

Aus der Abteilung Orthopädie
(Prof. Dr. med. W. Schultz)
im Zentrum Chirurgie
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Morphometrische und biomechanische Untersuchung der Sehnen-Knochen-Verbindung
bei anatomischer Rekonstruktion der Rotatorenmanschette mittels der sogenannten
Fadenbrücken-Technik am Tiermodell**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von
Meike Büschken
aus Dortmund

Göttingen 2011

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

I. Berichtstatter: PD Dr. med. H.-M. Klinger

II. Berichtstatter/in: Prof. Dr. med., Dr. med. dent. Engelke

III. Berichtstatter/in: Prof. Dr. med., Dr. rer. nat. Crozier

Tag der mündlichen Prüfung: 09.11.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	S.6
1.1	Die Rotatorenmanchettenläsion.....	S. 6
1.2	Topographische und funktionelle Anatomie der Rotatorenmanschette..	S. 7
1.3	Pathophysiologie der Rotatorenmanchettenläsion.....	S. 9
1.4	Bildgebende Darstellung der Rotatorenmanchettenläsion.....	S. 11
	1.4.1 Sonographie.....	S. 12
	1.4.2 Kernspintomographie.....	S. 13
1.5	Klassifikation der Rotatorenmanchettenläsion.....	S. 14
1.6	Therapie der Rotatorenmanchettenläsion.....	S. 15
	1.6.1 Konservative Therapie.....	S. 15
	1.6.2 Operative Therapie.....	S. 15
1.7	Operative Verfahren.....	S. 17
	1.7.1 Offenes Vorgehen.....	S. 17
	1.7.2 Minimal-invasives Vorgehen.....	S. 18
	1.7.3 Arthroskopische Refixation.....	S. 18
1.8	Refixationstechniken.....	S. 20
	1.8.1 Die traditionelle transossäre Refixation.....	S. 20
	1.8.2 Die Refixation mit Hilfe von Fadenankern.....	S. 20
	1.8.2.1 Die Einzelreihen-Technik.....	S. 22
	1.8.2.2 Die Doppelreihen-Technik.....	S. 22

1.8.3	Faden-Sehnen-Verbindung.....	S. 24
1.8.3.1	Nahttechniken.....	S. 25
1.8.3.2	Nahtmaterialien.....	S. 26
1.8.4	Faden-Anker- und Anker-Knochen-Verbindung.....	S. 27
1.9	Die Fadenbrücken-Technik (sogenannte „Suture-Bridge-Technik“)...	S. 28
1.10	Zielsetzung der Arbeit.....	S. 31
2	Material und Methoden.....	S. 33
2.1	Das Schafmodell.....	S. 33
2.2	Präparation.....	S. 34
2.3	Refixation.....	S. 35
2.3.1	Die LASA-DR-Schraube®.....	S. 35
2.3.2	Verfahren der Refixation.....	S. 36
2.4	Biomechanischer Belastungsversuch.....	S. 41
2.4.1	Versuchsaufbau.....	S. 41
2.4.2	Der Ausreißversuch.....	S. 44
2.4.2.1	Zyklischer Belastungstest (Gruppe I).....	S. 44
2.4.2.2	Maximaler Belastungstest (Gruppe II).....	S. 45
2.5	Drucksensitives Messfoliensystem (Gruppe III).....	S. 46
2.5.1	Versuchsaufbau	S. 47
3	Ergebnisse.....	S. 49
3.1	Zyklischer Belastungstest Gruppe I).....	S. 49
3.2	Maximaler Belastungstest (Gruppe II).....	S. 50
3.2.1	Steifigkeit.....	S. 52
3.3	Drucksensitives Messfoliensystem (Gruppe III).....	S. 54

4	Diskussion.....	S. 56
5	Zusammenfassung.....	S. 70
6	Anhang.....	S. 72
6.1	Abkürzungsverzeichnis.....	S. 72
6.2	Abbildungsverzeichnis.....	S. 73
6.3	Tabellenverzeichnis.....	S. 74
7	Literaturverzeichnis.....	S. 75

1 Einleitung

1.1 Die Rotatorenmanchettenläsion

Die Rotatorenmanchettenläsionen gehören zu den häufigsten Krankheitsbildern an der Schulter. Sie entstehen vorrangig bei älteren Patienten auf der Basis degenerativer Veränderungen (Tingart und Grifka (2007)). Die Prävalenz der Ruptur der Rotatorenmanschette in der Bevölkerung liegt bei 39 %, bei 60-jährigen gar bei 55 % (Ozaki et al. (1988)). In der Literatur werden verschiedene Faktoren für die Ursache einer Rotatorenmanchettenläsion diskutiert. Hauptsächlich seien hier Traumata (Codman (1934)), Verschleiß durch Impingement und Abrieb (Neer (1972)), lokale Minderdurchblutung des Sehnenansatzes (Ellmann (1987)), sowie Schulterluxationen (McLaughlin (1994)) genannt. Heute geht man zunehmend von einem multi-faktoriellen Geschehen aus, das zu einer Dysfunktion führt.

Die klinische Beschwerdesymptomatik kann bei den Patienten deutlich variieren. So können kleine Läsionen weitgehend symptomfrei verlaufen und ohne Beeinträchtigung von Kraft und Bewegung der Schulter sein, wohingegen ausgeprägte Rotatorenmanchettenläsionen zu einer erheblichen Einschränkung der Schulterfunktion und der Lebensqualität des Patienten führen können (Tingart und Grifka (2007)).

Aufgrund des hohen Funktionsanspruches an das Schultergelenk bis ins hohe Lebensalter und der technischen Fortschritte im Bereich der Schulterchirurgie wird die Indikation für eine Rotatorenmanchettenrekonstruktion immer häufiger gestellt (Dietz et al. (2002)). Dabei ist die Wiederherstellung der Integrität der Rotatorenmanschette maßgeblich für die Wiedererlangung der Schulterfunktion und –kraft. Während vor einigen Jahren noch komplexe plastisch-chirurgische Rekonstruktionen im Vordergrund standen, besteht heute das vornehmliche Ziel darin, die Biomechanik des Schultergürtels nicht zu verändern und die Sehne anatomisch an ihrem Ursprung zu reinsizieren (Habermeyer (2002)). Durch die Entwicklung minimal-invasiver Operationsverfahren werden somit immer neue Anforderungen an die Verankerungssysteme und ihre Applikation gestellt (Yamaguchi et al. (2003)). Anforderungen dieser Art liegen vorwiegend in der Verbesserung der Primärfestigkeit des Sehnen-Knochen Konstrukts und der Einheilung der Sehne unter der Berücksichtigung neuer Refixationsmethoden.

Der Untersuchung neuer Refixationsmethoden im Rahmen der Refixation von Rotatorenmanchetten sollte daher mehr Aufmerksamkeit geschenkt werden.

1.2 Topographische und funktionelle Anatomie der Rotatorenmanschette

Die Schulter mit ihren Gelenken und Muskeln ermöglicht dem Arm seine umfangreiche Beweglichkeit. Das Schultergelenk, *Articulatio humeri*, ist das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers und hat als typisches Kugelgelenk drei Freiheitsgrade für die Ausführung der Rotation, Abduktion/Adduktion und Anteversion/Retroversion. Dabei ist zu berücksichtigen, dass ein auffälliger Größenunterschied zwischen den beiden Gelenkkörpern liegt. Dem relativ großen Gelenkkopf, *Caput humeri*, mit einer Gelenkfläche von 24 cm², steht die wesentlich kleinere Gelenkpfanne, *Cavitas glenoidalis*, der Skapula mit einer Fläche von 6 cm² gegenüber (Habermeyer und Schweiberer (1996)). Sie verhalten sich im Verhältnis 4:1. Gerade deswegen spielt der das Schultergelenk umgebende Muskel-Sehnen-Komplex bei der Ausführung alltäglicher Bewegungen eine entscheidende Rolle. Die Gelenkkapsel des Schultergelenks wird von einstrahlenden Sehnen benachbarter Muskeln verstärkt.

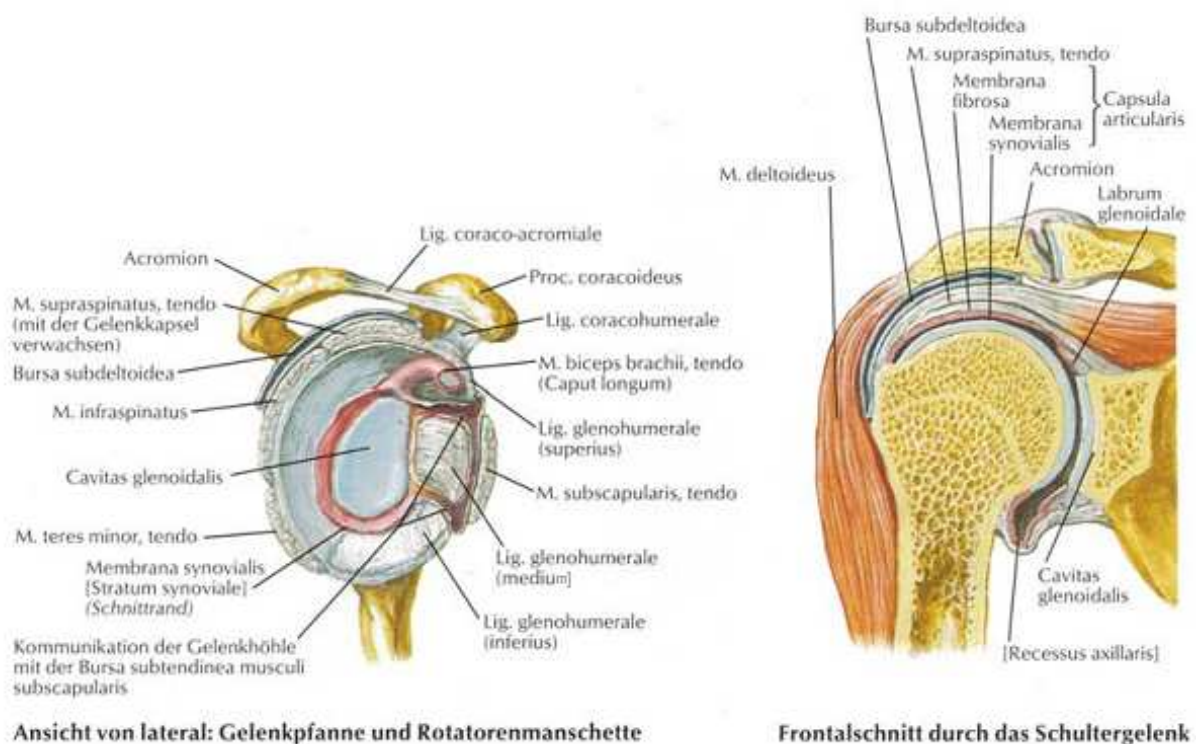


Abbildung 1: *Articulatio glenohumeralis des Menschen mit umgebenden Strukturen* (Netter (1999))

Die vier Muskeln, die von der Skapula zum Humeruskopf ziehen, bilden an ihrem Ansatz eine Sehnenhaube aus, die den Humeruskopf ventral, dorsal und kranial umfasst und in die Pfanne zentriert. Diese Sehnenmanschette wird aufgrund ihrer Bedeutung in Bezug auf die aktiven Schulterbewegungen als Rotatorenmanschette bezeichnet. Über sie werden die Kräfte der Schultermuskulatur zur Bewegung des Oberarms auf das Caput humeri übertragen.

Die Rotatorenmanschette entspringt am Schultergürtel, setzt am Humeruskopf an und lässt sich in vier Komponenten gliedern:

- *M. supraspinatus* - Er entspringt in der Fossa supraspinatus, zieht durch den Subakromialraum über die Gelenkkapsel und setzt an der oberen Facette des Tuberculum majus an. Innerviert wird er durch den N. suprascapularis aus dem Plexus brachialis
- *M. infraspinatus* - Entspringt in der Fossa infraspinata und setzt an der mittleren Facette des Tuberculum majus an. Auch er wird innerviert durch den N. suprascapularis.
- *M. teres minor* - Er zieht vom lateralen Rand der Skapula zum Tuberculum majus und wird innerviert vom N. axillaris aus dem Fasciculus posterior
- *M. subscapularis* - Er entspringt in der Fossa subscapularis und zieht dann zu seinem Ansatz, dem Tuberculum minus. Er wird innerviert vom N. subscapularis.

