ vor dem Ethibond-Faden mit $0,30 \pm 0,08\text{mm}$, dicht gefolgt vom Hi-Fi-Faden mit $0,32 \pm 0,10\text{mm}$. Eine erheblich geringere Primärfestigkeit wiesen die Fäden PDS II und Orthocord mit $0,37 \pm 0,09$ bzw. $0,38 \pm 0,11\text{mm}$ auf. Der anschließende Bonferroni's Multiple Comparison Test bestätigte, dass der FiberWire- und der Ethibond-Faden ein signifikant geringeres initiales Displacement aufwiesen als der Orthocord- und der PDS II-Faden.

In Abbildung 29 ist das Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Knotentyp dargestellt.

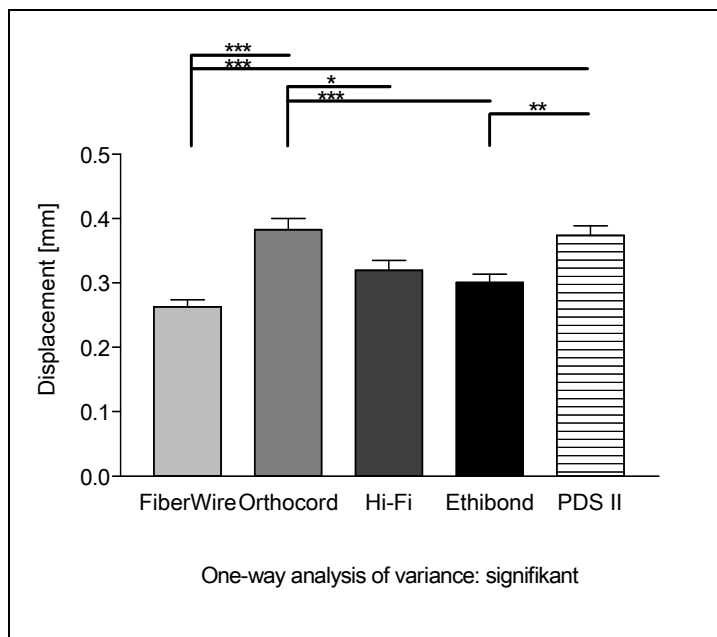


Abb. 29: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.2.4.3. Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Fadenmaterial

Bezüglich der Ergebnisse des Displacements nach dem 1. Anzug bei 25N ergab sich bei Betrachtung unabhängig von der Wahl des Fadenmaterials folgendes Bild: Der Square Knoten lag mit $0,26 \pm 0,05\text{mm}$ vor den beiden sliding Knoten Fisherman und Roeder mit $0,33\text{mm} \pm 0,08\text{mm}$ bzw. $0,33 \pm 0,09\text{mm}$. Das im Vergleich größte initiale Displacement wies der Revo Knoten mit $0,40 \pm 0,12\text{mm}$ auf. Bei der statistischen Analyse der Ergebnisse ließ sich in der ANOVA ein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Knotentypen errechnen. Im nachfolgenden Bonferroni's Multiple Comparison Test fanden sich Signifikanzen zwischen dem Square Knoten und den Knotenkonfigurationen Fisherman, Roeder bzw. Revo. Weiterhin waren signifikante Unterschiede zwischen dem Revo Knoten und dem Fisherman bzw. Roeder Knoten zu beobachten.

Abbildung 30 zeigt das Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N unabhängig vom Fadenmaterial.

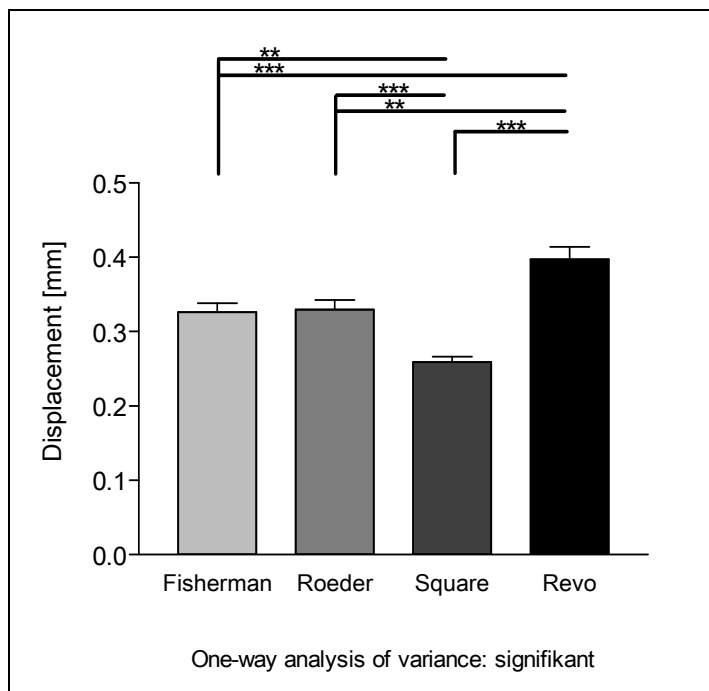


Abb. 30: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial

Unpaired t test: $p < 0,05$: *, $p < 0,01$: **, $p < 0,001$: ***

3.3. Vergleich der Versuchsgruppen “feucht/3min“ versus “feucht/24h“

3.3.1. Versagensmechanismen

In der Versuchsgruppe “feucht/3min“ wurden 186 Fadenrisse und 14 Knotenfehler dokumentiert, während in der “feucht/24h“-Gruppe 190 Fadenrisse und 10 Knotenfehler auftraten (Tab. 15). Dieser Unterschied zwischen den Gruppen war statistisch nicht signifikant (Fisher’s exact Test; zweiseitig).

	Fadenriss	Knotenfehler	Gesamt
feucht/3min	186	14	200
feucht/24h	190	10	200
Gesamt	376	24	400

Tab. 15: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h

Tabelle 16 und Abbildung 31 zeigen die Versagensmechanismen der einzelnen Faden-Knoten-Kombinationen für die Zeitpunkte “feucht/3min“ und “feucht/24h“.

Faden	Knoten Zeitpunkt	Fisherman		Roeder		Square		Revo	
		Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler	Riss	Knotenfehler
FiberWire	feucht/3min	8	2	10	0	10	0	10	0
	feucht/24h	10	0						
Orthocord	feucht/3min	6	4	10	0	10	0	10	0
	feucht/24h	7	3						
Hi-Fi	feucht/3min	2	8	10	0	10	0	10	0
	feucht/24h	3	7						
Ethibond	feucht/3min	10	0	10	0	10	0	10	0
	feucht/24h								
PDS II	feucht/3min	10	0	10	0	10	0	10	0
	feucht/24h								

Tab. 16: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h

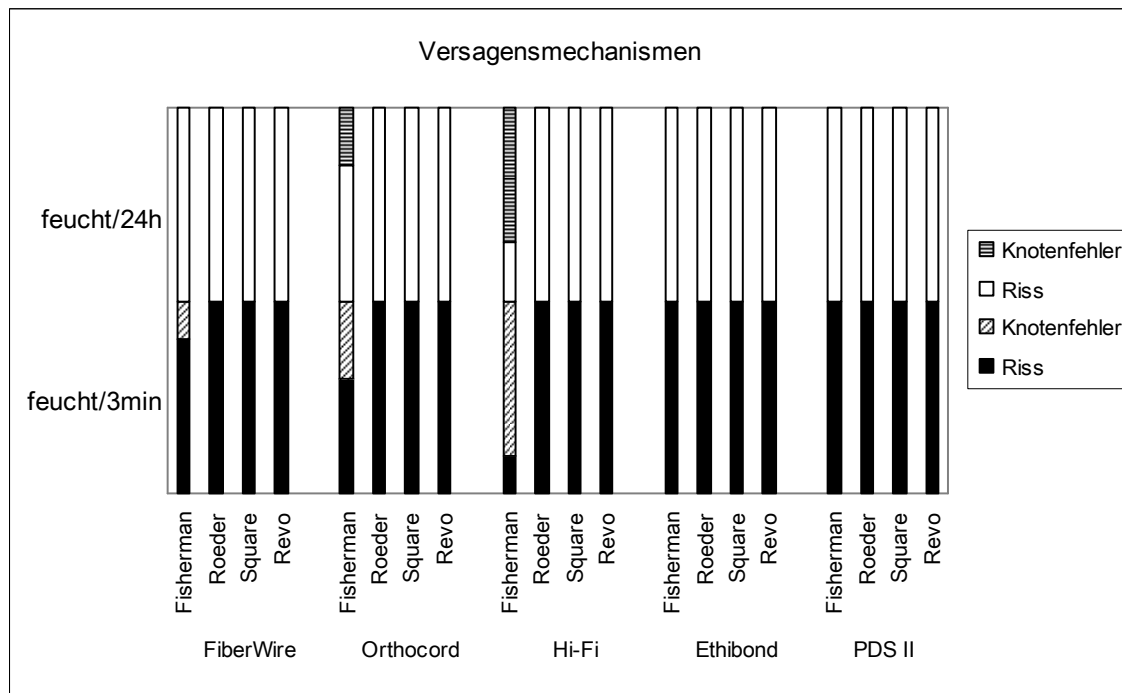


Abb. 31: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h

Vergleicht man die Ergebnisse der beiden Versuchsgruppen miteinander, so kommt man zu folgendem Schluss: Die Ergebnisse der Versuchsgruppe „feucht/24h“ entsprachen den Resultaten zum Zeitpunkt „feucht/3min“ mit drei Ausnahmen: Knotenfehler traten nach Einlegen der Fäden für 24h in Medium lediglich bei den Orthocord- und Hi-Fi-Fäden bei Einsatz des Fisherman Knotens auf. Der FiberWire-Faden riss nun ebenso wie die Fäden Ethibond und PDS II zu 100%. Für die Hi-Fi-Fisherman-Kombination wurden nach 24h nur noch 70% und für die Orthocord-Fisherman-Kombination bloß 30% Knotenfehler dokumentiert.

3.3.2. Klinisches Versagen

Die Zugkräfte bei Erreichen des klinischen Versagens reichten in der "feucht/3min"-Gruppe von 100N bis 200N und in der Versuchsgruppe "feucht/24h" von 75N bis 200N.

Im Anschluss sind in Tabelle 17 die Ergebnisse der "feucht/24h"-Gruppe einzeln aufgeführt (MW \pm SD). Die Resultate der "feucht/3min"-Gruppe sind der Tabelle 12 in Kapitel 3.2.2.1. zu entnehmen.

Knoten Faden	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	153 \pm 18N	155 \pm 11N	200N	195 \pm 11N
Orthocord	120 \pm 11N	140 \pm 27N	195 \pm 16N	120 \pm 33N
Hi-Fi	113 \pm 13N	130 \pm 20N	193 \pm 12N	135 \pm 38N
Ethibond	113 \pm 13N	120 \pm 11N	138 \pm 13N	120 \pm 16N
PDS II	108 \pm 12N	115 \pm 13N	133 \pm 17N	118 \pm 12N

Tab. 17: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/24h“

Analysiert man die Zugkräfte bis das Displacement der Fadenschlaufe den Grenzwert von 3mm übertrifft, so werden nur geringfügige Unterschiede zwischen den beiden Testgruppen deutlich. Diese Beobachtungen konnten mittels des unpaired t tests belegt werden: Es ließ sich bezüglich des klinischen Versagens keine Signifikanz zwischen den Zeitpunkten "feucht/3min" und "feucht/24h" errechnen.

3.3.3. Maximale Versagenskräfte

Die maximalen Versagenskräfte der einzelnen Faden-Knoten-Systeme lagen in der Versuchsgruppe "feucht/3min" im Bereich von 100N bis 404N und in der "feucht/24h"-Gruppe zwischen 100N und 421N.

Da die Ergebnisse der maximalen Versagenskräfte der Versuchsgruppe "feucht/3min" bereits oben (Tab. 13 in Kapitel 3.2.3.1.) detailliert aufgelistet wurden, sind im Folgenden lediglich die Werte der "feucht/24h"-Gruppe dargestellt (MW \pm SD) (Tab. 18).