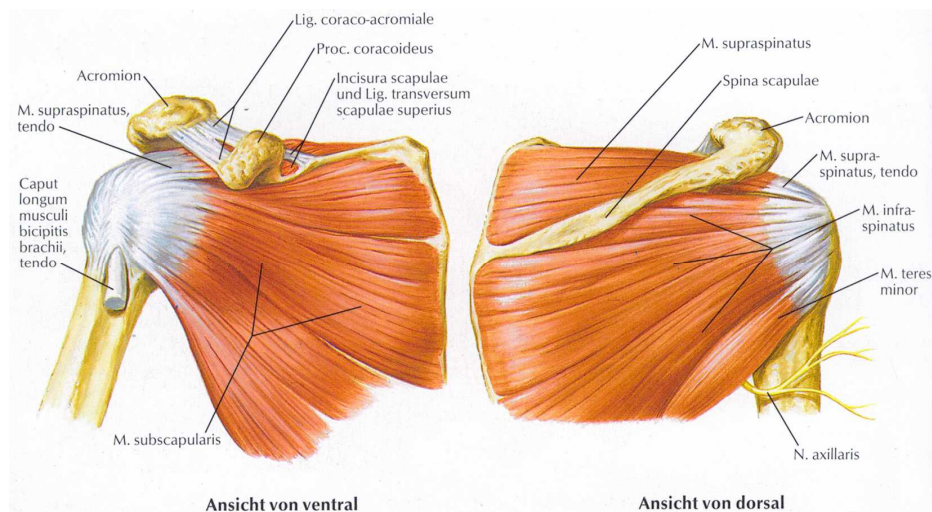


Abbildung 1-2: Menschliche Rotatorenmanschette (Netter (2000), S. 396)

Kommt es zum Ausfall einer der vier Komponenten der Rotatorenmanschette (M. subscapularis, M. supraspinatus, M. infraspinatus, M. teres minor), ist das dynamisch-stabile Drehzentrum des Glenohumeralgelenks gefährdet und es kommt zu einer Dezentrierung, die letztlich zu einer Funktionseinschränkung führt (Wurning (2006)).

Die hauptsächliche Funktion der Rotatorenmanschette ist die Kompression des Humeruskopfes gegen das Glenoid (Imhoff und König (1999)). Das Zusammenspiel der knöchernen Kugelgelenkanteile, der ligamentären Strukturen und der muskuläre Stabilisatoren, vorrangig der Muskeln der Rotatorenmanschette, ist das Resultat der gesamten Stabilität des glenohumeralen Gelenks. Dabei arbeiten die Rotatorenmuskeln niemals alleine und jeder wirkt in seiner Weise zentrierend auf den Humeruskopf (Imhoff und König (1999)).

1.3 Pathophysiologie der Rotatorenmanschettenläsion

Man unterscheidet bei den Rotatorenmanschettenläsionen zwischen „extrinsischen“ und „intrinsischen“ Ursachen, wobei extrinsische Ursachen mechanische, von außen die Sehne treffend beschreiben, wohingegen intrinsische die Sehne in ihrer Substanz selbst betreffen. Letztere werden meist durch altersphysiologische oder im Verlauf von Mikroverletzungen auftretende Veränderungen verursacht (Löhr und Uthoff (2007)).

Gerade in dem Anfangsstadium kann man klinisch nur schwierig zwischen extrinsischen und intrinsischen Veränderungen differenzieren. Hierfür wurde der Begriff des Impingement als globale Beschreibung gewählt (Habermeier 2002), der keine Diagnose beschreibt, sondern lediglich eine Einengung der Rotatorenmanschette unterhalb des Schulterdaches charakterisiert (Neer et al. (1983)).

Es sind vier Ursachen von Rotatorenmanschettendefekten bekannt:

- *Intrinsische Tendinopathien*

Hierbei handelt es sich um eine *primäre Degeneration* der Sehnenfasern durch einen altersbedingten Gewebeverschleiß in der Sehne selbst, daher intrinsischen Ursprungs. Allgemeinerkrankungen wie Diabetes mellitus, rheumatoide Arthritis oder renale Osteopathien können sekundär zu Sehnenveränderungen führen. Dieses Phänomen geht mit der Abnahme der Reißfestigkeit und Dehnungsfähigkeit der Sehne einher (Uthoff et al. (1986)). Die Alterung der Sehnenstruktur macht sich hierbei in Form von vermehrter

mukoider Degeneration sowie in Form von Hydroxypatitmikrokalzifikationen als auch fettiger Degeneration zwischen den einzelnen Faserpartikeln bemerkbar (Gumina et al (2006)). Diese degenerativen Prozesse sind vor allem durch eine vaskuläre Minderperfusion der Rotatorenmanschette bedingt (Biberthaler et al. (2003)).

Codman zeigte als erster auf, dass Rupturen in den meisten Fällen in einem Areal ca. 0,5 – 1 cm proximal des Sehnenansatzes des M. supraspinatus zu finden sind, in der so genannten „kritischen Zone“.

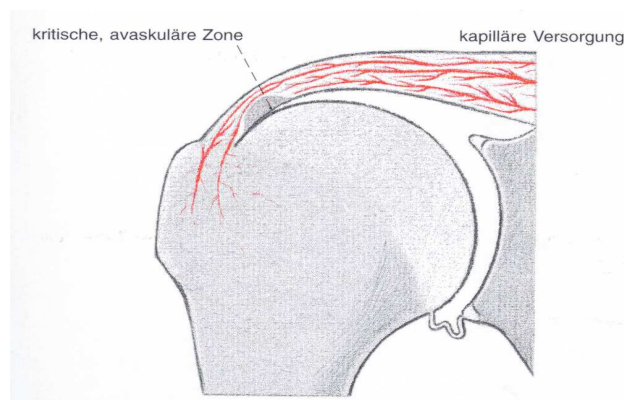


Abbildung 1-3:

(Habermeyer (2002) S. 37)

- *Extrinsische Tendinopathien*

Bei dem so genannten *Outlet Impingement* kommt es zu einer Einengung des Sehnenverlaufs im Subakromialraum und somit zu einer mechanischen Fehlbelastung der Rotatorenmanschette (Neer (1972)). Ursachen sind z.B. ein hakenförmiges Akromion, ein akromialer Knochensporn, Osteophyten am Akromioklavikulargelenk sowie ein Os acromiale (Habermeyer (2002)). Hierdurch kann es zu Aufreibungen der Sehne von kranial und demzufolge zur Degeneration der Sehnenfasern kommen (Neer (1972)).

- *Inneres Impingement*

Unter innerem Impingement oder posterior-superiorem Impingement versteht man ein Anschlagen der Supra- und Infraspinatussehne am dorsokraniellen Glenoidrand bei maximaler Abduktion und Außenrotation. Hierbei kommt es zu einer Scherbelastung von Sehnenfasern des M. infra- und supraspinatus und dadurch zur Sehnendegeneration (Walch et al. (1993)). Dieser Mechanismus wird verstärkt, wenn die ventro-inferiore

Gelenkkapsel durch repetitive Mikrotraumen zu weit geworden ist und ventrale Translationen des Humeruskopfes möglich sind. Dies ist vorrangig bei Überkopfsportarten, wie z.B. Schwimmen, Kunstturnen, Tennis und Handball der Fall (Kvitne und Jobe (1993)).

- *Traumatische Zerreißung bzw. Abscherung*

Neben degenerativen Ursachen kann ein direkter Sturz auf die Schulter oder den ausgestreckten Arm, als adquates Trauma, eine Rotatorenmanschettenläsion hervorrufen (Itoi und Tabata (1992)). Dabei kommt es meist zu einer traumatischen Zerreißung der Sehnen als Folge einer Schultergelenkluxation (McLaughlin und Cavallaro (1950)).

1.4 Bildgebende Darstellung der Rotatorenmanschettenläsion

Erkrankungen der Schulter sind aufgrund ihrer komplexen anatomischen und funktionellen Eigenschaften ein diagnostisch sowie auch therapeutisch anspruchsvolles Gebiet. Somit sind adäquate Bildgebungsverfahren die Voraussetzung für eine optimale Therapie (Imhoff und König (1999)). Neben der Anamnese und den klinischen Untersuchungen (Inspektion, Palpation, Bewegungsanalyse) kommen für die in der klinischen Praxis häufige (Verdachts-) Diagnose einer Läsion der Rotatorenmanschette für die bildgebende Diagnostik als Primrmittel zunächst das konventionelle Röntgen und die Sonographie zum Einsatz. Daneben gilt die Kernspintomographie bzw. Magnetresonanztomographie als der Goldstandard der Diagnostik der Rotatorenmanschettenläsionen (Matsen et al. (2004)). Sie hat wesentlich zum Verständnis und zur Behandlung der Rotatorenmanschettenläsionen beigetragen.

1.4.1 Sonographie

Seit der ersten sonographischen Darstellung der Rotatorenmanschette durch Farrar hat sich ab Mitte der 80er Jahre die sonographische Darstellung der Rotatorenmanschette als Standardverfahren zu deren Diagnostik etabliert (Hedtmann und Fett (2002)).

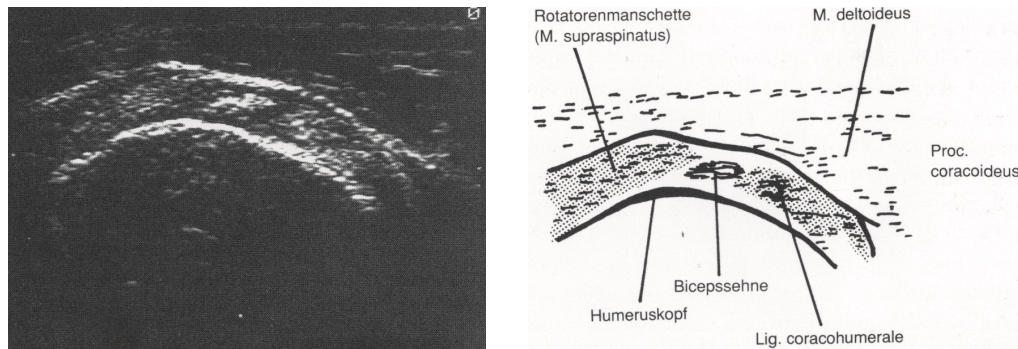


Abbildung 1-4: sonographische Darstellung (Habermeyer und Schweiberer (1996), S. 137)

Sie erreicht mit hochfrequenten Schallköpfen (7,5 oder 10 MHz) in der Diagnostik von kompletten Defekten ab einer Größe von 0,5 cm eine Sensitivität von >90 %, für Partialdefekte von mindestens 1/3 Substanzdicke von >75 %. Damit erzielt die Sonographie zu deutlich niedrigeren Kosten eine vergleichbare Aussagekraft zur nativen Kernspintomographie. Die dynamische Darstellung der Rotatorenmanschette am bewegten Gelenk in Echtzeit ist bislang mit keiner anderen Methode möglich (Hedtmann und Fett (2002)). Es ist somit die Möglichkeit gegeben, bei einer Rotatorenmanschettenläsion mit der dynamischen Muskelsonographie (Böhm et al. (2005)) sowie der Querschnitts- und Dickenmessung (Juul-Kristensen et al. (2000)) neben der Kernspintomographie die Funktionsfähigkeit der Muskulatur zu erfassen.

Allerdings sind dem Vorgehen der Sonographie bei sehr großen Rotatorenmanschettenläsionen und in der Beurteilung der Muskulatur deutliche Grenzen gesetzt. Aussagen zum Grad der Atrophie und der fettigen Infiltration sind hierbei nicht möglich.

1.4.2 Kernspintomographie

Als Indikation für die Durchführung einer Kernspintomographie sind subakromiale Schmerzsyndrome bekannt, deren Ursachen trotz vorausgegangener klinischer, sonographischer und röntgenologischer Untersuchungen unklar bleiben (Radke et al. (2001)). Die Kernspintomographie der Schulter ermöglicht durch die exzellente Darstellung des Schultergelenks in verschiedenen Ebenen (axial, schräg koronal und sagittal) einen umfassenden Einblick in die Gelenkpathologie einschließlich der Muskeln, Sehnen sowie von Knorpelstrukturen und Knochen (Romaneehsen und Kreitner (2005)).