Faden \ Knoten	Sliding Knoten		Non-sliding Knoten	
	Fisherman	Roeder	Square	Revo
FiberWire	357 \pm 28N	350 \pm 27N	341 \pm 17N	363 \pm 20N
Orthocord	281 \pm 60N	318 \pm 14N	329 \pm 19N	346 \pm 12N
Hi-Fi	291 \pm 30N	314 \pm 12N	344 \pm 12N	348 \pm 13N
Ethibond	154 \pm 11N	128 \pm 8N	143 \pm 12N	135 \pm 12N
PDS II	141 \pm 20N	117 \pm 12N	135 \pm 13N	127 \pm 9N

Tab. 18: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/24h“

Vergleicht man die Ergebnisse beider Versuchsgruppen bezüglich der maximalen Reißfestigkeit miteinander, so ergibt sich folgendes Bild: Die Unterschiede zwischen den einzelnen Faden-Knoten-Kombinationen im feuchten Zustand und nach Aufbewahrung für 24h im Brutschrank waren zumeist statistisch nicht signifikant. Eine Ausnahme davon bildeten nur die FiberWire-Square-, die Orthocord-Revo- und die Hi-Fi-Square-Kombinationen. Die ersten beiden Kombinationen erzielten in der "feucht/24h"-Gruppe signifikant höhere Werte als in der feuchten Versuchsgruppe (unpaired t test, $p < 0,05$ bzw. $p < 0,01$). Letztere lag in der "feucht/24h"-Gruppe deutlich unter den Höchstwerten der "feucht/3min"-Gruppe ($p < 0,05$).

3.4. Zusammenfassung der wichtigsten Testergebnisse der vorliegenden Studie

- Im feuchten Milieu zeigten sich insgesamt weniger Knotenfehler, signifikant höhere Zugkräfte bei Erreichen des klinischen Versagens, ein geringeres Displacement sowie für die UHMWPE-Fäden höhere maximale Versagenskräfte als bei trockenen Versuchsbedingungen.
- Knotenfehler traten in der feucht/3min-Gruppe lediglich bei den UHMWPE-Fäden und nur bei Verwendung des sliding Knotens Fisherman auf.
- Die notwendige Kraft bei Erreichen des klinischen Versagens (3mm) zeigte sowohl eine signifikante Abhängigkeit vom verwendeten Nahtmaterial als auch vom verwendeten Knotentyp. Es wurde eine deutliche Prävalenz der UHMWPE-Fäden sowie eine Überlegenheit des non-sliding Square Knotens dokumentiert.
- Hinsichtlich der maximalen Versagenskraft hat die Wahl eines UHMWPE-Fadens einen signifikanten Einfluss, wohingegen dies nicht für die Verwendung eines bestimmten Knotentyps gefunden werden konnte.
- Bezüglich der Primärfestigkeit der Fadenschlaufe konnte eine signifikante Abhängigkeit vom verwendeten Nahtmaterial sowie Knotentyp festgestellt werden. Dabei schnitten die FiberWire- und Ethibond-Fäden am besten ab, die Orthocord- und PDS II-Fäden waren zumeist unterlegen. Der Square Knoten erzielte im feuchten Milieu das geringste, der Revo Knoten das größte initiale Displacement.
- Der Vergleich der Versuchsgruppen „feucht/3min“ und „feucht/24h“ ergab keine grundsätzlichen Unterschiede. Die Resultate beider Zeitpunkte waren hinsichtlich Versagensmechanismus, klinischem Versagen und maximaler Reißfestigkeit vergleichbar.

4. Diskussion

4.1. Einleitung

Die Entwicklung neuer Nahtmaterialien und Fadenanker hält weiterhin an. Gleichzeitig wächst aber auch der Anspruch auf eine höhere Leistungsfähigkeit der diversen Materialien. Insbesondere die Auswahl eines geeigneten Verankerungssystems zur Versorgung einer RM-Läsion bleibt ein wichtiges Thema in der Schulterchirurgie. In der klinischen Situation muss der Chirurg selektieren, welche Art von Nahtmaterial und welcher Knotentyp für seine spezielle Anwendung am besten geeignet sind. Um beispielsweise eine RMR zu rekonstruieren, muss die Länge und Festigkeit der Fadenschleife nach der Operation konstant bleiben, da eine Längung oder gar eine lose Fadenschleife einen Verlust der Gewebsadaptation zur Folge hätte. Für den Chirurgen ist es daher wichtig, ein Nahtmaterial und einen Knotentyp auszuwählen, die hohe Reißfestigkeit, geringe Längenänderung und minimales Knotenrutschen aufweisen.

Diverse Studien belegen, dass geläufige Nahtmaterialien wie monofile Fäden, welche aus Polydioxanon (PDS) hergestellt werden, auch bei niedrigen Zugkräften eine hohe Tendenz zum Rutschen und zur Längenänderung zeigen.^{128, 133-135, 137, 142, 146, 150, 151, 157, 158} Folglich bleibt der Bedarf an alternativen Nahtmaterialien für die rekonstruktive Schulterchirurgie nach wie vor bestehen. Des Weiteren wird die experimentelle Schulterchirurgie stets mit der Frage konfrontiert, welchen Einfluss die Testumgebung auf die Studienergebnisse nimmt. Diverse Studien unterscheiden sich deutlich in ihrem Versuchsprotokoll (siehe Kapitel 1.2.7.3.3.), denn zum Teil werden die biomechanischen Testungen im trockenen und zum Teil im feuchten Milieu durchgeführt.

Im Hinblick darauf, einige Aspekte dieser Problematiken zu klären, war es das Ziel der vorliegenden Untersuchung, fünf verschiedene Nahtmaterialien (FiberWire, Orthocord, Hi-Fi, Ethibond und PDS II) und vier unterschiedliche Knotenkonfigurationen (Fisherman, Roeder, Square und Revo Knoten) bezüglich Versagensmechanismus, Displacement und Reißfestigkeit zu vergleichen. Ein besonderes Augenmerk wurde dabei auf den Vergleich der verschiedenen Testbedingungen gelegt.

4.2. Einmalige Zugbelastung versus zyklische Zugbelastung

Eine Vielzahl experimenteller Studien wurde durchgeführt, um die Einflussfaktoren zu untersuchen, die einen Misserfolg nach einer RM-Rekonstruktion bedingen. Diese Gesichtspunkte erlangten große Aufmerksamkeit, da eine hohe Rate an Residualdefekten nach operativer RM-Rekonstruktion zu beobachten war.¹⁵⁴ Liu und Baker berichteten, dass 50% ihrer RM-Reparaturen in der postoperativen Arthrographie persistierende Manschettendefekte aufwiesen.¹⁵⁹ Daher ist es das Ziel, die modernen Testverfahren für Nahtmaterialien und Fadenanker möglichst genau den physiologischen Gegebenheiten in vivo anzupassen, um gute Langzeitergebnisse zu erlangen.

Frühere Untersuchungen beurteilten oftmals das Leistungsvermögen eines Faden-Knoten-Systems mittels eines einmaligen linearen Zugversuchs. Diese Form von Belastung ist jedoch nicht physiologisch, da eine Schädigung der RM-Rekonstruktion nicht ausschließlich durch eine maximale Überbelastung eintritt. Eine frühzeitige postoperative Rehabilitation nach einer Schulteroperation hat üblicherweise zur Folge, dass die Rekonstruktion unzähligen Zyklen ausgesetzt ist, ehe eine signifikante Gewebeheilung stattfindet. So wird beispielsweise geschätzt, dass sich RM-Reparaturen während der ersten sechs Wochen postoperativ etwa 1000 bis 2000 repetitiven Belastungen unterziehen müssen.^{139, 160} Aus diesem Grund steht heutzutage die zyklische Testung im Vordergrund.¹⁵⁴ Diese simuliert die Stabilität des Verankerungssystems gegenüber submaximaler, repetitiver Belastung.^{161, 162} Die Kraftgrößen und -stufen werden dabei innerhalb physiologischer Grenzen gewählt.¹⁵⁴ Vergleicht man die Ergebnisse hinsichtlich der Versagenskräfte beider Versuchsmodelle, so wurden beim einmaligen linearen Zugversuch meist höhere Kräfte gemessen, die jedoch nicht den Belastungen im physiologischen Kraftniveau entsprechen.

4.3. Einfluss des Milieus auf die Testergebnisse

Die Sicherheit eines Knotens ist eine essentielle Komponente bei der Weichgewebsrekonstruktion.^{139, 141} Abgesehen von der Konfiguration hängt die Knoten-Sicherheit von folgenden Faktoren ab: Reibungskoeffizient, Dehnbarkeit, Eigenschaften bezüglich Handhabung, Löslichkeit und Durchmesser des Nahtmaterials.^{134, 139, 152, 163} Ferner beeinflussen die Anwesenheit von Interstitialflüssigkeit und die Gewebereaktion das Nahtmaterial und somit auch die Knoten-Sicherheit.¹³⁹ Diverse Studien haben gezeigt, dass sich die Sicherheit eines Knotens *in vivo* ändert und dass unterschiedliche Fadenmaterialien und verschiedene Durchmesser des selben Nahtmaterials differenziert auf diese Bedingungen reagieren.^{139, 164-167} Dinsmore hob in seinem Review die Notwendigkeit hervor, die Gegebenheiten *in vivo* zu simulieren, um die Knoten-Sicherheit adäquat beurteilen zu können.¹⁶⁸

Die Hypothese, dass das Milieu einen Einfluss auf das Nahtmaterial und somit auf die Knoten-Sicherheit hat, konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden (siehe 3.1.): Die Ergebnisse variierten, je nachdem ob im trockenen oder feuchten Milieu getestet wurde.

Eine Rolle spielt dabei vermutlich die Feuchtigkeitsaufnahme der Nahtmaterialien. In ergänzenden Versuchen konnte ermittelt werden, dass die UHMWPE-Fäden und hier insbesondere die FiberWire- und Hi-Fi-Fäden prozentual mehr Feuchtigkeit aufnehmen als die Nahtmaterialien Orthocord, Ethibond und PDS II. Durch die Wasseraufnahme kommt es zur Quellung der Fäden, welche vermutlich die Stabilität des Knotens verbessert. Zusätzlich wird das Material im feuchten Zustand geschmeidiger, wodurch sich die Fäden besser kneten lassen.

Hinsichtlich des Versagensmechanismus kam es in der trockenen Versuchsgruppe zu 15% Knotenfehlern, wohingegen die feucht/3min-Gruppe lediglich 7% und die feucht/24h-Gruppe bloß 5% Knotenfehler aufwies. Der Unterschied zwischen den Testgruppen trocken und feucht/3min war statistisch signifikant mit einem $p < 0,05$. Der Vergleich der beiden feuchten Gruppen war allerdings nicht signifikant. Es ist anzumerken, dass für den Ethibond-Faden kein Knotenfehler registriert wurde und dass der PDS II-Faden Knotenfehler

ausschließlich im trockenen Zustand zeigte. Alle Fäden, die im trockenen Zustand Knotenfehler verzeichneten, wiesen im feuchten Zustand wesentlich weniger hiervon auf. Das feuchte Milieu beeinflusst das Nahtmaterial also insofern, dass die Einflussfaktoren wie Reibungskoeffizient, Dehnbarkeit und Eigenschaften bezüglich Handhabung so verändert werden, dass sich dies positiv auf das Risiko des Aufrutschens des Knotens auswirkt.

Vergleicht man die Testgruppen bezüglich des klinischen Versagens, d. h. es addieren sich das Rutschverhalten des Knotens und das Displacement des Nahtmaterials, so ist festzustellen, dass die Zugkraft bei Erreichen des klinischen Versagens bei den getesteten Faden-Knoten-Kombinationen im feuchten Milieu stets größer war als unter trockenen Bedingungen. Diese Unterschiede waren statistisch signifikant ($p < 0,05$). Analysiert man die Resultate der Versuchsgruppen „feucht/3min“ und „feucht/24h“, so werden nur geringfügige Unterschiede deutlich, die statistisch nicht signifikant waren. Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich, entsprechend den Ergebnissen hinsichtlich des Versagensmechanismus, der Einfluss der feuchten Bedingungen positiv auf das Rutschverhalten und das Displacement des Nahtmaterials auswirkte. Die Fadenschlaufen zeigten im Feuchten weniger Tendenz zu rutschen und sich irreversibel zu längen. Die Faden-Knoten-Systeme erreichten somit signifikant höhere Zugkräfte bevor das klinische Versagen eintrat.

Betrachtet man die Ergebnisse in puncto maximale Reißfestigkeit, so finden sich heterogene Resultate. Zum Teil ergaben sich hoch signifikante Unterschiede der Faden-Knoten-Kombinationen im trockenen und im feuchten Zustand ($p < 0,001$). Einige Fadenschlaufen zeigten andererseits keinen statistischen Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Bei den UHMWPE-Fäden war die maximale Versagenskraft im feuchten Milieu immer größer als im trockenen Zustand. Beim Ethibond- und PDS II-Faden fanden sich zum Teil höhere maximale Versagenskräfte im trockenen als im feuchten Zustand. Die Erklärung hierfür liegt in der Tatsache, dass im trockenen Zustand das klinische Versagen bei diesen Fäden deutlich früher, d. h. bei einer niedrigeren Kraftstufe als im feuchten Milieu erreicht wurde. Der sich an die zyklische Testphase anschließende maximale lineare Zugversuch erfolgte in diesen Fällen nach einer geringeren Zyklenzahl als bei den feuchten Fäden. Stellt man die Ergebnisse der

Testgruppen „feucht/3min“ und „feucht/24h“ einander gegenüber, so fällt auf, dass sich die Ergebnisse weitestgehend entsprachen. Der statistische Vergleich war zumeist nicht signifikant.

Des Weiteren fiel beim Vergleich der drei Testgruppen auf, dass sich die Werte für die maximale Versagenskraft und das klinische Versagen innerhalb eines Fadens und eines bestimmten Knotens nicht immer gleich verhielten (Beispiele sind im Kapitel 3.1.3. aufgeführt). Dies führt zu dem Schluss, dass biomechanische Testungen von verschiedenen Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen bezüglich Versagensmechanismus, klinischem Versagen und maximaler Reißfestigkeit ausschließlich im feuchten Milieu durchgeführt werden sollten. Nur so kann eine realistische Umgebung geschaffen werden, die die physiologischen Gegebenheiten und die OP-Situation bestmöglich simuliert.

4.4. Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen der Testgruppe „feucht/3min“

Die Entwicklung neuer Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen zur RM-Rekonstruktion hält weiterhin an. Gleichzeitig wird das Ziel verfolgt, die Reißfestigkeit und die Eigenschaften bezüglich Handhabung zu verbessern. Die Leistungsmerkmale der neuen Materialien sollten jedoch zunächst evaluiert werden, bevor sie in der Klinik eingesetzt werden. Ziel dieser Studie war es zum einen, die neu eingeführten Nahtmaterialien FiberWire, Orthocord und Hi-Fi den gängigen Fadenmaterialien Ethibond und PDS II gegenüberzustellen und zum anderen, die sliding Knoten Fisherman und Roeder sowie den non-sliding Knoten Revo mit dem „Goldstandard“, dem Square Knoten, zu vergleichen.

Neueste Nahtmaterialien bestehen aus Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE): FiberWire ist aus einem UHMWPE-Multifilament-Kern mit einem geflochtenen Polyesterhülle zusammengesetzt. Der ungeflochtene Kern soll der Längenänderung widerstehen, wobei er durch die Polyesterhülle geschützt wird. Der Orthocord-Faden ist eine Kombination aus UHMWPE und Polydioxanon (PDS). Er ist teilresorbierbar und aus einem PDS-Kern sowie einer UHMWPE-Hülle aufgebaut. Diese Zusammenstellung wurde entworfen, um zum einen nach Auflösung des PDS-Kerns einen Faden mit schwächerem Profil zu erhalten, und zum anderen, um die Reißfestigkeit aus der Hülle zu bewahren.¹⁶⁹ Das Hi-Fi-Nahtmaterial ist ein geflochtenes Nahtmaterial, welches gänzlich aus UHMWPE besteht.

Ethibond ist ein geflochtenes und beschichtetes, nicht-resorbierbares Nahtmaterial aus Polyethylenterephthalat. PDS II ist ein synthetischer, resorbierbarer monofiler Faden, der aus dem Polymer Poly-p-dioxanon hergestellt ist. Die Resorption führt zunächst zur Abnahme der Reißkraft und anschließend zu einem Verlust der Masse.

Wie bereits oben beschrieben, wurde in dieser Studie ein zyklischer Testaufbau gewählt, um das Verfahren den physiologischen Bedingungen in vivo anzupassen. Erst im Anschluss an die zyklische Testphase erfolgte bei intakter Fadenschleife ein finaler Zugversuch mit linear ansteigender Kraft. Die fünf

verschiedenen Nahtmaterialien wurden mit allen Knotenkonfigurationen getestet. Folgende Parameter wurden verwendet, um die Leistungsmerkmale der Faden-Knoten-Kombinationen zu beurteilen: (1) Versagensmechanismen, (2) klinisches Versagen, (3) maximale Versagenskräfte und (4) Displacement nach dem 1. Anzug.

4.4.1. Versagensmechanismen

Betrachtet man die Ergebnisse der vorliegenden Studie bezüglich des Versagensmechanismus, so fällt auf, dass Knotenfehler ausschließlich in der Gruppe der UHMWPE-Fäden und nur bei Verwendung des Fisherman Knoten auftraten. Für die Nahtmaterialien Ethibond und PDS II sowie die Knotenkonfigurationen Roeder, Square und Revo wurden keine Knotenfehler dokumentiert, es kam stets durch Fadenriss zum Versagen des Systems. Das Hi-Fi-Nahtmaterial wies die größte Tendenz zum Rutschen auf (80% Knotenfehler). Ihm folgten der Orthocord-Faden mit 40% und der FiberWire-Faden mit 20% Knotenfehlern.

Diese Ergebnisse stimmen mit den Beobachtungen von Abbi et al.¹³¹ überein. Seine Forschungsgruppe wies darauf hin, dass hochreißfestes Nahtmaterial wie FiberWire bei submaximaler Belastung eine größere Tendenz zum Rutschen aufweist als ein Ethibond-Faden. Diese Beobachtungen spiegeln den Einfluss der Oberflächeneigenschaften und des Aufbaus des Nahtmaterials auf den Reibungswiderstand des Knotens wider: Die Reibung zwischen den angrenzenden Oberflächen des Nahtmaterials innerhalb eines Knotens bewahrt den Knoten vor dem Aufrutschen.^{138, 170, 171} Die Reibung nimmt mit der Festigkeit, mit der ein Knoten angezogen wird, und mit der Größe der Kontaktflächen zu.^{151, 170} Ebenso erhöht sich die Friktion durch die Anzahl der Schlaufen¹⁶³ oder einen Wechsel der Richtung der Würfe¹⁷⁰. Des Weiteren wird die Interferenz des Knotens bei alternierenden Stegen („posts“) größer.^{133, 137, 139, 150, 170} Je glatter dagegen die Oberfläche eines Fadens ist, umso weniger Friktion hat sie.^{135, 170} Viele Hersteller beschichten ihre geflochtenen Nahtmaterialien, um den Widerstand im Gewebe zu reduzieren. Dies geht jedoch auf Kosten der Knoten-Sicherheit.^{151, 170}

Eine zunehmende Steifigkeit des Fadens setzt die Stabilität des Knotens herab, da sich der Faden gerade richtet und so den Knoten entwickelt, wodurch die Reibung zwischen den Nahtschenkeln abnimmt.^{128, 170} Wachsende Durchmesser des Fadenmaterials fördern die Steifigkeit und verringern die Knotenstabilität.¹⁷⁰

Wie lassen sich nun die Ergebnisse der Studie mit den angeführten Parametern erklären?

Der Fisherman Knoten weist im Vergleich zu den übrigen Knotenkonfigurationen weniger Friktion zwischen den beiden Nahtschenkeln auf.¹³⁸ Die Anzahl der Würfe ist zu gering, um die fehlenden Richtungswechsel der Würfe auszugleichen. Ebenso beinhaltet der Fisherman Knoten keinen Austausch der Stege („post“). Loutzenheiser et al.^{137, 151} wiesen darauf hin, dass unabhängig von dem verwendeten Nahtmaterial der Austausch der „posts“ den größten Einfluss auf die Sicherheit eines Knotens hat.¹⁷² Lee et al.¹³⁴ konstatierten, dass komplexere sliding Knoten mit mehr interner Friktion besser geeignet sind als der herkömmliche Fisherman Knoten. Auch Kim et al.¹³⁶ und Elkousy et al.¹³⁸ stellten fest, dass der Fisherman Knoten eine sehr hohe Tendenz zum Rutschen aufweist.

Die Fäden Hi-Fi, Orthocord und FiberWire bestehen zum Teil oder gänzlich aus UHMWPE. Dieses Material ist verhältnismäßig starr. Die erhöhte Steifigkeit begünstigt das Aufrutschen des Knotens.¹⁷⁰ Das Hi-Fi Nahtmaterial besteht ausschließlich aus UHMWPE. Dies erklärt seine hohe Tendenz zum Rutschen. Der Orthocord-Faden ist aus einem PDS-Kern und einer UHMWPE-Hülle aufgebaut. Zusätzlich ist er beschichtet, was die Oberflächenreibung deutlich herabsetzt.¹³⁵ Der FiberWire-Faden ist aus einem UHMWPE-Multifilament-Kern mit einem geflochtenen Polyester-mantel zusammengesetzt. Wiederum fördert das UHMWPE die Steifigkeit des Materials und somit das Rutschverhalten des Knotens. Der geflochtene Mantel wirkt dem jedoch entgegen, da dieser die Reibung der benachbarten Oberflächen erhöht. Dies erklärt, warum bei Verwendung des FiberWire-Fadens lediglich 20% Knotenfehler auftraten.

4.4.2. Klinisches Versagen

Wir sind mit anderen Autoren in Übereinstimmung, dass das Aufrutschen des Knotens und das Displacement des Fadens von mindestens 3mm als klinisches Versagen zu werten ist.^{127, 137-140, 142, 144, 145, 147, 148, 150-152, 155, 156, 173-175} Überschreitet nämlich das Displacement des Gesamtsystems Fadenanker, Fadenschlaufe und Sehne einen Schwellenwert, hat dies einen Verlust der Gewebeadaptation zur Folge, was ein Anwachsen der reimplantierten Sehne behindert.^{155, 156} Das Entstehen einer Lücke zwischen den adaptierten Geweben („gap formation“) korreliert auf lange Sicht gesehen negativ mit der maximalen Reißfestigkeit.¹⁷⁶ Barrie et al.¹⁷⁴ kamen zu dem Schluss, dass Rekonstruktionen mit großen Lücken einem erhöhten Rupturrisiko unterliegen und betonten die Notwendigkeit, die „gap formation“ zu minimieren. Sie wiesen nach, dass Rekonstruktionen mit einer Lücke von höchstens 3mm ohne Komplikationen und mit niedrigem Rupturrisiko heilen.

Die Testergebnisse der vorliegenden Studie zeigen, dass bei Untersuchung der einzelnen Knotenkonfigurationen hinsichtlich des klinischen Versagens der Square Knoten mit Werten bis zu 200N die besten Resultate erzielte. In Kombination mit allen Fadenmaterialien erreichte dieser signifikant höhere Kraftstufen als der Fisherman und der Roeder Knoten mit bis zu 145N bzw. 158N. Die Ergebnisse sind darauf zurückzuführen, dass bei Anwendung des Square Knotens die interne Friktion optimiert ist.¹³⁸ Die Knoten-Sicherheit wird durch einen Austausch der Stege, einen Richtungswechsel der einzelnen Schlaufen des Knotens sowie einen minimalen Durchhang zwischen den Würfeln des Knotens verbessert.^{126, 141} Die sliding Knoten Fisherman und Roeder wiesen im Gegensatz dazu nur wenig Knoten-Sicherheit auf. Dies hat ein erhebliches Displacement schon bei niedrigen Kraftstufen zur Folge.