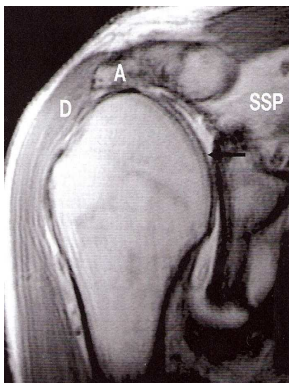


Abbildung 1-5: große Rotatorenmanschettenruptur, gewinkelt-koronale Protonengewichtung: Humeruskopf in direktem Kontakt zum Akromion (A) + Deltoideus (D). Verfettung + Atrophie des Supraspinatusmuskels (Habermeyer (2002), S. 108)

So kann neben der Ausdehnung und Größe einer Ruptur zum einen der Retraktionsgrad und zum anderen die Bestimmung der fettigen Infiltration und der Grad der Atrophie der Muskeln der Rotatorenmanschette bestimmt werden (Nakajima et al. (1994)). Denn für die Funktion der Rotatorenmanschette ist neben der sehnigen Insertion vor allem der Muskelbauch als Kraftgenerator verantwortlich und für den Erfolg einer Rekonstruktion maßgeblich.

Die Atrophie wird als Abnahme des Muskelquerschnittes und die fettige Degeneration als Fettanteil im noch erhaltenen Muskel beschrieben (Fuchs et al. (1999), Goutallier et al. (1994)). Atrophie und fettige Degeneration sind umso stärker ausgeprägt, je länger eine Sehne rupturiert und funktionslos ist (Gerber et al. (2004)).

Die präoperative, fettige Degeneration der Rotatorenmanschette stellt einen Hauptprädiktor für eine Reruptur nach einer chirurgischen Rotatorenmanschettenrekonstruktion dar und sollte somit in die präoperativ Bewertung mit einbezogen werden, um die Chancen für eine erfolgreiche Therapie besser einschätzen zu können (Goutallier et al. (2003)).

1.5 Klassifikation der Rotatorenmanschettenläsion

Es wird zunächst zwischen Partialrupturen und kompletten Rupturen der Rotatorenmanschette unterschieden (Habermeyer (2002)). Die komplette Rotatorenmanschettenruptur stellt eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung der Sehne dar, bei der eine unnatürliche Verbindung zwischen Gelenk- und Subakromialraum hergestellt wird. Die Partialruptur stellt diese Verbindung nicht her.

Weiterhin untergliedert man die Lokalisation der Läsionen und verwendet dafür eine intraoperative Sektoreneinteilung. Dafür wird die Rotatorenmanschette nach Habermeyer (2002) von ventral nach dorsal in drei Zonen eingeteilt:

- Zone A: Sehne des M. subscapularis, Rotatorenintervall und lange Bicepssehne
- Zone B: Sehne des M. supraspinatus
- Zone C: Sehne des M. infraspinatus und des M. teres minor.

Eine weitere Einteilung nach Patte (1990) berücksichtigt den Retraktionsgrad der Rotatorenmanschette:

- Grad I: Der Sehnenrand liegt zwischen Tuberculum majus und Apex
- Grad II: Der Sehnenrand liegt zwischen Apex und Glenoidrand
- Grad III: Der Sehnenrand liegt medial des Glenoids.

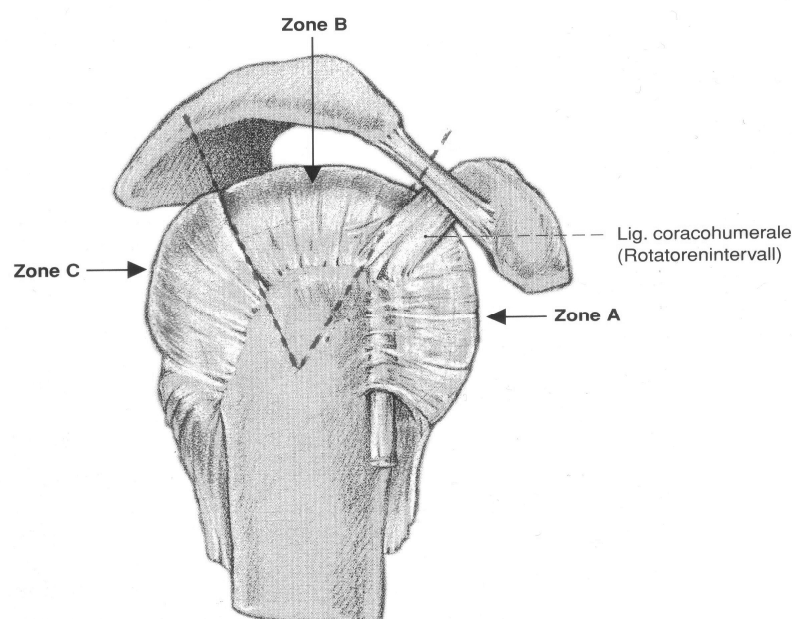


Abbildung 1-6: Zoneneinteilung der Rotatorenmanschette (Habermeyer (2002), S. 338)

1.6 Therapie der Rotatorenmanschettenläsion

1.6.1 Konservative Therapie

Man kann bei der Behandlung zwischen einer konservativen Therapie und einer operativen Therapie unterscheiden. Die konservative Therapie besteht aus einer Kombination einer medikamentösen Therapie (Gabe von Analgetika und Antiphlogistika), einem krankengymnastischen Trainingsprogramm (aktive/passive Bewegungsübungen, Halteübungen), sowie der manuellen Therapie und Maßnahmen der physikalischen Therapie (u.a. Kälte-/Wärmetherapie und Massagen). Ziel ist hierbei die Reduktion der Schmerzen und der Entzündung bei gleichzeitiger Verbesserung der Beweglichkeit und Funktion.

Nicht immer ist das Vorliegen einer Rotatorenmanschettenläsion eine Indikation für eine Operation. Es gibt durchaus Patienten mit einer vollständigen Rotatorenmanschettenläsion, die ohne Schmerzen und ohne Einschränkungen im alltäglichen Leben zurechtkommen und gut auf eine konservative Therapie ansprechen (Ozbaydar et al. (2007)). Allerdings entspricht das nicht der Regel. In vielen Fällen kommt es im Verlauf sogar zu einer Verschlechterung der Schulterbeweglichkeit und einer Zunahme der Schmerzen (Itoi und Tabata (1992)).

Oft sind keine Verbesserungen in Bezug auf die Schmerzen, die Beweglichkeit, die Funktionalität und die Stabilität zu vermerken (Itoi und Tabata (1992)). Gründe hierfür sind das Unvermögen der Sehne, ohne operative Intervention durch den kontinuierlichen Zug der Muskulatur an der Sehne zu heilen. Zum anderen würde eine Ruhigstellung zu einer unausweichlichen Atrophie des Muskels führen (Bokor et al. (1993)). Nach Yamanaka und Matsumoto (1994) kommt es ohne operative Intervention zu einer Progression der Ruptur, wobei das Gewebe atrophiert und dies eine Funktionseinschränkung des Schultergelenkes zur Folge hat. Dem Erfolg konservativer Behandlungen bei Rotatorenmanschettenläsionen sind somit deutliche Grenzen gesetzt (Itoi und Tabata (1992)).

1.6.2 Operative Therapie

Im Jahre 1898 wurde erstmals von Müller über die operative Therapie der Rotatorenmanschettenläsion berichtet; der Rostocker Chirurg refixierte im Rahmen einer Schulterluxation zur Stabilisierung die Supra- und Infraspinatussehne am Tuberculum majus (Habermeier (2002)). Codman veränderte 1911 die operative Therapie durch seine

beschriebene Technik entscheidend (Codman (1911)). Dieser Name ist unmittelbar mit den Grundlagen der Chirurgie der Rotatorenmanschette verbunden.

Ziel der operativen Refixation der Sehne an ihrem Ursprung ist die Optimierung der Funktion des Schultergelenkes mit Schmerzfreiheit und Steigerung der Mobilität (Galatz et al. (2004)). Dabei sollte eine rupturierte Sehne an ihrem knöchernen Ansatz am Humerus so refixiert werden, dass später eine normale Kraftübertragung und Funktionalität gewährleistet werden kann. Durch eine frühzeitige operative Therapie kann im Normalfall vermieden werden, dass sich die Läsion vergrößert, eine fettige Degeneration der Muskeln ausgebildet wird oder der Sehnenstumpf retrahiert. Daher hat sich in letzter Zeit besonders bei aktiven jüngeren Patienten im Arbeitsleben bei gesicherter Compliance eine frühzeitige operative Therapie mit Sehnenrefixierung durchgesetzt (Ozbaydar et al. (2007)).

Die Indikation für eine operative Therapie wird bei chronischen Schmerzen oder funktionellen Defiziten gestellt, die zu einer Einschränkung im Lebensalltag oder einer Reduktion der persönlichen Lebensqualität führen (Ozbaydar et al. (2007)). Weiterhin ist die operative Therapie beim Versagen der konservativen Therapie im Fall der degenerativen Schadenslage indiziert.

Die freie passive Beweglichkeit der Schulter stellt eine notwendige Voraussetzung für eine operative Therapie dar und muss im Falle einer so genannten Schultersteife (englisch „frozen shoulder“) zunächst durch intensive Physiotherapie wieder hergestellt werden, da sonst mit einem schlechten Operationsresultat gerechnet werden muss (Habermeyer und Schweiberer (1996)).

Ein entscheidender Faktor für eine gutes postoperatives Ergebnis ist die verbliebene Muskelfunktion zum Zeitpunkt der Operation (Gerber et al. (2000)). Somit stellen der Grad der Atrophie und fettiger Degeneration einen limitierenden Faktor für eine erfolgreiche Rotatorenmanschettenrefixation dar.

Von Bedeutung ist ebenfalls der Zeitpunkt der Operation, wobei die Refixation traumatischer Rupturen ideale Ergebnisse nach einem Eingriff innerhalb der ersten sechs Wochen lieferte (Basset und Cofield (1983), Bigliani et al. (1992)), wohingegen es durch eine Operation in der akuten Schmerzphase zur Ausbildung einer Arthrofibrose durch vermehrte Proteinaseaktivität kommen kann. Bei chronischen Defekten hat der Operations-Zeitpunkt keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis (Habermeyer 2002).

Letztlich ist die Rupturgröße der wichtigste Outcome-Faktor, mit welcher das Patientenalter korreliert (Cofield et al. (2001)). So hat die isolierte Supraspinatus-Sehnenruptur die

günstigste Prognose, während die gemeinsame Ruptur der Supraspinatus-, Infraspinatus- und der Subskapularissehne am ungünstigsten anzusehen ist (Patte et al. (1981)).

Im Falle nicht rekonstruierbarer Rotatorenmanschettenläsionen sollte beim älteren, inaktiven Patienten das arthroskopische Débridement seine Anwendung finden (Klinger et al. (2005a), Klinger et al. (2005b)). Beim jüngeren oder funktionsorientierten Patienten wäre in diesem Falle zum Erlangen der Schmerzfreiheit und Schultergelenksfunktion eine Muskeltransfer-Operation indiziert (Habermeyer (2002)).

Nach Habermeyer (2002) ist die Rotatorenmanschettenläsion eines der sichersten Verfahren im Rahmen der schulterchirurgischen Eingriffe und mit einer geringen Inzidenz an möglichen Komplikationen vergesellschaftet. Zu diesen zählen u.a. die Akromionfraktur, Verletzungen des N. suprascapularis und des N. axillaris, die Reruptur, die Infektion, die Nachblutung, das Kraftdefizit oder die Sehnenrandnekrose meistens bedingt durch zu aggressive Physiotherapie, verfrühtes Krafttraining und auch unter Spannung genähte Sehnenenden.

1.7 Operative Verfahren

Es wird bei der operativen Versorgung rekonstruierbarer Läsionen der Rotatorenmanschette zwischen einem offenen und einem arthroskopischen Vorgehen unterschieden (Reichwein und Nebelung (2004)).

Voraussetzung für eine stabile Sehnen-Knochen-Verbindung ist die spannungsfreie knöcherne Reinsertion der Sehnenenden und gilt als ein wichtiger Faktor für eine Erfolg versprechende Therapie (Kessler et al. (2003)).

1.7.1 Offenes Vorgehen

Offene Refixationen der Rotatorenmanschette gehören mittlerweile zu den am häufigsten durchgeführten Eingriffen in der Orthopädischen Chirurgie. Im Hinblick auf die Frage, ob diese Eingriffe derzeit nicht auch bereits arthroskopisch durchgeführt werden können, muss einer richtigen Indikationsstellung unter Berücksichtigung der Defektgröße, Lokalisation, Anamnese und des Zustands des Gelenks, der Sehne und der Muskulatur eine ganz wesentlichen Bedeutung zukommen (Gohlke et al. (2007)).