Vernachlässigt man das verwendete Nahtmaterial bei der Auswertung der Ergebnisse, ist außerdem Folgendes zu beobachten: Der Fisherman Knoten erlangte bei Erreichen des klinischen Versagens signifikant niedrigere Zugkräfte als alle übrigen Knotenkonfigurationen. Er weist aufgrund seiner Konfiguration weniger interne Interferenz auf. Die Konsequenz hiervon ist, dass sich der Faden längt und der Knoten leichter aufrutscht. Die Grenze des klinischen

Versagens wird daher früher erreicht. Die Knoten-Sicherheit des Fisherman Knotens ist somit gering.

Vergleicht man die diversen Nahtmaterialien bezüglich des klinischen Versagens miteinander, so findet sich eine deutliche Prävalenz der UHMWPE-Fäden. Sie waren den Ethibond- und PDS II-Fäden stets signifikant überlegen. Für alle Knotentypen waren statistische Unterschiede zwischen dem FiberWire- und dem Ethibond- bzw. PDS II-Faden nachzuweisen. Die Dominanz der UHMWPE-Fäden erklärt sich durch deren Materialzusammensetzung. Die UHMWPE-Fäden sind reißfester sowie steifer und bedingen hierdurch ein geringeres Displacement des Nahtmaterials.^{125, 169, 177} Sie erhöhen infolgedessen die Knoten-Sicherheit der einzelnen Konfigurationen. Andererseits neigt das resorbierbare monofile Nahtmaterial PDS II, auch wenn es leichter durch das Gewebe gleitet als geflochtenes Nahtmaterial, aufgrund seiner hohen Elastizität dazu sich enorm zu dehnen.^{128, 134, 135, 137, 146, 157} Nach Loutzenheiser et al.¹⁵¹ weist PDS II-Fadenmaterial ein erhebliches Displacement auf sobald niedrige zyklische Belastungen appliziert werden. Dies stellt ein erhöhtes Fehlerrisiko für die rekonstruierten Gewebe während der Rehabilitationsphase dar.

Zusammenfassend ergibt sich folgendes Bild: Eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst maßgeblich das Vermögen einen festsitzenden, sicheren Knoten herzustellen: die Knotenkonfiguration, das verwendete Nahtmaterial sowie deren Materialeigenschaften wie Reißfestigkeit, Elastizität oder Beschichtung. Außerdem spielen die applizierte Zugkraft beim Festziehen des Knotens und die Fähigkeiten des Operateurs^{178, 179} eine entscheidende Rolle. Daher sollte es das Ziel jedes Schulterchirurgen sein, die genannten Parameter immer in die Auswahl der geeigneten Operationstechnik und des verwendeten Materials mit einzubeziehen.

4.4.3. Maximale Versagenskräfte

Das Ziel einer erfolgreichen RM-Rekonstruktion ist die sichere Fixation von Gewebe, um eine adäquate Heilung zu ermöglichen und um einer Belastung bei frühzeitiger Mobilisierung des Gelenks zu widerstehen. Daher ist die Verwendung von reißfestem und gut gleitendem Nahtmaterial eine wichtige Voraussetzung für einen sicheren und festsitzenden Knoten. Bis vor einigen Jahren waren Fadenrisse auch bei korrekter Knotentechnik oftmals nicht zu vermeiden und führten zu schlechteren Operationsergebnissen. Mit dem Einsatz der neuen reißfesten Fadengeneration hat sich das Problem des Fadenrisses deutlich reduziert.¹³²

Die maximale Versagenskraft definierten wir als die maximal erreichte Zugkraft der Fadenschleife bevor es zu einem Fadenriss oder zu einem Aufrutschen des Knotens kam.

Bei der Analyse der unterschiedlichen Knotenkonfigurationen war festzustellen, dass bei Verwendung der UHMWPE-Fäden die non-sliding Knoten besser abschnitten und andererseits bei den Ethibond- bzw. PDS II-Fäden die sliding Knoten höhere Maximalwerte erzielten (siehe 3.2.3.1.). Weiterhin war zu beobachten, dass die Unterschiede zwischen den Knotentypen nur teilweise statistisch signifikant waren.

Betrachtet man die maximale Reißkraft der diversen Knoten ohne das Nahtmaterial mit einzubeziehen, so zeigt sich in der statistischen Analyse kein signifikanter Unterschied zwischen den einzelnen Knotenkonfigurationen. Der Revo Knoten lag mit $257 \pm 108\text{N}$ knapp vor dem Square Knoten mit $256 \pm 100\text{N}$. Diese Auswertung erweckt den Eindruck, dass die Wahl des Nahtmaterials einen größeren Einfluss auf das Testergebnis hat als die Knotenkonfiguration. Diese Beobachtung wurde bereits von Elkousy et al.^{138, 141} beschrieben.

Vergleicht man die Ergebnisse der einzelnen Nahtmaterialien bezüglich der maximalen Reißfestigkeit miteinander, so erreichte bei den sliding Knoten der FiberWire-Faden mit $337 \pm 42\text{N}$ die besten Resultate und bei den non-sliding Knoten lag das Hi-Fi-Nahtmaterial mit $358 \pm 20\text{N}$ vorne. Erheblich weniger belastbar waren die Ethibond- und PDS II-Fäden mit maximal $148 \pm 8\text{N}$. Mit dem Bonferroni's Multiple Comparison Test ließen sich Signifikanzen zwischen

den UHMWPE-Fäden und den Ethibond- bzw. PDS II-Fäden errechnen (siehe 3.2.3.1.). Die höhere Reißfestigkeit der UHMWPE-Fäden gegenüber den geflochtenen Polyesterfäden wie Ethibond oder gegenüber den monofilen Polydioxanon-Fäden wie PDS II erklärt sich durch deren Materialzusammensetzung: Wie bereits in Kapitel 4.4. näher beschrieben, bestehen neueste Nahtmaterialien aus Polyethylen mit ultrahohem Molekulargewicht (UHMWPE). Der FiberWire-Faden enthält einen UHMWPE-Multifilament-Kern, der Orthocord-Faden besitzt einen PDS-Kern sowie eine UHMWPE-Hülle und das Hi-Fi-Nahtmaterial setzt sich gänzlich aus hochreißfestem UHMWPE zusammen. Diese Komposition ist für die Dominanz der UHMWPE-Fäden gegenüber Ethibond und PDS II verantwortlich.

Die Ergebnisse stimmen mit den Beobachtungen früherer Studien überein:

Barber et al.¹⁷⁷ stellten in ihrem Update fest, dass die Reißfestigkeit eines FiberWire-Fadens mit USP #2 der eines Ethibond-Fadens mit USP #5 entspricht. Lo et al.¹²⁶ betonten gleichermaßen die Überlegenheit des FiberWire-Fadens gegenüber dem Ethibond-Faden: Die Materialeigenschaften des FiberWire erhöhen die Knoten-Sicherheit und führen mittels strafferer Fadenschlaufen zu höheren Maximalkräften. Laut Herstellerangaben gleicht die Reißfestigkeit des Orthocord-Fadens der des stärkeren Ethibond-Fadens (USP #5). Nach vollständiger Resorption des PDS-Kerns soll die Reißfestigkeit der UHMWPE-Hülle noch der eines Ethibond-Fadens (USP #2) entsprechen und somit für ausreichend Stabilität sorgen.

Vernachlässigt man den verwendeten Knotentyp bei der Beurteilung der Nahtmaterialien, so findet sich ebenso eine eindeutige Überlegenheit der UHMWPE-Fäden. Dabei schnitt der FiberWire-Faden mit $335 \pm 40\text{N}$ vor dem Hi-Fi- und dem Orthocord-Nahtmaterial am besten ab. Die Ethibond- und PDS II-Fäden lagen mit Werten unter 138N weit zurück. Diese Ergebnisse veranschaulichen recht deutlich den signifikanten Unterschied zwischen den UHMWPE-Fäden einerseits und den Ethibond- bzw. PDS II-Fäden andererseits, welcher durch den Bonferroni's Multiple Comparison Test bestätigt wurde ($p < 0,001$).

4.4.4. Displacement nach dem 1. Anzug

Während des chirurgischen Eingriffs ist der Operateur gefordert, straff sitzende Knoten zu knüpfen, um eine sichere Gewebefixation zu erzielen. Mit Hilfe der „Schlaufen-Sicherheit“ sollte dieses Leistungsmerkmal näher beschrieben werden. Die Bedeutung der Schlaufen-Sicherheit wird dadurch offensichtlich, dass eine unzureichende Schlaufen-Sicherheit in Form einer losen Fadenschleife wirkungslos gegenüber der Adaptation der zu rekonstruierenden Gewebe ist.^{135, 144}

Von den vier Knotentypen erzielte der Square Knoten bei Verwendung aller Nahtmaterialien das geringste initiale Displacement und damit die größte Schlaufen-Sicherheit. Der Revo Knoten war mit Ausnahme des PDS II-Fadens in Bezug auf die Primärfestigkeit stets unterlegen. Mit der ANOVA ließen sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Knotentypen errechnen ($p < 0,05$). Die Ergebnisse gehen vermutlich aus der Konfiguration der Knoten hervor, welche maßgeblich die Haftreibung des Knotens und somit auch die Schlaufen-Sicherheit beeinflusst. Wir notierten während der Versuche folgenden Mechanismus, der ein Displacement der Fadenschleife mit verursacht: Wenn die Konfiguration des Knotens keinen Mechanismus zur Sicherung des Knotens vorsieht, längt sich die Fadenschleife solange bis sich der Knoten festzieht und dessen Knoten-Sicherheit einer Belastung von 25N widerstehen kann.¹²⁵ Der Square Knoten weist eine hohe statische Reibung auf, sodass das initiale Displacement sehr gering ist. Der Revo Knoten besitzt im Gegensatz dazu eine niedrige Haftreibung und in der Summe einen größeren Durchhang zwischen den einzelnen Würfeln, bedingt durch die Vielzahl der Würfe. So lässt sich das schlechte Abschneiden des Revo Knotens erklären. Die Rutschknoten Fisherman und Roeder lagen hinsichtlich dieser Eigenschaften zwischen den beiden non-sliding Knoten.

Analysiert man die diversen Nahtmaterialien, so schnitt bei Einsatz des Fisherman, Square und Revo Knotens der FiberWire-Faden am besten ab. Kam der Roeder Knoten zur Anwendung, erzielte der Ethibond-Faden die besten Ergebnisse. Signifikanzen waren zwischen allen Nahtmaterialien zu finden ($p < 0,05$). Hervorzuheben ist an dieser Stelle, dass die Unterschiede zwischen den Nahtmaterialien keineswegs ausschließlich zwischen den UHMWPE- und

den Ethibond-/PDS-Fäden festzustellen waren. Der Ethibond-Faden war vielmehr immer unter den besten drei Fadentypen. Deutlich wird bei der Untersuchung unabhängig vom Knotentyp zusätzlich folgender Sachverhalt: Die Fäden Orthocord und PDS II wiesen im Vergleich stets eine erheblich niedrigere Primärfestigkeit auf, was auf deren Materialzusammensetzung, d. h. die PDS-Komponente, zurückzuführen ist.¹²⁸ Eine große Rolle spielt dabei die hohe Elastizität des Poly-p-dioxanon. Der Bonferroni's Multiple Comparison Test bestätigte, dass der FiberWire- und Ethibond-Faden ein signifikant geringeres initiales Displacement aufwiesen als der Orthocord- und der PDS II-Faden. Auch Lee et al.¹³⁴ stellten heraus, dass der Ethibond-Faden eine deutlich höhere initiale Steifigkeit zeigte als das PDS II-Nahtmaterial. Diese Steifigkeit schützt die adaptierten Gewebekanten besser vor einer frühen postoperativen Separation. Gemäß Loutzenheiser et al.¹³⁷ besteht die Möglichkeit, dass sich ein PDS II-Faden um bis zu 30% seiner Länge dehnt, was trotz intakter Fadenschlaufe ohne Fadenriss und Knotenfehler einen Verlust der Gewebeadaptation nach sich ziehen kann.

4.5. Schwächstes Glied in der Kette:

Sehne – Nahtmaterial – Anker – Knochen?

Eine erfolgreiche Rekonstruktion von Weichgewebe ist nicht nur von der Reißfestigkeit des Nahtmaterials und der Stabilität des Fadenankers abhängig, vielmehr spielen hierbei die Qualität und Reißfestigkeit der Sehne und des Weichgewebes, das Ausmaß des Schadens im Gelenk sowie die Integrität des Knotens eine wesentliche Rolle. Ebenso sollten postoperative Rehabilitationsmaßnahmen genauestens überwacht werden, denn ein voreiliges aktives Bewegen einer Sehnenrekonstruktion kann einen Misserfolg herbeiführen.¹⁷⁷ Bereits 25 zyklische Belastungen auf physiologischem Kraftniveau können dazu führen, dass der Faden durch den Knochen schneidet oder die Sehne zerreißt.¹⁷⁷ Prinzipiell kann ein Misserfolg der Sehnen-Knochen-Rekonstruktion im Knochen, an Fadenanker, Nahtmaterial oder Sehne auftreten. Das schwächste Glied in der Kette ist allerdings die Grenzfläche zwischen Sehne und Nahtmaterial.^{93, 109, 177, 180-182} Gerade bei zyklischer Belastung ist das biologische Versagen von Sehne und Knochen wahrscheinlicher als ein Materialversagen von Fadenanker und Nahtmaterial.^{126, 150, 153, 154} Letzteres tritt eher bei einem Sturz oder einer plötzlichen, reflexiven Armbewegung auf, die die rekonstruierte Muskel-Sehnen-Einheit der RM zu einer schnellen und maximalen Kontraktion veranlassen würde.¹⁵⁰

Möchte man die in der vorliegenden Studie erhobenen Parameter in den Komplex der RM-Rekonstruktion einordnen, so kommt man zu dem Schluss, dass die maximalen Reißkräfte der UHMWPE-Fäden eine geringere Rolle für das Versagen des Gesamtsystems spielen als die Knoten-Sicherheit bzw. das Displacement. Aufgrund der schon beschriebenen Problematik, dass die Grenzfläche zwischen Sehne und Nahtmaterial das schwächste Glied der Kette ist, erscheint es nicht sinnvoll, die primäre Festigkeit der verwendeten Nahtmaterialien immer weiter zu erhöhen. Vielmehr ist es indiziert, sich dem Problem des initialen Displacements zu widmen, um einen frühen Verlust der Gewebeadaptation zu vermeiden. Durch das Entstehen eines inkompletten Sehnen-Knochen-Kontaktes wäre ein Anwachsen der reimplantierten Sehne

nicht mehr gewährleistet. Des Weiteren wird durch die Verwendung von immer reißfesteren Fäden möglicherweise die Durchblutungssituation der Sehne verschlechtert, was wiederum zu einer Gefahr für das Auftreten einer Reruptur führt.

4.6. Abrasive Beanspruchung der Nahtmaterialien

Obwohl die Reißfestigkeit der meisten gebräuchlichen Materialien wie Ethibond oder PDS II ausreichend hoch sein sollte, um den erwarteten Kräften in vivo standzuhalten¹²⁵, bleibt der Fadenriss als Versagensmechanismus sowohl klinisch als auch experimentell weit verbreitet. Eine mögliche Erklärung für diese Unstimmigkeit ist die abrasive Beanspruchung (mit partiellem Faserverlust) des Nahtmaterials während der Operation, welche die initiale Reißfestigkeit des Fadens herabsetzt. Die Abnutzung des Nahtmaterials entsteht hauptsächlich während des Knotens.¹²⁵ Sie kann jedoch auch auftreten, wenn der Faden (1) durch das Ankeröhr gleitet, wenn er (2) am Knochen reibt oder sie entsteht (3) am Knoten direkt.¹²⁵ Daher dürfte eine Verschleißminderung mittels verbesserten Nahtmaterials möglicherweise die Ergebnisse von RM-Rekonstruktionen verbessern. Schließlich sollte auch der Einfluss von Feuchtigkeit auf die Abrasion des Fadens berücksichtigt werden: In einer feuchten Umgebung kann die abrasive Beanspruchung durch den Schmiereffekt und die Wärmeabgabe minimiert werden. Im nassen Milieu verbesserte sich so bei Verwendung des Ethibond-Fadens (USP #2) die Anzahl der möglichen Zyklen bis zum Versagen des Systems auf das vierfache im Vergleich zu trockenen Bedingungen.¹²⁵ Damit wird wiederum die Erfordernis feuchter Testbedingungen bei der Untersuchung von chirurgischem Nahtmaterial deutlich.

5. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit stellt eine experimentelle Studie dar, die verschiedene Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen zur Therapie der Rotatorenmanschettenruptur vergleicht. Die Faden-Knoten-Systeme wurden gemäß einem Protokoll untersucht, welches eine Gegenüberstellung der diversen Testbedingungen ermöglichte: Jede Faden-Knoten-Kombination wurde im trockenen, im feucht/3min- und im feucht/24h-Zustand geprüft. Fünf Fadenmaterialien wurden mit allen Knotenkonfigurationen an einer elektromechanischen Zugmaschine getestet. Wir wählten für die Studie einen zyklischen Versuchsaufbau mit stufenweise ansteigender Kraft, um die physiologischen Bedingungen zu simulieren. Nach Abschluss der zyklischen Testphase erfolgte bei intakter Fadenschleife ein finaler Zugversuch mit linear ansteigender Kraft. Zur Beurteilung der Leistungsmerkmale der Fadenschleifen wurden der Versagensmechanismus, das klinische Versagen ab 3mm Displacement, die maximalen Versagenskräfte sowie das initiale Displacement ausgewertet.

Folgende Schlüsse lassen sich aus den ermittelten Resultaten ziehen:

- Biomechanische Testungen von Nahtmaterialien und Knotenkonfigurationen sollten ausschließlich im feuchten Milieu durchgeführt werden, da sich Einflussfaktoren wie Reibungskoeffizient, Dehnbarkeit und Eigenschaften bezüglich Handhabung insofern verändern, dass die Ergebnisse unter trockenen und feuchten Bedingungen differieren. Weiterhin verhielten sich die Werte für die maximale Versagenskraft und das klinische Versagen innerhalb eines Fadens und eines bestimmten Knotens nicht immer gleich. Daher erscheint eine Testung im feuchten Milieu, analog der klinischen, intraoperativen Situation, zwingend erforderlich.
- Der Vergleich der Zeitpunkte „feucht/3min“ und „feucht/24h“ ergab keine wesentlichen Unterschiede. Die Fadenschleifen erzielten in beiden Gruppen vergleichbare Resultate hinsichtlich Versagensmechanismus, klinischem Versagen und maximaler Reißfestigkeit.

- Die Versagensmechanismen der feucht/3min-Gruppe variierten in Abhängigkeit des verwendeten Nahtmaterials und Knotentyps. Erreichte das Fadenmaterial seine Belastungsgrenzen, so kam es durch Fadenriss zum Versagen des Systems, war die Schwachstelle im Knoten selbst zu suchen, kam es zum Knotenfehler. Letztere traten ausschließlich bei den UHMWPE-Fäden, dabei insbesondere beim Hi-Fi-Faden, und nur bei Einsatz des Fisherman Knotens auf.
- Die ermittelte Kraft bei Erreichen des klinischen Versagens zeigte unter feuchten Bedingungen sowohl eine signifikante Abhängigkeit vom verwendeten Nahtmaterial als auch vom verwendeten Knotentyp. Dabei erzielte der Square Knoten die besten Resultate. Die sliding Knoten Roeder und Fisherman wiesen im Gegensatz dazu weniger Knoten-Sicherheit auf. Sie ließen schon im unteren Kraftniveau ein erhebliches Displacement erkennen. Beim Vergleich der Nahtmaterialien findet sich eine deutliche Prävalenz der UHMWPE-Fäden. Bei Verwendung aller Knotentypen waren sie den Ethibond- und PDS II-Fäden signifikant überlegen. Der FiberWire-Faden erreichte insgesamt die besten Ergebnisse.
- Für die Stabilität einer Rotatorenmanschettennaht ist ebenso die Reißfestigkeit der Fadenschlaufe von Bedeutung. Die Wahl des Nahtmaterials nimmt dabei größeren Einfluss auf die maximale Zugkraft als die Knotenkonfiguration. Unabhängig von den verwendeten Knotentypen schnitten die UHMWPE-Fäden in der feucht/3min-Gruppe insgesamt signifikant besser ab als die Ethibond- bzw. PDS II-Fäden. Innerhalb der UHMWPE-Fäden konnten beim Fiberwire-Faden keine signifikanten Unterschiede in der maximalen Versagenskraft zwischen den Knotentypen gefunden werden. Für die Nahtmaterialien Orthocord und Hi-Fi zeigten sich signifikanten Unterschiede in Abhängigkeit des verwendeten Knotens.

- Wesentlichen Einfluss auf die Stabilität einer Rotatorenmanschettennaht nimmt die Primärfestigkeit der Fadenschlaufe. Beim Vergleich der diversen Knotentypen erzielte der Square Knoten im feuchten Milieu das geringste initiale Displacement. Der Revo Knoten war zumeist unterlegen. Bezüglich der verschiedenen Nahtmaterialien schnitten der FiberWire- und der Ethibond-Faden am besten ab. Die Orthocord- und PDS II-Fäden wiesen eine erheblich niedrigere Primärfestigkeit auf, was auf die Elastizität der PDS-Komponente zurückzuführen ist.
- Eine erfolgreiche Rekonstruktion ist nicht nur von der Reißfestigkeit des Nahtmaterials und der Integrität des Knotens abhängig, vielmehr spielen die Qualität von Sehne und Knochen eine zentrale Rolle. Die Grenzfläche zwischen Sehne und Nahtmaterial stellt diesbezüglich das schwächste Glied dar, sodass die maximalen Zugkräfte der Nahtmaterialien an Bedeutung verlieren.

6. Literaturverzeichnis

1. Benninghoff A, Goerttler K. *Allgemeine Anatomie und Bewegungsapparat*. in *Lehrbuch der Anatomie des Menschen in drei Bänden*. Vol. 1. München, Wien, Baltimore. Urban & Schwarzenberg, 1980.
2. Benninghoff A, Goerttler K. *Eingeweide*. in *Lehrbuch der Anatomie des Menschen in drei Bänden*. Vol. 2. München, Wien, Baltimore. Urban & Schwarzenberg, 1979.
3. Benninghoff A, Goerttler K. *Nervensystem, Haut und Sinnesorgane*. in *Lehrbuch der Anatomie des Menschen in drei Bänden*. Vol. 3. München, Wien, Baltimore. Urban & Schwarzenberg, 1979.
4. Gohlke F. *Biomechanik der Schulter*. *Orthopäde* 2000; 29(10):834-844.
5. Lanz T, Wachsmuth W. *Praktische Anatomie*. Arm. Berlin, Göttingen, Heidelberg. Springer, 1959.
6. Balsler G. *Ergebnisse nach operativ versorgten Rotatorenmanschettenrupturen unter besonderer Berücksichtigung des höheren Lebensalters*. Giessen. VVB Lauferweiler Verlag, 2007.
7. Rowe CR. *Prognosis in dislocations of the shoulder*. *J Bone Joint Surg Am* 1956; 38-A(5):957-977.
8. Resch H. *Die vordere Instabilität des Schultergelenks*. *H Unfallheilkd* 1989; 202:116.
9. Schiebler T, Schmidt W, Zilles K. *Anatomie*. Berlin, Heidelberg, New York. Springer Verlag, 1999.
10. Fukuda H. *The management of partial-thickness tears of the rotator cuff*. *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85(1):3-11.
11. 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(8):1224-1230.
12. Smith JG. *Pathological appearance of seven cases of injury of the shoulder-joints with remarks*. *London M Gaz* 1834; 14:280-285.
13. Jössel G. *Lehrbuch der Chirurgie. Band 1*. Cochen, Bonn, 1884.
14. Bardenheuer B. *Die Verletzungen der oberen Extremitäten*. *Reihe Dtsch Chir* 1886; 63:418.
15. Müller W. *Über habituelle Schulterluxationen*. Vortrag XXVII. Chirurgenkongress zu Berlin, 1898.