Das offene Vorgehen beinhaltet eine anteriore Akromioplastik zur Dekompression. Außerdem erfolgt die anatomische Rekonstruktion der Rotatorenmanschette über Fadenanker oder eine

transossäre Refixation. Die Beurteilung der Substanz und Konsistenz der Sehne ist dabei im Vergleich zu den endoskopischen Rekonstruktionen eindeutig besser zu werten (Gohlke et al. (2007)). Allerdings ist im Vergleich zur arthroskopischen Rekonstruktion, aufgrund der notwendigen Ablösung des M. deltoideus, hier mit einem wesentlich längeren Heilungsverlauf zu rechnen.

1.7.2 Minimal-invasives Vorgehen

Hierunter versteht man das so genannte „Mini-open-Repair“, bei dem nach einer Arthroskopie des Schultergelenkes die Refixation der Sehne über ein kleines Deltamuskelsplit von 3-4 cm erfolgt. Der Vorteil dieses Verfahrens ist der Verzicht auf eine Ablösung des M. deltoideus von seinem Ursprung am Akromion und dadurch eine deutliche Verringerung der Gefahr einer Deltoideusinsuffizienz.

Als nachteilig ist hierbei die mangelnde Übersicht und eventuelle Quetschung des Muskels bei der Retraktion mit Wundhaken zu sehen (Gohlke et al. (2007)). Dennoch haben manche Autoren mit dem „Mini-open-Repair“ ähnlich gute funktionelle Ergebnisse im Vergleich zu offenen und rein arthroskopischen Verfahren, selbst bei großen Rotatorenmanschettenläsionen, erzielen können (Warner et al. (2005)).

In vergleichenden Studien konnten Baker und Liu (1995), Levy et al. (1990) und Liu und Baker (1994) zeigen, dass die „Mini-open-repair“ der offenen Refixation überlegen ist, während sie gegenüber der rein arthroskopischen Technik keine signifikanten Unterschiede aufweist (Habermeyer et al. (1999)).

1.7.3 Arthroskopische Refixation

Beginnend mit der Entwicklung der arthroskopischen Akromioplastik durch Ellmann wurde um 1990 zunehmend eine kombinierte arthroskopische und Mini-open-Refixation durchgeführt. Die arthroskopische Refixation hat in den letzten Jahren, bei zunehmender Akzeptanz der Patienten, deutlich an Bedeutung gewonnen (Burkhart und Lo (2006)). Reine arthroskopische Rotatorenmanschettenrefixationen wurden ab Anfang der 90er Jahre von einigen Autoren vorgenommen (Habermeyer (2002)). So konnten unter anderem Wiedemann und Habermeyer (1992), Snyder (1993) und gute vorläufige Ergebnisse erzielen und es wurde gezeigt, dass die rein arthroskopische Versorgung in den letzten Jahren ein besseres

funktionelles und klinisches Ergebnis, als die „Mini-open-Repair“ oder die offene Refixation erreichen konnte (Ellman (1993), Gartsman (1997), Yamaguchi et al. (2001)).

Außerdem ist die arthroskopische Technik im Hinblick auf die Bestimmung der Lokalisation oder Größe der Ruptur sowie die Aussagekraft über die Beschaffenheit der Sehne anderen bildgebenden Verfahren zur Diagnostik überlegen. Weiterhin bringt diese Technik Vorteile mit sich, die andere Verfahren in den Schatten stellt. Dazu zählen die geringere Weichteilverletzung, kleinere Inzisionen, keine notwendige Ablösung des M. deltoideus, verminderte postoperative Schmerzhaftigkeit, einfachere Rehabilitation wegen geringerer Arthrofibrose, schnellere Verbesserungen bezüglich der postoperativen Beweglichkeit der Schulter und das kosmetisch ansprechende Ergebnis.

Da bei diesem Vorgehen im Gegensatz zu der „Mini-open-repair“ auch die Refixation arthroskopisch verläuft, ist, aufgrund des verminderten Platzangebots, die Durchführung einer transossären Naht nicht möglich und es steht hier nur die Refixierung mit Hilfe von Fadenankersystemen zur Verfügung.

Nachteilig seien hierbei allerdings die höheren Kosten für diese Fadenankersysteme, die problematische Verankerung bei Patienten mit schlechter Knochenqualität und die anspruchsvollere Technik im Vergleich zur offenen oder „mini-open-Repair“ zu erwähnen (Ozbaydar et al. (2007)).

Bei einer nötigen operativen Therapie sollte aufgrund der genannten Vorteile gegenüber anderen operativen Verfahren jedoch immer eine arthroskopische Refixation vorgezogen werden, um die Rehabilitationszeit zu verkürzen und bei besserer postoperativer Beweglichkeit der Schulter die Schmerzen möglichst zu minimieren.

Allerdings zeigen sonographische und kernspintomographische Untersuchungen auf, dass die Rerupturrate nach arthroskopischer Rotatorenmanschettenrefixation zwischen 30 und 94 % liegt (Galatz et al. (2004), Boileau et al. (2005)) und bei große Läsionen eine doppelt so hohe Rerupturrate zu vermerken ist (Bishop et al. (2006)).

Insgesamt stellen trotz viel versprechenden klinischen Studien gerade Rerupturen eins der meist häufigsten Komplikationen bei Refixationstechniken der Rotatorenmanschette dar (Boileau et al. (2005)). Ganz gleich, ob es sich um eine offene oder arthroskopische Refixation handelt, die Schwachstelle liegt bei der Sehnen-Knochen-Fixation (Galatz et al. (2004)).

1.8 Refixationstechniken

1.8.1 Die traditionelle transossäre Refixation

Hierbei erfolgt die Reinsertion der rupturierten Sehne durch das Einnähen der betroffenen Sehne in den Knochen des Caput humeri mit Hilfe einer knöchernen Nut (*Abbildung 1-7 (A)*). Noch vor einigen Jahren wurde die traditionelle transossäre Naht durch die Herstellung einer stabilen Sehnen-Knochen-Verbindung (Ahmad et al. (2005)), einer hohen Ausreißfestigkeit (Schneeberger et al. (2002)) und einer weitestgehenden Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals (Tuoheti et al. (2005)), als die belastungsstabilste angesehen.

1.8.2 Die Refixation mit Hilfe von Fadenankern

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Systeme der Fadenankerrefixation mit unterschiedlichem Design (Schraubendesign, Minianker) und Materialien (Titan, bioresorbierbare Stoffe) entwickelt, um eine geringe Gewebstraumatisierung und Morbidität zu ermöglichen (Barber et al. (1997)) und zusätzlich die Handhabung der Refixation zu vereinfachen (Gartsman (2001)).

Bei dieser Form der Refixation wird ohne ein transossäres Vorgehen ein Verankerungspunkt zeitsparend arthroskopisch gesetzt (*Abbildung 1-7 (B)*).

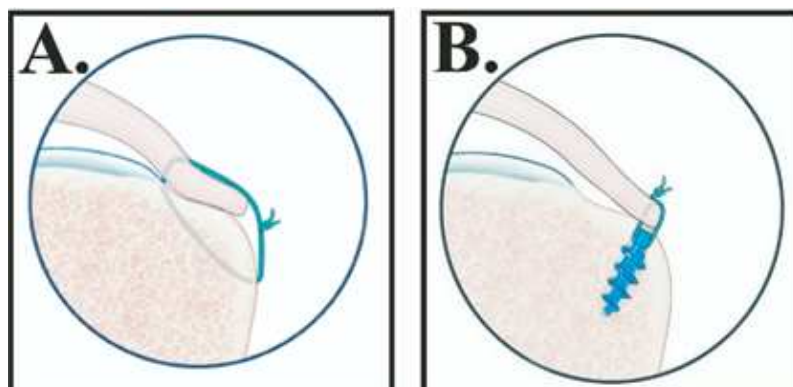


Abbildung 1-7: Schema der verschiedenen Refixationstechniken: transossäre Refixation (A), Fadenankerrefixation (B) aus Meier und Meier ((2006b), S. 1169)

Die Fadenankerrefixation kann im Gegensatz zu der transossären Refixation in minimalinvasiven Operationsverfahren verwendet werden. Außerdem wird bei dieser Methode der anatomische Sehnenansatz wiederhergestellt (Mazocca et al. (2005) und sie ist in Bezug auf die Ausreißfestigkeit der transossären Nahttechnik überlegen (Klinger et al. (2007)).

Mechanischen Messungen von Burkhart et al. (1996 und 1997a) lieferten dabei überlegene Ergebnisse hinsichtlich der Reißfestigkeit und Stabilität von Fadenanker und stellen somit eine Verbesserung dar. Des Weiteren werden Fadenanker nicht nur wegen ihrer einfacheren Handhabung unter arthroskopischen Bedingungen zur Refixation einer Rotatorenmanschettenläsion gewählt, sondern auch aufgrund der Möglichkeit, dass man mit Fadenankern bei retrahierter Sehnenruptur die Stelle der Reinsertion weiter medial wählen kann und so eine spannungsärmere Reinsertion als mit transossären Verfahren erreicht (Habermeyer (2002)).

Bei der Fadenankerrefixation lassen sich zwei Platzierungsmuster der Fadenanker unterscheiden:

- Die Einzelreihen-Technik (englisch „single-row“)
- Die Doppelreihen-Technik (englisch „double-row“)

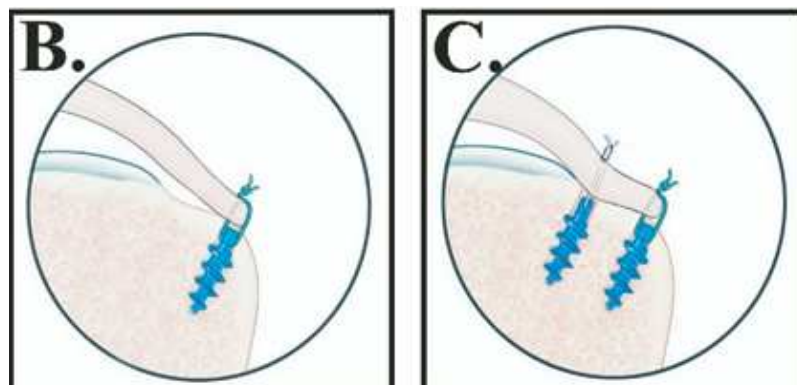


Abbildung 1-8: Einzelreihen- (B) und Doppelreihen-Technik (C) aus Meier und Meier ((2006b), S. 1169)

1.8.2.1 Die Einzelreihen-Technik

Als standardisierte Methode wird heute für die Rotatorenmanschettenrefixation weitgehend eine Reihe von Fadenankern (*Abbildung 1-8 (A)*), die Einzelreihen-Technik (sogenannte „single-row Technik“), benutzt (Cummins und Murrell (2003), Mazocca et al. (2005)). Die Fadenanker werden dafür entweder im Bereich des osteochondralen Überganges des Humeruskopfes oder im lateralen Bereich des Tuberculum majus platziert (Baums (2009)). Allerdings zeigen sonographische und kernspintomographische Untersuchungen auf, dass die Rerupturrate mit dieser Technik zwischen 76 und 94 % liegt (Boileau et al. (2005), Galatz et al. (2004)).

1.8.2.2 Die Doppelreihen-Technik

Bei der Doppelreihen-Technik erfolgt die anatomische Refixation der Sehne an ihrem Insertionsareal, in der englischen Literatur als „footprint“ bezeichnet, mit zwei Reihen von Fadenankern (sogenannte „double-row Technik“) (*Abbildung 1-8 (B)*). Dieses Konzept des „foot-print-repair“ beruht auf der Insertion einer Reihe von Fadenankern am osteochondralen Übergang und einer weiteren am lateralen Areal des Tuberculum majus (Baums (2009)).

Insgesamt stellt die Fadenankerrefixation laut Meier und Meier (2006b) eine signifikant stärkere Rekonstruktion im Vergleich zur transossären Nahttechnik dar, wobei hierbei die Ausreißfähigkeit bei der Rekonstruktion mithilfe der Doppelreihen-Technik im Vergleich zur Einzelreihen-Technik erhöht wird. Dies bestätigen auch Baums et al. (2008), die in einer biomechanischen Studie an Kadavergelenken des Schafes zeigten, dass eine signifikant höhere Stabilität mittels der Doppelreihen-Technik im Vergleich zur Einzelreihen-Refixation besteht. Außerdem zeigten Apreleva et al. (2002), dass durch die doppelte Reihe von Fadenankern die Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals durch eine erhöhte Flächenausdehnung der refixierten Sehne an deren wiederhergestellten Ansatz besser erreicht wird.

Man geht von der Überlegung aus, dass nur durch eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne eine dauerhafte Anheilung der Sehne nach erfolgter Refixation der Sehne in den Knochen gesichert wird. Dabei soll das ursprüngliche anatomische Insertionsareal möglichst exakt wiederhergestellt werden.

Das Konzept der Rekonstruktion des Insertionsareals der Rotatorenmanschette stellten erstmals Apreleva et al. (2002) und Dugas et al. (2002) dar. Das Insertionsareal umfasst die

Fläche der Sehnen in cm^2 sowie deren Abmessungen in mm über ihrem Ansatz am Tuberculum majus. Die Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne hat laut Dugas et al. (2002) physiologisch beim M. supraspinatus eine anterior-posteriore Dimension von ca. $16,3 \pm 5,5$ mm und eine Dicke von etwa $12,7 \pm 6,3$ mm.



Abbildung 1-9: Das originale Insertionsareal (englisch „footprint“) einer Supraspinatussehne (Apreleva et al. (2002), S. 524)

Mit der Entwicklung von neuen Techniken, die die biologische Einheilung der refixierten Sehne einer Rotatorenmanschettenläsion verbessern mögen, sollte also auf eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen geachtet werden, um möglichst viele Fasern am Heilungsprozess teilhaben zu lassen (Franceschi et al. (2007)). Gerade in der Anfangszeit der Rehabilitation, wenn die Sehnen-Knochen-Verbindung noch relativ schwach ist, spielt die histologische Reintegration eine wesentliche Rolle, die sowohl die Belastbarkeit als auch das Wiedererlangen der Aktivität beeinflusst (Galatz et al. (2006)).

Um exakte Aussagen über die zeitliche Einheilung der refixierten Sehne zu erlangen, wurden daher für künftige Studien neben den biomechanischen Belastungsversuchen auch histologische Untersuchungen der Sehnen-Knochen Verbindung gefordert (Gerber et al. (1999)).

In einer Studie an Kadaverschultern verglichen Tuoheti et al. (2005) die Kontaktfläche bei der transossären, der Einzelreihen- und der Doppelreihen-Technik und fanden heraus, dass sich die größte Kontaktfläche bei der Doppelreihen-Technik befindet. Die Kontaktfläche ist hierbei sogar mit einem 42 % größeren Wert als bei der transossären Technik zu vermerken. Allerdings darf nicht außer Acht gelassen werden, dass die Festigkeit des Sehnen-Knochen-Konstrukts und damit der Erfolg einer Rotatorenmanschettenrefixation, unabhängig von der jeweiligen Operationstechnik, weiterhin von verschiedensten Parametern wie der Qualität des Knochens, des Fadens, der Knotentechnik, dem Design des Ankers oder nicht zuletzt dem Sehngewebe selbst limitiert wird (Gohlke et al. (2007)).

Mögliche Gründe für das Versagen einer Sehnen-Knochen-Refixation stellen dabei der Ausriss des Fadens aus der Sehne, das Durchreißen der Fäden durch den Humeruskopf,

Reißen des Fadens oder auch das Gleiten des Knotens dar (Gerber et al. (1994), Cummins und Murrell (2003)).

Um letztlich die Refixationsmethode mit der besten anatomischen Rekonstruktion und dem besten funktionellen Ergebnis zu ermitteln, müssen die potentiellen Fehlerquellen einer Refixation berücksichtigt werden. Hierbei handelt es sich im Einzelnen um:

- Die Faden-Sehnen-Verbindung
- Die Faden-Anker-Verbindung bei der Ankernahttechnik
- Die Anker-Knochen-Verbindung bzw. die Faden-Knochen-Verbindung bei der transossären-Technik.

1.8.3 Faden-Sehnen-Verbindung

Cummins et Murrell (2003) zeigten, dass die häufigste Ursache des Versagens einer Sehnen-Knochen Fixation nicht das Ausreißen oder Lockern der Fadenanker (Burkhart (2001)), sondern das Ausreißen des Fadens aus der Sehne darstellt. Demnach ist neben der Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals die Refixierung der häufig retrahierten Sehne durch eine stabile Naht entscheidend (Baleani et al. (2006)). Die Ausreißfestigkeit dieser Verbindung wird somit von zwei Parametern entscheidend beeinflusst:

- Der Nahttechnik
- Dem Nahtmaterial.

Wichtig hierbei scheint, dass die Festigkeit der meisten Anker die physiologischen Kräfte, die am Ansatz der Rotatorenmanschette auftreten, übersteigt und sich dadurch der Schwachpunkt der Sehnenrefixation von einem Ankerariss auf das Versagen von Knoten oder Sehnen verlagert (Barber et al. (2006), Tingart et al. (2004)).

1.8.3.1 Nahttechniken

Eine hohe initiale Stabilität, guten Erhalt und eine höchstens minimale Dehiszenz der Sehne (englisch „gap formation“) sollte eine optimale Nahttechnik bieten, damit eine osteofibroblastische Integration der Sehne erfolgen kann. Dabei sollte die Strangulation der Sehne durch das Fadenmaterial möglichst niedrig gehalten werden, um metabolische Schäden zu vermeiden (Scheibel und Habermeyer (2003)).

In der Literatur sind bis heute viele verschiedene Nahttechniken beschrieben, wobei die meist angewandten die einfache Durchstichnaht (englisch „simple stich“) und die Matratzennaht (englisch „mattress stich“) bei der Rekonstruktion von Rotatorenmanschettenläsionen mit Fadenankern sind (Scheibel und Habermeyer (2003)).

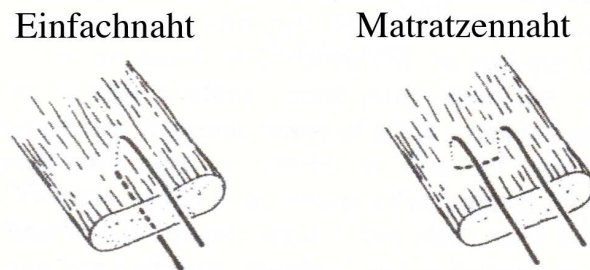


Abbildung 1-10: Einfach- und Matratzennaht nach Gerber et al. (1994), S. 373)

Gerber et al. beschrieben 1994 erstmalig die modifizierte Mason-Allen-Naht bei der transossären Refixation. Auch sie wiesen auf die Haltekraft des Fadens als Schwachstelle der Fixation hin und belegten ihre These, indem sie in einer In-vitro-Studie zeigten, dass die modifizierte Mason-Allen-Naht eine deutlich höhere maximale Reißfestigkeit aufweist als die traditionelle Durchstichnaht bzw. Matratzennaht.

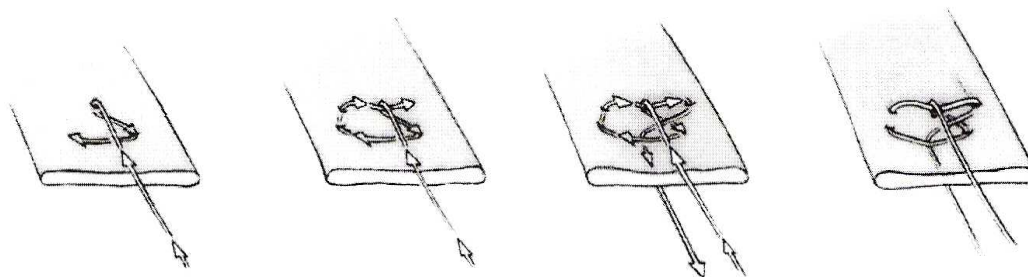


Abbildung 1-11: modifizierte Mason-Allen-Naht wie von Gerber et al. (1994) beschrieben (Habermeyer (2002), S. 351)

Allerdings ist die komplexe Nahttechnik der modifizierten Mason-Allen-Naht im arthroskopischen Verfahren nur schwer durchführbar. Daher wurden bisher in den meisten arthroskopischen Techniken die einfache Durchstichnaht oder Matratzennaht verwendet (Schneeberger et al. (2002)). Es besteht somit ein vermehrtes Interesse daran, komplexe Stichtechniken zu entwickeln, die mit erhöhter maximaler Reißfestigkeit auch minimalinvasiv angewandt werden können (Ma et al. 2006)).

Scheibel und Habermeyer (2003) schlugen daher die sogenannte arthroskopische Mason-Allen-Naht für die arthroskopische Rekonstruktion der Rotatorenmanschette vor, die eine einfache Durchstichnaht und eine horizontale Matratzennaht kombiniert, wodurch ein konstanter Kontakt der refixierten Sehne an ihrem Ursprung ausgeübt wird.

Die zuerst geknüpft Matratzennaht verhindert ein Einschneiden der darüber liegenden Einfachnaht in die refixierte Sehne. Außerdem weist sie eine vergleichbare Ausreißfestigkeit auf und ist arthroskopisch wesentlich leichter durchzuführen (Scheibel und Habermeyer (2003)).

1.8.3.2 Nahtmaterialien

Grundsätzlich sollte das Nahtmaterial so beschaffen sein, dass es den einwirkenden Kräften in der Einheilphase Widerstand hält, eine gewisse Steifigkeit für einen stabilen Knoten aufweist, nicht durch das Gewebe schneidet und einfach zu handhaben ist (Wüst et al. (2006)).

Bewährt hat sich für eine stabile Fixierung der Rotatorenmanschette nicht resorbierbares geflochtenes Nahtmaterial der Stärke 2 (Habermeyer (2002)). Es weist eine 50 % größere Haltekraft auf als monofiles resorbierbares Fadenmaterial und besitzt zudem eine bessere Knotenfestigkeit (Loutzenheiser et al. (1995)). Derzeit bieten die nicht resorbierbaren geflochtenen High-Performance-Polyblend-Polyethylenfäden wie z.B. HIFI[®], Fiberwire[®] oder Ultrabraid[®] deutlich verbesserte Festigkeiten mit guten Ergebnissen in zyklischen Belastungsversuchen und maximalen Belastungstests (Barber et al. (2006)). Wüst et al. (2006) bekräftigten diese Aussage, indem sie in einer biomechanischen Studie zeigten, dass neuere Polyblendfäden eine bessere mechanische Verankerung bieten als die oftmals gebrauchten Polyesterfäden (z.B. Ethibond[®]). Außerdem weisen Polyblendfäden einen 30-fach höhere Fransenwiderstand bei Metallankern auf als Polyesterfäden, weshalb im Hinblick auf ihre Stärke die Polyblendfäden daher insbesondere bei metallischen Ankern Gebrauch finden sollten (Wüst et al. (2006)).

Im Zusammenhang mit dem verbesserten Nahtmaterial liegt das häufigste Versagen einer Rotatorenmanschettenrefixation jedoch immer noch in der Naht-Sehnen-Verbindung (Bisson et al. (2008)) und es besteht somit eine Prädisposition durch die Sehne zu schneiden.

1.8.4 Faden-Anker- und Anker-Knochen-Verbindung

Sowohl die Faden-Anker- als auch die Anker-Knochen-Verbindung stellen zwei weiteren mögliche Schwachstellen der Refixation der Rotatorenmanschette dar. Sie warfen Überlegungen im Hinblick auf das Fadenankerdesign, die Ausrichtung innerhalb des Knochens und die Positionierung im Insertionsareal auf (Nho et al. (2007)).

Das Fadenankerdesign, welches neben der Ausrichtung des Fadenankers auch die Festigkeit der Refixation beeinflusst, sollte so gestaltet sein, dass der Anker einen möglichst großen Ausreißwiderstand bietet (Nho et al. (2007)). Des Weiteren wiesen Barber et al. (1997) nach, dass die Ausreißkraft für Metallanker wesentlich höher liegt als für bioresorbierbare Fadenanker.