16. Perthes G. *Über Operationen bei habituellen Schulterluxationen.* Dtsch Z Chir 1906; 85:199-227.
17. Gohlke F, Hedtmann A, Eds. *Schulter: das Standardwerk für Klinik und Praxis.* Orthopädie und Orthopädische Chirurgie. Stuttgart, New York. Georg Thieme Verlag, 2002.
18. Codman EA. *Complete rupture of the supraspinatus tendon. Operative treatment with report of two successful cases.* Boston Med Surg J 1911; 164:708-710.
19. Frick H, Leonhardt H, Starck D. *Allgemeine Anatomie. Spezielle Anatomie I.* Stuttgart, New York. Georg Thieme Verlag, 1992.
20. Netter FH. *Atlas der Anatomie des Menschen.* Stuttgart, New York. Georg Thieme Verlag, 1997.
21. Schiebler T, Korf HW. *Anatomie.* Steinkopff Verlag, 2007.
22. Pfuhl W. *Das anatomische Nebengelenk des Schultergelenks.* Gegenbaurs morph Jb 1933; 73:300-346.
23. Morag Y, Jacobson JA, Shields G, et al. *MR arthrography of rotator interval, long head of the biceps brachii, and biceps pulley of the shoulder.* Radiology 2005; 235(1):21-30.
24. Krief OP. *MRI of the rotator interval capsule.* AJR Am J Roentgenol 2005; 184(5):1490-1494.
25. Jobe CM, Iannotti JP. *Limits imposed on glenohumeral motion by joint geometry.* J Shoulder Elbow Surg 1995; 4(4):281-285.
26. Moll KJ, Moll M. *Kurzlehrbuch Anatomie.* München, Jena. Urban & Fischer, 2000.
27. Hille E, Roggenland G. *Der subacromiale Raum – experimentelle Studie – Biomechanik der kranken und gesunden Schulter.* Stuttgart. Thieme Verlag, 1985.
28. Tillmann B. *Biomechanik der Schulter und der periartikulären Gewebe.* in *Periartikuläre Schultererkrankungen.* Reichelt A, ed. ML-Verlag, 1984.
29. Saha AK. *Recurrent dislocation of the shoulder. Physiopathology and operative corrections.* New York. Thieme, 1981.
30. Platzer W. *Taschenatlas der Anatomie. Band 1: Bewegungsapparat.* Stuttgart, New York. Georg Thieme Verlag, 1999.
31. Ringelberg JA. *EMG and force production of some human shoulder muscles during isometric abduction.* J Biomech 1985; 18(12):939-947.

32. Kronberg M, Broström LA, Nemeth G. *EMG-Studies of shoulder muscles in subjects with stable or unstable humeroscapular joint.* in *The shoulder. Proceedings Third Int Conf Surg Soulder.* Takahishi N, ed. Tokyo. Professional Postgraduate Service, 1987:55-59.
33. Perry J. *Biomechanics of the shoulder.* in *The shoulder.* Rowe CR, ed. New York, Edinburgh, London, Melbourne. Churchill Livingstone, 1988:1-15.
34. Rickert M, Georgousis H, Witzel U. *Die native Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus beim Menschen. Eine biomechanische Untersuchung.* Unfallchirurg 1998; 101(4):265-270.
35. Reichelt A. *Operative Orthopädie.* in *Praxis der Orthopädie, Band II.* Wirth CJ, ed. Stuttgart. Thieme, 2001.
36. McConville OR, Iannotti JP. *Partial-thickness tears of the rotator cuff: evaluation and management.* J Am Acad Orthop Surg 1999; 7(1):32-43.
37. Watson EM, Sonnabend DH. *Outcome of rotator cuff repair.* J Shoulder Elbow Surg 2002; 11(3):201-211.
38. Mau H, Breusch S. *Schultergelenk.* in *Klinikleitfaden Orthopädie.* Breusch S, Mau H, Sabo D, eds. München, Jena. Urban & Fischer, 2006:459-488.
39. Uthoff HK, Loehr JF, Hammond I, Sarkar K. *Ätiologie und Pathogenese von Rupturen der Rotatorenmanschette.* in *Schulter Schmerzen und Rupturen der Rotatorenmanschette.* Helbig B, Blauth W, eds. Vol. 180. Hefte zur Unfallkeilkunde, 1986:3-10.
40. Lehman C, Cuomo F, Kummer FJ, Zuckerman JD. *The incidence of full thickness rotator cuff tears in a large cadaveric population.* Bull Hosp Jt Dis 1995; 54(1):30-31.
41. Tempelhof S, Rupp S, Seil R. *Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders.* J Shoulder Elbow Surg 1999; 8(4):296-299.
42. 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(2):296-298.
43. Gschwend N, Zippel J, Liechti R, Grass S. *Die Therapie der Rotatorenmanschettenruptur an der Schulter.* Arch Orthop Unfallchir 1975; 83(2):129-143.
44. 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(3):259-265.
45. Rickert M, Loew M. *Die traumatische Zerreiung der Rotatorenmanschette beim Jugendlichen - Ein Fallbericht.* Z Orthop Ihre Grenzgeb 2000; 138(4):340-343.

46. 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(1):121-130.
47. Gerber C, Hersche O, Farron A. *Isolated rupture of the subscapularis tendon.* J Bone Joint Surg Am 1996; 78(7):1015-1023.
48. 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(2):97-99.
49. Hawkins RJ, Bell RH, Hawkins RH, Koppert GJ. *Anterior dislocation of the shoulder in the older patient.* Clin Orthop Relat Res 1986(206):192-195.
50. Walch G, Dejour H, Trillat AG. *[Recurrent anterior luxation of the shoulder occurring after the age of 40].* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot 1987; 73(8):609-616.
51. Codman EA. *The Shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* Boston, 1934.
52. Meyer AW. *Chronic functional lesions of the shoulder.* Arch Surg 1937; 35:646-674.
53. Olsson O. *Degenerative changes of the shoulder joint and their connection with shoulder pain; a morphological and clinical investigation with special attention to the cuff and biceps tendon.* Acta Chir Scand Suppl 1953; 181:1-130.
54. Depalma AF. *Surgical Anatomy of the Rotator Cuff and the Natural History of Degenerative Periarthritis.* Surg Clin North Am 1963; 43:1507-1520.
55. Neer CS, 2nd. *Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report.* J Bone Joint Surg Am 1972; 54(1):41-50.
56. Neer CS, 2nd. *Impingement lesions.* Clin Orthop Relat Res 1983(173):70-77.
57. Uthoff HK, Loehr JF, Sarkar K. *The pathogenesis of rotator cuff tears.* in *The shoulder.* Takagishi N, ed. Tokyo. Professional Postgraduate Services, 1987:211-212.
58. Lohr JF, Uthoff HK. *The microvascular pattern of the supraspinatus tendon.* Clin Orthop Relat Res 1990(254):35-38.
59. Moseley HF, Goldie I. *The Arterial Pattern of the Rotator Cuff of the Shoulder.* J Bone Joint Surg Br 1963; 45:780-789.
60. Rothman RH, Parke WW. *The vascular anatomy of the rotator cuff.* Clin Orthop Relat Res 1965; 41:176-186.

61. Rathbun JB, Macnab I. *The microvascular pattern of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Br 1970; 52(3):540-553.
62. Bigliani LU, Ticker JB, Flatow EL, Soslowky LJ, Mow VC. *The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease*. Clin Sports Med 1991; 10(4):823-838.
63. Bigliani LU, Morrison DS, April EW. *Morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears*. Orthop Trans 1986; 10:228.
64. Aoki M, Ishii S, Usui M, Miayno S. *The slope of the acromion and rotator cuff tear: a cadaveric study*. The shoulder 1986:215-219.
65. Zuckerman J, Kummer F, Cuomo F, Simon J, Rosenblom D. *The influence of the coraco-acromial arch anatomy on rotator cuff tears*. J Shoulder Elbow Surg 1992; 1:4-14.
66. Uthhoff HK, Sarkar K. *Anatomie und Pathologie der Rotatorenmanschette*. Orthopäde 1995; 24(6):468-474.
67. Fukuda H, Ogawa K. *The partial thickness of the rotator cuff*. Orthop Trans 1983; 7:137.
68. Loew M, Habermeyer P, Wiedemann E, Rickert M, Gohlke F. *Empfehlungen zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion*. Unfallchirurg 2000; 103(5):417-426.
69. Wiedemann E, Biberthaler P, Hinterwimmer S. *Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte*. Arthroskopie 2004; 17(1):17-26.
70. Gerber C, Fuchs B, Hodler J. *The results of repair of massive tears of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Am 2000; 82(4):505-515.
71. Bateman JE. *The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff*. Surg Clin North Am 1963; 43:1523-1530.
72. Habermeyer P. *Schulterchirurgie*. München, Jena. Urban & Fischer Verlag, 2002.
73. Ellman H, Gartsman GM. *Arthroscopic Shoulder Surgery and related Procedures*. Philadelphia, Baltimore, Hongkong, London, München, Sydney, Tokyo. Lea & Febiger, 1993.
74. Habermeyer P, Lehmann L, Lichtenberg S. *Rotatorenmanschetten-Ruptur: Diagnostik und Therapie*. Orthopäde 2000; 29(3):196-208.
75. Krämer K, Stock M, Winter M. *Klinikleitfaden Orthopädie: Untersuchung, Diagnostik, Therapie, Notfall*. Gustav Fischer Verlag, 1997.
76. Buckup K. *Klinische Tests an Knochen, Gelenken und Muskeln*. Stuttgart. Thieme Verlag, 2005.
77. Rössler H, Rüter W, Steinhagen J. *Orthopädie und Unfallchirurgie*. München. Urban & Fischer, 2005.

78. 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(6):478-480.
79. Masaoka S, Hashizume H, Senda M, Nishida K, Nagoshi M, Inoue H. *Ultrasonographic analysis of shoulder rotator cuff tears.* Acta Med Okayama 1999; 53(2):81-89.
80. Kenn W, Hufnagel P, Muller T, et al. *Arthrography, ultrasound and MRI in rotator cuff lesions: a comparison of methods in partial lesions and small complete ruptures.* Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 2000; 172(3):260-266.
81. Teefey SA, Hasan SA, Middleton WD, Patel M, Wright RW, Yamaguchi K. *Ultrasonography of the rotator cuff. A comparison of ultrasonographic and arthroscopic findings in one hundred consecutive cases.* J Bone Joint Surg Am 2000; 82(4):498-504.
82. Scharf HP, Rüter A. *Orthopädie und Unfallchirurgie: Facharztwissen nach der neuen Weiterbildungsordnung.* Pohlemann T, ed. München. Urban & Fischer Verlag bei Elsevier, 2009.
83. Mäurer J, Ed. *Effiziente Schulterbildgebung: ein Update für den klinischen Alltag.* Stuttgart. Georg Thieme Verlag, 2002.
84. Gohlke F. *Das sonographische Erscheinungsbild der Rotatorenmanschette beim älteren Menschen.* Orthopäde 1993; 22(5):288-293.
85. Snyder SJ. *Evaluation and treatment of the rotator cuff.* Orthop Clin North Am 1993; 24(1):173-192.
86. Reichelt A. *Konservative Orthopädie.* in *Praxis der Orthopädie, Band I.* Wirth CJ, ed. Stuttgart. Thieme, 2001.
87. Farley TE, Neumann CH, Steinbach LS, Jahnke AJ, Petersen SS. *Full-thickness tears of the rotator cuff of the shoulder: diagnosis with MR imaging.* AJR Am J Roentgenol 1992; 158(2):347-351.
88. Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C. *Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging.* J Shoulder Elbow Surg 1999; 8(6):599-605.
89. Herzog RJ. *Magnetic resonance imaging of the shoulder.* Instr Course Lect 1998; 47:3-20.
90. Knudsen HB, Gelineck J, Sojbjerg JO, Olsen BS, Johannsen HV, Sneppen O. *Functional and magnetic resonance imaging evaluation after single-tendon rotator cuff reconstruction.* J Shoulder Elbow Surg 1999; 8(3):242-246.