Der Anker sollte hierbei einen spitzen Insertionswinkel aufweisen (englisch „deadman’s angle“), damit ein direktes Herausziehen durch den Zug der Rotatorenmanschette vermieden werden kann (Burkhart et al. (1995)). Der Winkel zwischen der Naht und der Zugrichtung der Sehne sollte weniger als 45 Grad betragen, da ansonsten ein ungünstiges Verhältnis zwischen den Zugkräften der Sehne und der Rückhaltekraft des Nahtanker entstehen kann.



Abbildung 1-12: *deadman’s angle* (Biomet Sports Medicine)

[www.biomet.com/sportsMedicine/
getFile.cfm?id=2443&rt=inline](http://www.biomet.com/sportsMedicine/getFile.cfm?id=2443&rt=inline)

Außerdem sollte der Fadenanker im kortikalen Niveau platziert werden. Die Tiefe der Fadenankerimplantation beeinflusst sowohl die absolute Ausreißfestigkeit, als auch die zyklische Belastungsfähigkeit des Systems (Bynum et al. (2005), Mahar et al. (2005)). Sie zeigten, dass eine Platzierung im kortikalen Niveau am günstigsten für die Refixation ist.

Tingart et al. (2003) zeigten, dass signifikante Unterschiede in der Knochenqualität innerhalb des Tuberculum majus bestehen und daraus deutliche Unterschiede in der Ausreißfestigkeit der inserierten Anker resultieren. Gerade ältere Patienten leiden unter einem erhöhten Osteoporose Risiko und seien in diesem Zusammenhang zu erwähnen. Proximale, im Bereich des anatomischen Halses eingebrachte Anker, weisen einen stärkeren Halt auf, als vergleichsweise weiter distal platzierte Anker.

Die Platzierung der Anker ist eine der entscheidenden Schritte der arthroskopischen Rotatorenmanschettenrefixation im Hinblick auf die Festigkeit. Hierbei sollten ebenfalls die Sehnen der Rotatorenmanschette im Sinne des anatomischen Insertionsareals im gesamten Bereich der medialen Oberfläche des Tuberculum majus reinsertiert werden.

Wie oben bereits erwähnt, zeigten Barber et al. (2006), dass die Ausreißkraft aller handelsüblichen Fadenanker über der maximalen Traglast der Fäden liegt. Die Knochen-Anker-Verbindung ist somit nicht der limitierende Faktor des Systems.

1.9 Fadenbrücken-Technik (sogenannte „Suture Bridge-Technik“)

Da immer noch eine hohe Mißerfolgsrate der standardisierten arthroskopischen Einzelreihen-Refixation der Rotatorenmanschette zu vermerken ist, hat es Chirurgen veranlasst eine alternative Methode zu entwickeln. Das Ziel der Rotatorenmanschettenrefixation ist es, eine optimale initiale Fixation mit einer Reproduktion des anatomischen Insertionsareals zu erhalten, um Spannungen an der Sehnen-Knochen Verbindung zu reduzieren und die Oberfläche für den Heilungsprozess zu erhöhen (Gerber et al. (1994)). Dafür wurde das Konzept der Rekonstruktion des anatomischen Insertionsareals mittels der Doppelreihen-Technik bereits in verschiedensten biomechanischen Studien untersucht (Kim et al. (2006), Meier und Meier (2006b), Baums et al. (2008)). Um dieses Konzept weiter zu verbessern und eine optimale biologische Einheilung des Insertionsareals einer refixierten Rotatorenmanschette zu erreichen, entwickelten Park MC et al. (2006) erstmals die Fadenbrücken-Technik (englisch „suture bridge“), ähnlich der transossären Nahttechnik, zur arthroskopischen Refixation der Rotatorenmanschette.

Diese Art der Refixation vereint eine Einzelreihen- oder Doppelreihen-Technik (je nach Größe der Sehne) mit einer „Überbrückung“ der jeweiligen Nähte über das anatomische Insertionsareal der Sehne, dem „footprint“, mit Hilfe einer distal-lateralen Fixation am proximalen Humerus. Die Fäden können dabei von unabhängig voneinander platzierten Fadenankersystemen durch eine Fadenschleife miteinander verbunden werden (Baums (2009)).

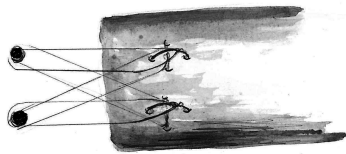


Abbildung 1-13: Schemazeichnung der angewendeten modifizierten Fadenbrücken-Technik: die Refixation erfolgt über zwei Fadenpaare, die jeweils mit einer Titanschraube gekoppelt sind (Baums (2009), S. 9)

Dadurch können zugleich die Vorteile der Fadenankerrefixation und der transossären Refixation genutzt werden. Ziel dieses Konstruktes ist es, die Sehne zu komprimieren, um den Kontakt zwischen Sehne und knöcherner Oberfläche zu verbessern und die biologische Einheilung der Sehne dadurch zu stimulieren. Somit kann eine ausreichende Festigkeit zur rascheren postoperativen Rehabilitation erlangt werden. Gleichzeitig wird eine Barriere geschaffen, die eine Penetration von Synovialflüssigkeit in den Einheilungsbereich zwischen Sehne und Knochen verhindert (Franceschi et al. (2007)).

Park empfiehlt eine „2-Suture-Bridge“-Technik bei einer Sehnenruptur der Rotatorenmanschette, bei der weniger als $\frac{1}{4}$ des Insertionsareals in anterior-posteriorer Richtung betroffen sind (siehe Abbildung 1-15). Bei größeren Sehnenrupturen, mit bis zu $\frac{3}{4}$ Beteiligung des anatomischen Insertionsareals, sollte eine „4-Suture-Bridge“ Technik zur Anwendung kommen (siehe Abbildung 1-14), da bei einem Riss einer Sehne, bei dem mehr als 50 % des Insertionsareals beeinträchtigt sind, eine höhere Festigkeit der Refixation erforderlich ist, um das Konstrukt instand zu halten.

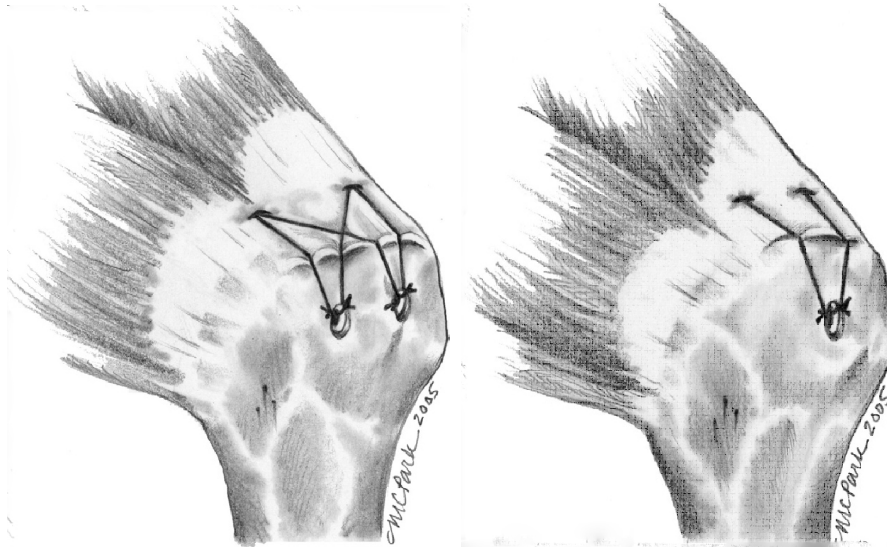


Abbildung 1-14: „transosseus-equivalent“ Nahttechnik mit zwei medial angeordneten Matratzennähten in der „4 Suture-Bridge“-Technik (Park MC et al. (2006), S. 1360e3) Abbildung 1- 15: „transosseus-equivalent“ Nahttechnik mit zwei medial angeordneten Matratzennähten in der „2 Suture-Bridge“-Technik (Park MC et al. (2006), S. 1360e3)

Demzufolge sollten bei Sehnenrissen dieser Größenordnung Doppelreihen- oder Fadenbrücken-Techniken ihre Anwendung finden. Park konnte allerdings für die „4-Suture-Bridge“-Technik in einer biomechanischen Vergleichstudie wesentlich höhere Ergebnisse als für die Doppelreihen-Technik im Hinblick auf die absolute Ausreißfestigkeit erzielen (443 N Vs 299 N).

Somit wird mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik im Vergleich zur Doppelreihen-Technik nicht nur eine verbesserte Kontaktfläche und deshalb eine mögliche verbesserte Einheilung der Sehne erreicht, sondern durch die getrennten Fixationspunkte wird außerdem die Belastung besser auf die Rekonstruktion verteilt. Dadurch wird die Stärke der Rekonstruktion maximiert und eine höhere Ausreißfestigkeit kann erreicht werden (Park MC et al. (2006)).

Frank et al. (2008) untersuchten die ersten 25 Patienten, die sich einer arthroskopischen Rotatorenmanschettenrefixation mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik unterzogen, ein Jahr nach der Operation im Hinblick auf die Einheilung der Sehne mittels einer MRT- Bewertung. Die Heilungsrate lag bei 88 % für Rotatorenmanschettenläsionen rekonstruiert mit dieser Technik.

Voigt et al. (2010) untersuchten ebenfalls 51 postoperative Patienten mit einer arthroskopischen Fadenbrücken-Rekonstruktion der isolierten Supraspinatussehne. Verglichen mit der Doppelreihen-Rekonstruktion aus vorangegangenen Studien konnte ein

ebenso gutes klinisches wie auch funktionelles Ergebnis erzielt werden Diese hohe Quote konnte bisher in der Literatur noch nicht erlangt werden.

Aufgrund der genannten Faktoren sollte daher diese Methode als eine neue Technologie der Rotatorenmanschettenrefixation in Zukunft mehr Anwendung finden.

1.10 Zielsetzung der Arbeit

In der vorliegenden Arbeit gilt es folgende Thesen mit Hilfe der durchgeführten Untersuchungen zu überprüfen:

Die sogenannte Fadenbrücken-Technik bietet unter Verwendung der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Nähten, der LASA-DR-Schraube[®] und Polyethylenfäden eine größere Stabilität gegen zyklische Belastungen und erzeugt einen größeren Kontaktdruck der Sehne auf ihre knöcherne Insertion, als die Rekonstruktion mit Hilfe der Einzel- und Doppelreihen-Technik unter Verwendung von Fadenankern mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten.

Unsere Hypothese besagt, dass die Fadenbrücken-Technik gegenüber der Einzelreihen- und Doppelreihen-Technik im Hinblick auf:

- die maximale Ausreißfestigkeit
- die zyklische Belastbarkeit
- und den gebildeten Kontaktdruck der Sehne auf ihrem Insertionsareal

überlegen ist.

Dieser Annahme liegen folgende Überlegungen zu Grunde:

Bei einer operativen Rotatorenmanschettenrefixation soll eine ausreichende Primärstabilität des Sehnen-Knochen Konstrukts gewährleistet werden. Die daraus resultierende biomechanische Belastbarkeit schafft die Voraussetzung für die erwünschte Einheilung der Sehnen-Knochen Verbindung (Gerber et al. (1994)).

Um den Einheilungsprozess zu optimieren, ist es wichtig, das ursprüngliche anatomische Insertionsareal (englisch „footprint“) der Rotatorenmanschette wiederherzustellen und durch die Kompression der Sehne auf diese Kontaktfläche die Stärke und Funktion der refixierten Sehne zum Positiven zu beeinflussen (Ma et al. (2006), Appreleva et al. (2002), Meier und Meier 2006a)).

Obwohl die Fadenbrücken-Technik bereits eine breite klinische Anwendung findet, sind verlässliche biomechanische und morphometrische Daten spärlich. Daher erfolgte in dieser Studie neben der Evaluation der initialen, biomechanischen Eigenschaften auch die Untersuchung der morphometrischen Eigenschaft des Sehnen-Knochen-Konstrukts einer refixierten Rotatorenmanschette mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik am Schafmodell.

Als Ziel der Arbeit gilt es zu verifizieren, dass die evaluierte Fadenbrücken-Technik sowohl gegenüber einer Belastung von definierten 3000 Zyklen als auch gegenüber der klinisch relevanten definierten Versagensschwelle von 250 N (Burkhead et al. (2007)) zum Zeitpunkt Null standhält und bei einem monotonen Belastungsimpuls eine ausreichende mechanische Primärstabilität gewährleistet.

Aus der aktuellen Literatur geht hervor, dass die durchgeführte Untersuchung die Erste ist, die zyklische und maximale Belastungstests, als auch Druckmessungen bei der Fadenbrücken-Technik zum Zeitpunkt Null berücksichtigt.

2 Material und Methoden

Insgesamt wurden für diese Studie 30 frische, zwei Jahre alte, post mortem Schafsschultern von einem Schlachthof verwendet. Die Schultern wurden sofort nach der Schlachtung mit Kochsalz befeuchtet und in Gaze verpackt eingefroren und bei konstant -20°C gelagert. 24 Stunden vor Beginn der Präparation und anschließender Versuchsreihe erfolgte die schonende Auftauung der Schultern bei Raumtemperatur unter ständiger Luftzirkulation. Die Auswahl der Schultern und des Verfahrens erfolgte randomisiert. Die Präparation und die Versuchsvorbereitung, d.h. das Setzen der Schrauben und Nähte wurden immer von demselben erfahrenen Chirurgen durchgeführt, um eventuelle Abweichungen bei der Refixation zwischen den einzelnen Exemplaren zu minimieren.

2.1 Das Schafmodell

Im Hinblick auf die maximale Ausreißfestigkeit und die zyklische Belastbarkeit von Rotatorenmanschettenläsionen in experimentellen Studien, hat sich neben der Anwendung von menschlichen Kadaverschultern das Schultergelenk des Schafes, aufgrund histologischer und struktureller Eigenschaften, als Ersatzmodell für das menschliche Schultergelenk etabliert (Gerber et al. (1994)). Die Infraspinatussehne des Schafes ähnelt in ihrer Form der Supraspinatussehne des Menschen im Hinblick auf Breite und Stärke und ist auch histologisch kaum von dieser zu unterscheiden (France et al. (1989)).

Auch die anzuwendende Kraft, um eine Infraspinatussehne des Schafes vom Knochen zu lösen, liegt mit mindestens 2400 N in dem Bereich, in dem sich auch innerhalb der Standardabweichungen die Kraft befindet, die nötig ist, um eine humane Supraspinatussehne von ihrem Ansatz am Humerus zu lösen (McFarland et al. (2005)).

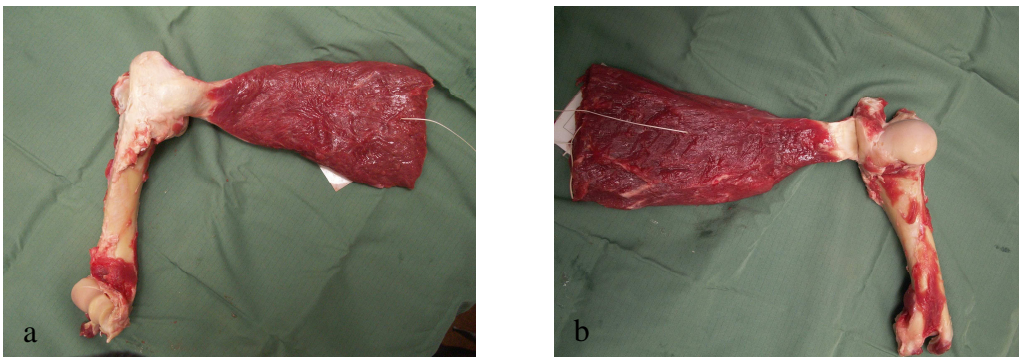
Nennenswerte Unterschiede liegen zum einen in der Anordnung der Sehnenfasern (Cummins und Murrell (2003)). Die Sehnenfasern der Infraspinatussehne des Schafes sind parallel angeordnet im Gegensatz zu den in sich verflochtenen Sehnenfasern der intakten Supraspinatussehne des Menschen. Diese Struktur ist bei Patienten mit einer Rotatorenmanschettenläsion jedoch nur noch in geringem Maße vorzufinden und stellt somit keine eklatante Abweichung mehr dar. Zum anderen übertrifft die Qualität der Knochendichte der proximalen humeri der Schafe die, der meist älteren Patienten mit

Rotatorenmanschettenläsionen, wodurch es zu einer möglichen Einschränkung in Bezug auf die verschiedenen Refixationstechniken kommen mag (Cummins et al. (2005)). Da jedoch in den meisten Fällen die Faden-Sehnen-Verbindung die Schwachstelle darstellt, ist auch dieser Faktor kein wirkliches Ausschlusskriterium für das Schaf als Modell für die Refixation einer Rotatorenmanschettenläsion.

Im Hinblick der Tatsache, dass es nicht möglich ist, ein exakt identisches Modell für die humane Supraspinatussehne zu finden, bietet die Infraspinatussehne des Schafes jedoch eine gute Alternative.

2.2 Präparation

Nach dem Auftauen erfolgte die Entfernung aller Weichteile mit Ausnahme des M. infraspinatus. Der Muskelbauch des M. infraspinatus wurde scharf aus seinem Ursprung, der Fossa infraspinata, gelöst. Die Sehne verblieb zunächst am Tuberculum majus. Alle weiteren Weichteile sowie die Skapula wurden verworfen, so dass nur ein Präparat bestehend aus M. infraspinatus und Humerus erhalten blieb.



*Abbildung 2-1: Präparat der Schafsschulter bestehend aus Humerus und M. infraspinatus.
Ansicht von dorsal (a), Ansicht von ventral (b)
(persönliche Mitteilung von PD Dr. med. H.-M. Klinger)*

Für die Versuche wurden in allen Fällen eine makroskopisch intakte Sehne sowie eine unauffällige knöcherne Insertion vorausgesetzt.

In keiner der Präparate konnten etwaige vorbestehende Defekte oder andere Abweichungen von der Norm festgestellt werden.

2.3 Refixation

Zunächst wurde dafür die Sehne scharf von ihrem bindegewebig-knorpeligen Ansatz getrennt, um eine vollständige Sehnenruptur zu imitieren. Im Zuge der Versuchsreihen wurden LASA-DR-Schrauben[®] aus Titan der Firma Königsee aus Aschau in Deutschland verwendet.

2.3.1 Die LASA-DR-Schraube[®]

In dieser Studie kam anstelle der üblichen Fadenanker eine speziell konfigurierte Titan-Schraube der Firma Königsee (Aschau, Deutschland) zur kortikalen Augmentation der transossären Rotatorenmanschetten-Naht zum Einsatz. Die Schraube besteht aus einer Pinspitze, einem Gewindegkörper, einem gewindefreien Hals und einem Flachkopfprofil.



Abbildung 2-2: Die LASA-DR-Schraube[®] besteht aus Pinspitze, Gewindegkörper, gewindefreiem Hals und flachem Kopf. Zur Abdeckung der verschieden großen Insertionsareale stehen 3 Größen zur Verfügung: 6 x 30 mm, 6 x 35 mm u. 6 x 40 mm (Königsee Implantate, Aschau, Deutschland)

Sie ermöglicht die Refixation der Rotatorenmanschette mit dem Konzept der Doppelreihen-Fixation nach aktuellen, biomechanischen und funktionellen Erkenntnissen. Hierbei werden mit Hilfe der Pinspitze die doppelte Reihe von Nahtfäden transfixiert, die Schraube durch den Gewindegkörper im Knochen verankert und durch die Nähte auf der Sehne und das Verknoten um den Schraubenhals eine flächige Kompression auf den Knochen erzielt.

Das Design der Ankerschraube erlaubt eine mediale Verankerung in der festen subchondralen Spongiosa des Humeruskopfes und eine Verankerung in der lateralen Wand der Tuberositas im rechten Winkel zur Zugrichtung des Muskels.

Vorteile gegenüber Fadenankern stellen die versenkten und gesicherten Knoten dar. Außerdem soll durch ein Versenken der Schraube auf Kortikalisniveau ein mögliches

Impingement am Akromion reduziert werden. Weiterhin ist ein Fadenriss am Anker hier weitgehend ausgeschlossen und ein Durchschneiden der Fäden durch den Knochen nicht mehr möglich. Dadurch, dass mehrere Fäden mit einer einzigen Schraube gesichert werden können, wird die Anzahl der Implantate reduziert und so gleichzeitig eine Kostensenkung erreicht.

Je nach Rupturgröße und Knochenqualität werden von dem Hersteller verschiedene Schraubengrößen zur Verfügung gestellt. Die Schraubenentfernung bzw. die Weiterverwendung im Revisionsfall ist problemlos möglich.

Die Operation einer Rotatorenmanschettenrefixation mit Hilfe der LASA-DR-Schraube® (Königsee Implantate, Aschau, Deutschland) kann offen oder auch arthroskopisch durchgeführt werden.

2.3.2 Verfahren der Refixation

Jeweils zwei Schrauben wurden proximal, im Abstand von 5 mm zur jeweiligen benachbarten Schraube in einem Winkel von 70-80 Grad „freihändig“ in Richtung der medialen Grenze des Insertionsareals eingebracht.

Für das Anlegen der medialen Bohrkanäle wurde ein Punch mit Anschlag zur Verdichtung der Spongiosa angewandt.



Abbildung2-3: Punch zum Anlegen der medialen Bohrkanäle

Danach wurde ein weiterer Punch auf der kleineren Tuberositas (Tuberkulumspitze) parallel zum Insertionsareal ausgerichtet und durch den Cortex eingebracht (*Abbildung 2-4*).



Abbildung 2-4: Anlegen der Bohrkanäle

Der Punch kann dabei auch mit Hilfe eines Zielgerätes in einem Winkel von 70-80 Grad eingebracht werden. Dazu wird durch die laterale Buchse der Punch eingeführt, auf die laterale Kortikalis ca. 1 cm distal des Tuberculum majus aufgesetzt und danach der Punch bis zum Anschlag eingeschlagen. Auch hierbei sollte die Einschlagrichtung parallel zur Oberfläche der Insertion verlaufen.



Abbildung 2-5: Zielgerät

Nun erfolgt die Abschätzung der Schraubenlänge entsprechend der Länge der Insertion zwischen Tuberositas und medialer Knorpel-Knochengrenze. Dabei ist die Überprüfung einer möglichen Überlänge und Ausschluss einer Schraubenperforation ins Gelenk unbedingt erforderlich.

Mit Hilfe eines Fadensetzinstrumentes, eingespannt in einem Zielgerät, wurden dann zwei Fäden (sogenannte „Shuttlefäden“) armiert und im Fadenkanal eingesetzt.



Abbildung 2-6: Eingespannter Faden im Fadensetzinstrument

Als Fadenmaterial wurden HIFI[®] Polyethylenfäden der Firma Conmed Linvatec (Largo, FL, USA) genutzt.

Nun erfolgte das Einbringen der LASA-DR-Schraube[®]. Hierfür wurde die Punchbuchse gegen die Gewindebuchse ausgetauscht und die entsprechenden LASA-DR-Schraube[®] von lateral eingeschraubt, bis die Gewindegänge im Knochen versenkt waren und nur noch der gewindefreie Hals und der Schraubenkopf überstanden



Abbildung 2-7: Eingebachte LASA-DR-Schraube[®]

Anschließend wurde der Shuttlefaden aus dem Halteschlitz gelöst und das Zielgerät entfernt. Zur Absicherung des regelrechten Sitzes und der Fadengängigkeit um die Schraube erfolgte der Zug am Shuttlefaden.

Die nun entstandenen 4 Fadenpaare wurden zur Vorbereitung der Nahttechnik in je zwei horizontale und zwei vertikale Positionen ausgelegt. Anschließend erfolgte die Refixation der Sehne mit Hilfe der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Naht (Scheibel und Habermeyer (2003)). Dafür wurde die Sehne mit einer Nadel perforiert und die Nähte dabei gespannt (*Abbildung 2-8*).