91. Mantone JK, Burkhead WZ, Jr., Noonan J, Jr. *Nonoperative treatment of rotator cuff tears*. Orthop Clin North Am 2000; 31(2):295-311.
92. Seltzer D, Basamania C, Rockwood C, Jr. *Conservative management of rotator cuff tears*. in *Rotator cuff disorders*. Burkhead W, Jr., ed. Williams and Wilkins, 1996.
93. Smith CD, Alexander S, Hill AM, et al. *A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. J Bone Joint Surg Am 2006; 88(11):2425-2431.
94. Cummins CA, Appleyard RC, Strickland S, Haen PS, Chen S, Murrell GA. *Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure*. Arthroscopy 2005; 21(10):1236-1241.
95. Bassett RW, Cofield RH. *Acute tears of the rotator cuff. The timing of surgical repair*. Clin Orthop Relat Res 1983(175):18-24.
96. Bigliani LU, Cordasco FA, McIlveen SJ, Musso ES. *Operative treatment of failed repairs of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Am 1992; 74(10):1505-1515.
97. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. *Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan*. Clin Orthop Relat Res 1994(304):78-83.
98. 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(1):71-77.
99. Jensen KU. *Diagnostische Arthroskopie der Schulter und Bursa subacromialis*. in *Schulterchirurgie*. Habermeyer P, Schwieberer L, eds. München, Wien, Baltimore. Urban & Schwarzenberg, 1996.
100. Ellman H, Hanker G, Bayer M. *Repair of the rotator cuff. End-result study of factors influencing reconstruction*. J Bone Joint Surg Am 1986; 68(8):1136-1144.
101. Dietz SO, Habermeyer P, Magosch P. *Stand in der Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur*. Zentralbl Chir 2002; 127(3):194-202.
102. Chhabra A, Goradia VK, Francke EI, et al. *In vitro analysis of rotator cuff repairs: a comparison of arthroscopically inserted tacks or anchors with open transosseous repairs*. Arthroscopy 2005; 21(3):323-327.
103. Gazielly D. *Risse der Rotatorenmanschette: Die offene Technik*. in *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie*. Duparc J, ed. München. Urban & Fischer bei Elsevier, 2005.
104. Augereau B, Gazielly DF. *Les ruptures transfixiantes de la coiffe des rotateurs, subscapularis inclus*. Symposium SOFCOT, novembre 1998. Vol. 85. Rev Chir Orthop. 1999.

105. Levy HJ, Uribe JW, Delaney LG. *Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results*. *Arthroscopy* 1990; 6(1):55-60.
106. Baker CL, Liu SH. *Comparison of open and arthroscopically assisted rotator cuff repairs*. *Am J Sports Med* 1995; 23(1):99-104.
107. Schwarz TH, Klingelhöfer J, Giebel G. *Arthroskopie der Schulter. Teil 3*. *CHAZ* 2008; 3:108-113.
108. Youm T, Murray DH, Kubiak EN, Rokito AS, Zuckerman JD. *Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a comparison of clinical outcomes and patient satisfaction*. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14(5):455-459.
109. Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, et al. *Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair*. *Am J Sports Med* 2006; 34(3):407-414.
110. Ma CB, Comerford L, Wilson J, Puttlitz CM. *Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation*. *J Bone Joint Surg Am* 2006; 88(2):403-410.
111. Tuoheti Y, Itoi E, Yamamoto N, et al. *Contact area, contact pressure, and pressure patterns of the tendon-bone interface after rotator cuff repair*. *Am J Sports Med* 2005; 33(12):1869-1874.
112. Charousset C, Grimberg J, Duranthon LD, Bellaiche L, Petrover D. *Can a double-row anchorage technique improve tendon healing in arthroscopic rotator cuff repair?: A prospective, nonrandomized, comparative study of double-row and single-row anchorage techniques with computed tomographic arthrography tendon healing assessment*. *Am J Sports Med* 2007; 35(8):1247-1253.
113. Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG, et al. *Equivalent clinical results of arthroscopic single-row and double-row suture anchor repair for rotator cuff tears: a randomized controlled trial*. *Am J Sports Med* 2007; 35(8):1254-1260.
114. Sugaya H, Maeda K, Matsuki K, Moriishi J. *Functional and structural outcome after arthroscopic full-thickness rotator cuff repair: single-row versus dual-row fixation*. *Arthroscopy* 2005; 21(11):1307-1316.
115. Burkhart SS, Athanasiou KA, Wirth MA. *Margin convergence: a method of reducing strain in massive rotator cuff tears*. *Arthroscopy* 1996; 12(3):335-338.
116. Ellman H. *Arthroscopic treatment of impingement of the shoulder*. *Instr Course Lect* 1989; 38:177-185.
117. Gartsman GM, Khan M, Hammerman SM. *Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff*. *J Bone Joint Surg Am* 1998; 80(6):832-840.

118. Tauro JC. *Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of technique and results at 2- and 3-year follow-up*. *Arthroscopy* 1998; 14(1):45-51.
119. Voigt C, Lill H. *Schulterchirurgie: Supraspinatussehnenrupturen - Wann, was, wie? Strategie, Technik und Ergebnisse*. *Chirurgen Magazin* 2009; 39(3.2009).
120. Burkhart SS, Danaceau SM, Pearce CE, Jr. *Arthroscopic rotator cuff repair: Analysis of results by tear size and by repair technique-margin convergence versus direct tendon-to-bone repair*. *Arthroscopy* 2001; 17(9):905-912.
121. Murray TF, Jr., Lajtai G, Mileski RM, Snyder SJ. *Arthroscopic repair of medium to large full-thickness rotator cuff tears: outcome at 2- to 6-year follow-up*. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11(1):19-24.
122. Wolf EM, Pennington WT, Agrawal V. *Arthroscopic rotator cuff repair: 4- to 10-year results*. *Arthroscopy* 2004; 20(1):5-12.
123. Galatz LM, Ball CM, Teefey SA, Middleton WD, Yamaguchi K. *The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears*. *J Bone Joint Surg Am* 2004;86-A(2):219-224.
124. Harryman DT, 2nd, Mack LA, Wang KY, Jackins SE, Richardson ML, Matsen FA, 3rd. *Repairs of the rotator cuff. Correlation of functional results with integrity of the cuff*. *J Bone Joint Surg Am* 1991; 73(7):982-989.
125. Lo IK, Burkhart SS, Athanasiou K. *Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture*. *Arthroscopy* 2004; 20(4):407-413.
126. Lo IK, Burkhart SS, Chan KC, Athanasiou K. *Arthroscopic knots: determining the optimal balance of loop security and knot security*. *Arthroscopy* 2004; 20(5):489-502.
127. Mahar AT, Moezzi DM, Serra-Hsu F, Pedowitz RA. *Comparison and performance characteristics of 3 different knots when tied with 2 suture materials used for shoulder arthroscopy*. *Arthroscopy* 2006; 22(6):614 e611-612.
128. Yamagami N, Mori R, Yotsumoto T, Hatanaka H, Takao M, Uchio Y. *Biomechanical differences resulting from the combination of suture materials and repair techniques*. *J Orthop Sci* 2006; 11(6):614-619.
129. Komatsu F, Mori R, Uchio Y. *Optimum surgical suture material and methods to obtain high tensile strength at knots: problems of conventional knots and the reinforcement effect of adhesive agent*. *J Orthop Sci* 2006; 11(1):70-74.
130. Brunner UH, Ed. *Spezialgebiete aus der Schulter- und Ellenbogenchirurgie 2. Die Bedeutung der Kombination von Knoten und Fadenmaterial für die Festigkeit von arthroskopischen Knoten*. Darmstadt. Steinkopff Verlag, 2007.

131. Abbi G, Espinoza L, Odell T, Mahar A, Pedowitz R. *Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip.* Arthroscopy 2006; 22(1):38-43.
132. Agneskirchner JD, Lobenhoffer P. *Arthroskopische Knotentechnik bei der Rotatorenmanschettenrekonstruktion.* Arthroskopie 2007; 20:22-32.
133. Chan KC, Burkhart SS, Thiagarajan P, Goh JC. *Optimization of stacked half-hitch knots for arthroscopic surgery.* Arthroscopy 2001; 17(7):752-759.
134. Lee TQ, Matsuura PA, Fogolin RP, Lin AC, Kim D, McMahon PJ. *Arthroscopic suture tying: A comparison of knot types and suture materials.* Arthroscopy 2001; 17(4):348-352.
135. Kim SH, Ha KI, Kim JS. *Significance of the internal locking mechanism for loop security enhancement in the arthroscopic knot.* Arthroscopy 2001; 17(8):850-855.
136. Kim SH, Yoo JC, Wang JH, Choi KW, Bae TS, Lee CY. *Arthroscopic sliding knot: how many additional half-hitches are really needed?* Arthroscopy 2005; 21(4):405-411.
137. Loutzenheiser TD, Harryman DT, 2nd, Yung SW, France MP, Sidles JA. *Optimizing arthroscopic knots.* Arthroscopy 1995; 11(2):199-206.
138. Elkousy H, Hammerman SM, Edwards TB, et al. *The arthroscopic square knot: a biomechanical comparison with open and arthroscopic knots.* Arthroscopy 2006; 22(7):736-741.
139. Ilahi OA, Younas SA, Alexander J, Noble PC. *Cyclic testing of arthroscopic knot security.* Arthroscopy 2004; 20(1):62-68.
140. Lieurance RK, Pflaster DS, Abbott D, Nottage WM. *Failure characteristics of various arthroscopically tied knots.* Clin Orthop Relat Res 2003(408):311-318.
141. Elkousy HA, Sekiya JK, Stabile KJ, McMahon PJ. *A biomechanical comparison of arthroscopic sliding and sliding-locking knots.* Arthroscopy 2005; 21(2):204-210.
142. Mishra DK, Cannon WD, Jr., Lucas DJ, Belzer JP. *Elongation of arthroscopically tied knots.* Am J Sports Med 1997; 25(1):113-117.
143. Harryman DT, 2nd, Ballmer FP, Harris SL, Sidles JA. *Arthroscopic labral repair to the glenoid rim.* Arthroscopy 1994; 10(1):20-30.
144. Burkhart SS, Wirth MA, Simonick M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K. *Loop security as a determinant of tissue fixation security.* Arthroscopy 1998; 14(7):773-776.
145. Richmond JC. *A comparison of ultrasonic suture welding and traditional knot tying.* Am J Sports Med 2001; 29(3):297-299.

146. Nottage WM, Lieurance RK. *Arthroscopic knot typing techniques*. Arthroscopy 1999; 15(5):515-521.
147. Shah MR, Strauss EJ, Kaplan K, Jazrawi L, Rosen J. *Initial loop and knot security of arthroscopic knots using high-strength sutures*. Arthroscopy 2007; 23(8):884-888.
148. Milia MJ, Peindl RD, Connor PM. *Arthroscopic knot tying: the role of instrumentation in achieving knot security*. Arthroscopy 2005; 21(1):69-76.
149. Hassinger SM, Wongworawat MD, Hechanova JW. *Biomechanical characteristics of 10 arthroscopic knots*. Arthroscopy 2006; 22(8):827-832.
150. Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, Salem D, Lanctot D, Athanasiou K. *Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be?* Arthroscopy 2000; 16(2):202-207.
151. Loutzenheiser TD, Harryman DT, 2nd, Ziegler DW, Yung SW. *Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture*. Arthroscopy 1998; 14(1):57-65.
152. Li X, King M, MacDonald P. *Comparative study of knot performance and ease of manipulation of monofilament and braided sutures for arthroscopic applications*. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2004; 12(5):448-452.
153. 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(6):720-724.
154. Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, Athanasiou KA. *Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure*. Arthroscopy 1997; 13(2):172-176.
155. James JD, Wu MM, Batra EK, Rodeheaver GT, Edlich RF. *Technical considerations in manual and instrument tying techniques*. J Emerg Med 1992; 10(4):469-480.
156. Batra EK, Franz DA, Towler MA, et al. *Influence of emergency physician's tying technique on knot security*. J Emerg Med 1992; 10(3):309-316.
157. Chan KC, Burkhart SS. *How to switch posts without rethreading when tying half-hitches*. Arthroscopy 1999; 15(4):444-450.
158. Trimbos JB, Niggebrugge A, Trimbos R, Van Rijssel EJ. *Knotting abilities of a new absorbable monofilament suture: poliglecaprone 25 (Monocryl)*. Eur J Surg 1995; 161(5):319-322.

159. Liu SH, Baker CL. *Arthroscopically assisted rotator cuff repair: correlation of functional results with integrity of the cuff.* Arthroscopy 1994; 10(1):54-60.
160. Wetzler MJ, Bartolozzi AR, Gillespie MJ, et al. *Fatigue properties of suture anchors in anterior shoulder reconstructions: Mitek GII.* Arthroscopy 1996; 12(6):687-693.
161. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U. *Mechanical strength of repairs of the rotator cuff.* J Bone Joint Surg Br 1994; 76(3):371-380.
162. Rickert M, Witzel U, Kolbel R, Georgousis H. *Über die Primärfestigkeit konventioneller und alternativer Nahttechniken der Rotatorenmanschette. Eine biomechanische Untersuchung.* Unfallchirurg 2002; 105:23-30.
163. Ivy JJ, Unger JB, Hurt J, Mukherjee D. *The effect of number of throws on knot security with nonidentical sliding knots.* Am J Obstet Gynecol 2004; 191(5):1618-1620.
164. Herrmann JB. *Tensile strength and knot security of surgical suture materials.* Am Surg 1971; 37(4):209-217.
165. Babetty Z, Sumer A, Altintas S, Erguney S, Goksel S. *Changes in knot-holding capacity of sliding knots in vivo and tissue reaction.* Arch Surg 1998; 133(7):727-734.
166. Tera H, Aberg C. *Tensile strengths of twelve types of knot employed in surgery, using different suture materials.* Acta Chir Scand 1976; 142(1):1-7.
167. Tera H, Aberg C. *The strength of suture knots after one week in vivo.* Acta Chir Scand 1976; 142(4):301-307.
168. Dinsmore RC. *Understanding surgical knot security: a proposal to standardize the literature.* J Am Coll Surg 1995; 180(6):689-699.
169. Barber FA, Herbert MA, Coons DA, Boothby MH. *Sutures and suture anchors--update 2006.* Arthroscopy 2006; 22(10):1063 e1061-1069.
170. Schubert DC, Unger JB, Mukherjee D, Perrone JF. *Mechanical performance of knots using braided and monofilament absorbable sutures.* Am J Obstet Gynecol 2002; 187(6):1438-1442
171. Magilligan DJ, Jr., DeWeese JA. *Knot security and synthetic suture materials.* Am J Surg 1974; 127(3):355-358.
172. Jo CH, Lee JH, Kang SB, et al. *Optimal configuration of arthroscopic sliding knots backed up with multiple half-hitches.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 2008; 16(8):787-793.
173. Trimbos JB, Van Rijssel EJ, Klopper PJ. *Performance of sliding knots in monofilament and multifilament suture material.* Obstet Gynecol 1986; 68(3):425-430.

174. Barrie KA, Tomak SL, Cholewicki J, Wolfe SW. *The role of multiple strands and locking sutures on gap formation of flexor tendon repairs during cyclical loading.* J Hand Surg [Am] 2000; 25(4):714-720.
175. Gelberman RH, Manske PR, Akeson WH, Woo SL, Lundborg G, Amiel D. *Flexor tendon repair.* J Orthop Res 1986; 4(1):119-128.
176. Gelberman RH, Boyer MI, Brodt MD, Winters SC, Silva MJ. *The effect of gap formation at the repair site on the strength and excursion of intrasynovial flexor tendons. An experimental study on the early stages of tendon-healing in dogs.* J Bone Joint Surg Am 1999; 81(7):975-982.
177. Barber FA, Herbert MA, Richards DP. *Sutures and suture anchors: update 2003.* Arthroscopy 2003; 19(9):985-990.
178. Holibka R, Kalina R, Pach M, Ruzickova K. *Arthroscopic treatment of ruptures of the rotator cuff.* Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub 2005; 149(2):277-280.
179. Hughes PJ, Hagan RP, Fisher AC, Holt EM, Frostick SP. *The kinematics and kinetics of slipknots for arthroscopic Bankart repair.* Am J Sports Med 2001; 29(6):738-745.
180. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA. *Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair.* Am J Sports Med 2005; 33(12):1861-1868.
181. Nho SJ, Yadav H, Pensak M, Dodson CC, Good CR, MacGillivray JD. *Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair.* Arthroscopy 2007; 23(1):94-102, 102 e101.
182. Scheibel MT, Habermeyer P. *A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors.* Arthroscopy 2003; 19(3):330-333.

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schultergelenkspfanne und Rotatorenmanschette (Ansicht von lateral) ²⁰	3
Abb. 2: Sektoreneinteilung nach Habermeyer ⁷²	12
Abb. 3: Fisherman Knoten (modifiziert nach ¹⁴⁶)	30
Abb. 4: Roeder Knoten (modifiziert nach ¹⁴⁶)	31
Abb. 5: Square Knoten (modifiziert nach ¹⁴⁶)	32
Abb. 6: Revo Knoten (modifiziert nach ¹⁴⁶)	32
Abb. 7: Versuchsaufbau	35
Abb. 8: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min	40
Abb. 9: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: FiberWire-Roeder-Kombination	45
Abb. 10: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination	45
Abb. 11: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Orthocord-Roeder-Kombination	45
Abb. 12: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Ethibond-Roeder-Kombination	45
Abb. 13: Vergleich der Maximalkräfte der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination	46
Abb. 14: Vergleich des klinischen Versagens der Zeitpunkte trocken und feucht/3min: Hi-Fi-Roeder-Kombination	46
Abb. 15: Versagensmechanismen der Versuchsgruppe „feucht/3min“	47
Abb. 16: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“	50
Abb. 17: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Fadenmaterialien	51
Abb. 18: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Knotenkonfigurationen	53
Abb. 19: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp	54
Abb. 20: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial	55

Abb. 21: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“	56
Abb. 22: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Fadenmaterialien	58
Abb. 23: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Knotenkonfigurationen.....	60
Abb. 24: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp	61
Abb. 25: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial	62
Abb. 26: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“	63
Abb. 27: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Fadenmaterialien	65
Abb. 28: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“: Darstellung der Knotenkonfigurationen	67
Abb. 29: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Knotentyp	68
Abb. 30: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“ unabh. vom Fadenmaterial.....	69
Abb. 31: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h.....	71

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Indikationen und Kontraindikationen für die konservative und operative Therapie ⁷²	18
Tab. 2: Übersicht der unterschiedlichen Testbedingungen verschiedener Studien.....	26
Tab. 3: Übersicht der verwendeten Nahtmaterialien	28
Tab. 4: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min.....	39
Tab. 5: Klinisches Versagen bei trockenen Versuchsbedingungen	41
Tab. 6: Klinisches Versagen bei feuchten Versuchsbedingungen	41
Tab. 7: Klinisches Versagen: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min.....	42
Tab. 8: Maximale Versagenskräfte bei trockenen Versuchsbedingungen	43
Tab. 9: Maximale Versagenskräfte bei feuchten Versuchsbedingungen	43
Tab. 10: Maximale Versagenskräfte: Vergleich der Zeitpunkte trocken und feucht/3min	44
Tab. 11: Versagensmechanismen der Versuchsgruppe „feucht/3min“	47
Tab. 12: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/3min“	49
Tab. 13: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/3min“	56
Tab. 14: Displacement nach dem 1. Anzug bei 25N der Versuchsgruppe „feucht/3min“	63
Tab. 15: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h.....	70
Tab. 16: Versagensmechanismen: Vergleich der Zeitpunkte feucht/3min und feucht/24h.....	70
Tab. 17: Klinisches Versagen der Versuchsgruppe „feucht/24h“	72
Tab. 18: Maximale Versagenskräfte der Versuchsgruppe „feucht/24h“	73

9. Danksagung

Mein persönlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. P. Müller für die Überlassung des Dissertationsthemas, seine freundliche Beratung und stete Hilfsbereitschaft sowie die schnelle Korrektur der Arbeit.

Herrn Dr. med. M. Pietschmann danke ich für die ausgezeichnete Betreuung, seine freundliche und hilfreiche Unterstützung, seine wertvollen Anregungen und sein stetes Engagement, die wesentlich zur Erstellung der vorliegenden Arbeit beigetragen haben.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. habil. Dr.-Ing. W. Plitz und seinem Team aus dem Labor für Biomechanik und experimentelle Orthopädie des Klinikums Großhadern für die Bereitstellung des biomechanischen Arbeitsplatzes und die fachliche sowie technische Betreuung bedanken.

Den Firmen Arthrex, DePuy Mitek, Ethicon und Linvatec danke ich für die kostenfreie Bereitstellung eines großen Teils der für die Studie benötigten Materialien.

Ein besonderer Dank geht an meine Eltern, die es mir überhaupt erst ermöglichten, den jetzigen Weg zu beschreiten. Sie standen mir auch während der Anfertigung der Doktorarbeit immerzu unterstützend und liebevoll zur Seite.

Nicht zuletzt möchte ich mich bei meinem lieben Felix für die unermüdliche Unterstützung, die Ermutigung, die Geduld, den zeitlichen Verzicht und das Verständnis bedanken, die mir die Kraft gegeben haben, diese Arbeit zu vollenden.

Abschließend möchte ich mich sehr herzlich bei allen bedanken, die mit ihren Ideen und Anregungen zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

10. Curriculum vitae

Persönliche Daten:

Name, Vorname: Häuser, Eva Ingeborg
Geburtsdatum: 10. Januar 1983
Geburtsort: München
Nationalität: deutsch
Familienstand: ledig

Schulbildung:

1989 – 1993 Grundschule Vaterstetten
1993 – 2000 Gymnasium Vaterstetten
2000 – 2002 Wilhelmsgymnasium München
Jun. 2002 Allgemeine Hochschulreife

Studium der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde:

Sep. 2002 – Jul. 2008 Ludwig-Maximilians-Universität München
Sep. 2003 Vorphysikum (naturwissenschaftliche zahnärztliche Vorprüfung)
Apr. 2005 Physikum (zahnärztliche Vorprüfung)
Feb. 2008 – Jul. 2008 Staatsexamen (zahnärztliche Prüfung)

Berufstätigkeit:

seit Dez. 2008 Assistenz Zahnärztin,
zahnärztliche Gemeinschaftspraxis
Dres. Noichl & Michel, Altenmarkt an der Alz

Publikationen:

- 06/2007 Müller P.E., Pietschmann M.F., Häuser E., Jansson V.
Bedeutung der Kombination von Fadenmaterial und Knotentechnik für die Stabilität bei arthroskopischer Rotatorenmanschettennaht
Vortrag, 14. Jahreskongress der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e. V.,
01. - 02. Juni 2007, Münster
- 09/2007 Müller P.E., Pietschmann M.F., Häuser E., Jansson V.
Einfluss des Fadenmaterials und der Knotentechnik auf die Stabilität der arthroskopischen Rotatorenmanschettennaht
Vortrag, 24. Kongress der Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA),
27. – 29. September, Köln
- 05/2008 Pietschmann M.F., Häuser E., Jansson V., Müller P.E.
Untersuchung von Nahtmaterial und Knotentechniken in trockenem und feuchten Zustand zur arthroskopischen Rotatorenmanschettennaht
Poster, 56. Jahrestagung der Vereinigung Süddeutscher Orthopäden e. V.,
01. - 04. Mai 2008, Baden-Baden
- 06/2010 Pietschmann M.F., Häuser E., Gülecyüz M.F., Sadoghi P., Jansson V., Müller P.E.
Influence of testing conditions on primary stability of arthroscopic knot tying for rotator cuff repair: slippery when wet?
Vortrag, 11th Congress EFORT (European Federation of National Associations of Orthopaedics and Traumatology),
02. – 05. Juni 2010, Madrid