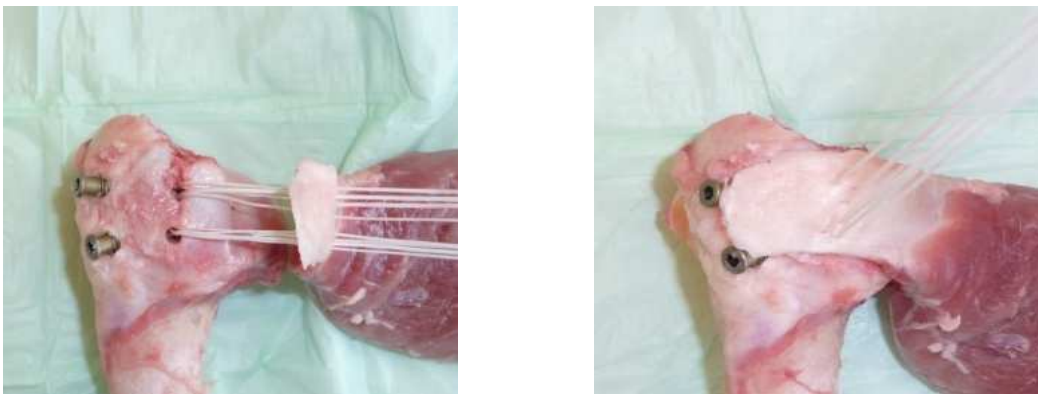


Abbildung 2-8: gesetzte Sehnennähte der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Naht nach Scheibel und Habermeyer

Die Fäden wurden medial über der Sehne mit arthroskopischer Knotentechnik verknotet. Jeder Stich wurde dabei zuerst mit einem gleitenden „double half-hitch knot“ geknüpft, um ihn anschließend mit einer Serie von vier rücklaufenden „half-hitches“ an alternativen Positionen zu sichern. Um die Spannung für die Heilung zu standardisieren, durften nicht weniger als 40 N Spannkraft benutzt werden, um die Knoten zu sichern, welches durch ein Tensiometer überprüft wurde.

Danach wurden die restlichen Fäden unter Zug und unter Mitnahme des sehnigen Ursprungs mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik über dem Insertionsareal gekreuzt und um den Schraubenhals verknotet. Bei der Verknotung um den Schraubenhals sollte auf eine laterale Knotenposition in Schraubennähe geachtet werden, um ein Knotenimpingement unter dem Akromion möglichst zu vermeiden.

Abschließend wurden die Schrauben auf Kortikalisniveau eingedreht, dadurch die Fäden nachgespannt, und die restlichen Fäden gekürzt.



Abbildung 2-9: Refixation mit zwei LASA-DR-Schrauben[®] und Suture-Bridge-Nahttechnik

Alle Arbeitsschritte wurden unter normalen Luftverhältnissen, bei Raumtemperatur und ohne arthroskopische Flüssigkeit durchgeführt.

Anschließend wurden rechte und linke Schultern im Rahmen der biomechanischen und morphometrischen Versuchsreihe wahllos in drei verschiedene Versuchsgruppen unterteilt. In allen Fällen erfolgte die Refixation mittels einer modifizierten Fadenbrücken-Technik unter Verwendung eines braided polyblend Polyethylen Fadens (HIFI[®]; Conmed Linvatec, Largo, FL, USA) der Stärke 2 und zwei LASA-DR-Schrauben[®]:

Versuchsgruppen:

- Gruppe I: Zyklischer Belastungstest**
- Gruppe II: Maximaler Belastungstest - „load-to-failure“**
- Gruppe III: Druckmessung mittels eines drucksensitiven Messfoliensystems.**

2.4 Biomechanischer Belastungsversuch

2.4.1 Versuchsaufbau

Die biomechanischen Belastungsversuche erfolgten bei Raumtemperatur mittels einer elektromechanischen Prüfmaschine (Zwick 1445, Firma Zwick/Roell, Ulm, Deutschland). Die Zug-Auslenkungskurve wurde mit der dazugehörigen Software aufgezeichnet (testXpert 12, Zwick-Roell, Ulm, Germany).

Dazu wurde der Muskelbauch des M. infraspinatus in eine von Rickert et al. (1998) vorgeschlagenen Haltevorrichtung fest eingespannt.

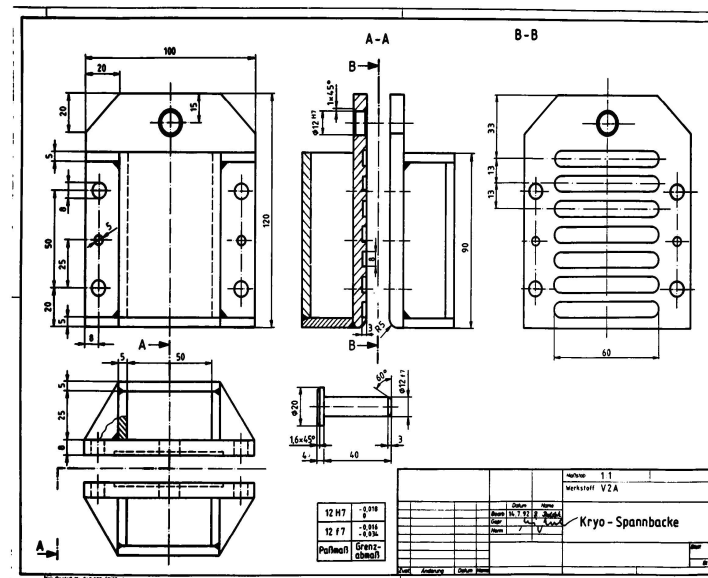


Abbildung 2-10: Darstellung der modifizierten Kältebacken. Im Schnitt A-A sind die seitlich aufgesetzten Trockeneisbehälter in der Seitenansicht dargestellt. R5 zeigt die abgerundete untere Kante der Spannbacke. Im Frontalschnitt sind die senkrecht zur Zugrichtung eingebrachten Vertiefungen der Cryo-Jaws zu sehen, welche der Aufnahme des Muskelbauches dienen (Rickert et al. (1998), S. 267).

Um Sehnen unter Zugbelastungen zu untersuchen, entwarfen Rickert et al. (1998) diese Methode zur Fixierung des Muskel-Sehnen-Komplexes, um die natürliche Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus zu testen.

Kernstück dieser Haltevorrichtung sind zwei Klemmbacken mit je zwei seitlichen Behältnissen für Trockeneis. Zwischen diesen Kältebacken (Cryo-Jaws) wird der Muskelbauch des M. infraspinatus eingespannt und vor Beginn der Zugversuche durch das Trockeneis auf bis zu $-78,4^{\circ}\text{C}$ eingefroren. Dabei sollten 6 cm Abstand zwischen Klemmbacke und dem Refixationsareal eingehalten werden.

Durch den Druck der Klemmbacken, durch das Anziehen so genannter Zugschrauben, drückt sich das Muskelgewebe in die unten abgebildeten Aussparungen. Nach 5 Minuten entsteht eine derart feste Verzahnung zwischen Muskelgewebe und der Haltevorrichtung, die ein Abgleiten der Muskulatur unmöglich machte (Rickert et. al (1998)).

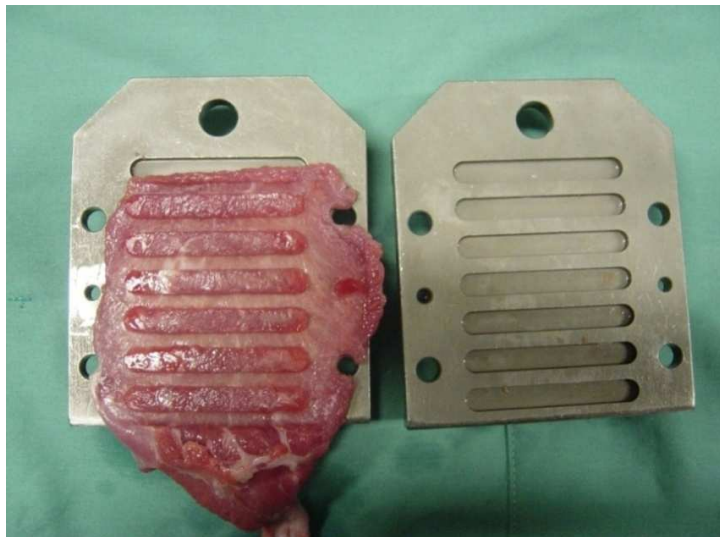


Abbildung 2-11: Fixierung des Muskelbauches in Klemmbacke

(persönliche Mitteilung nach PD Dr. med. H.-M. Klinger)

Um eine Durchtrennung der Muskulatur bzw. ein mögliches Einschneiden der Kältebacken beim Anziehen der Schrauben zu verhindern, wurden die entscheidenden Kanten abgerundet. (Abbildung. 2-11).

Diese absolut feste Verzahnung wurde angestrebt, um bei der anschließenden Zugbelastung Artefakte durch mögliche Bewegungen des Muskelbauches zu vermeiden.

Unter dem gleichen Gesichtspunkt wurde der Humeruskopf mit Hilfe von Polmethylmethacrylat (PMMA) in einer sonderangefertigten Vorrichtung fixiert um eine Verfälschung der Ergebnisse möglichst gering zu halten (*Abbildung 2-12*) und die Kräfte, die auf die Sehne einwirken, gleichmäßig zu verteilen.

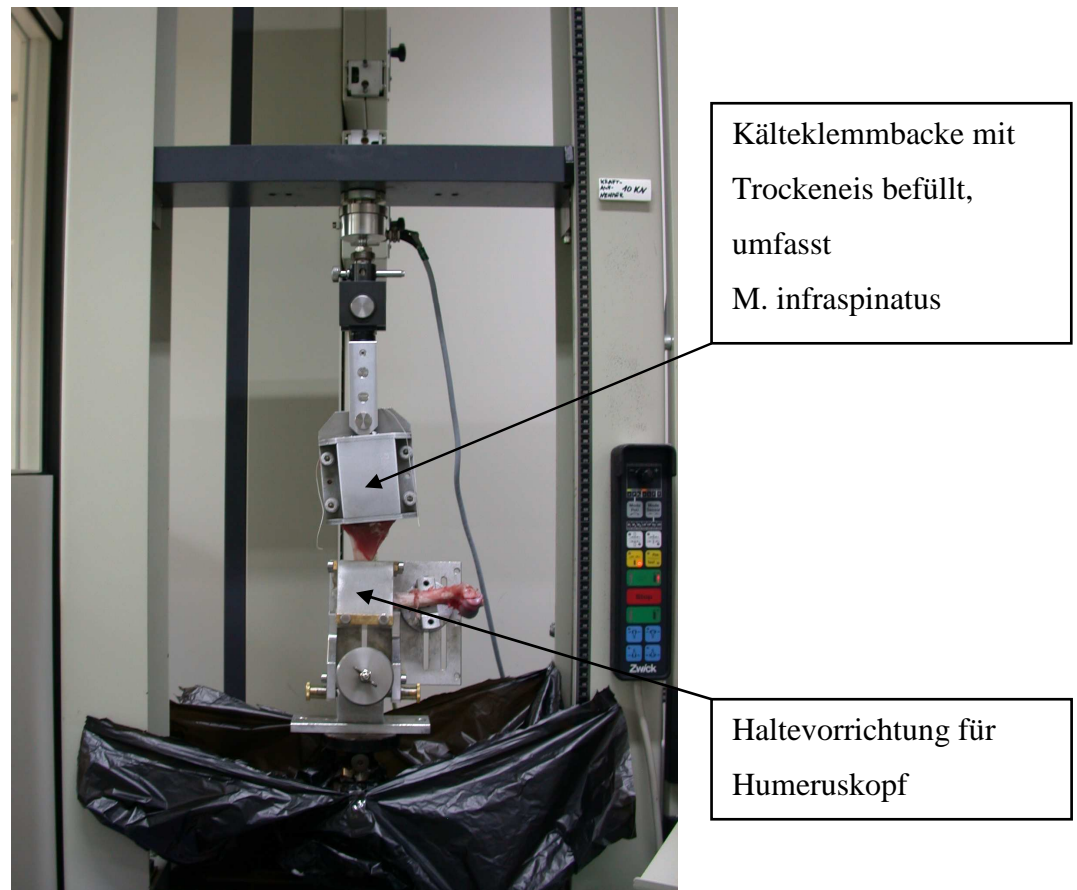


Abbildung 2-12:

Versuchsaufbau

Der Humeruskopf wurde im Kopfbereich fixiert, da eine Befestigung im Schaftbereich durch Biegebeanspruchung zu einer Veränderung der Zugrichtung hätte führen können. So konnte die natürliche Zugrichtung des M. infraspinatus für die ganze Länge der Testung sichergestellt werden. Der oben dargestellte Versuchsaufbau kam in vorangegangenen Studien ebenfalls zum Einsatz (Demirhan et al. (2003), Lee et al. (2005), (Klinger et al. (2007), Baums et al. (2008)).

2.4.2 Der Ausreißversuch

Die für diese Versuchsreihe verwendete Methode kommt aus der industriellen Werkstoffprüfung und dient zur Feststellung der Ausreißfestigkeit. Bei dieser Prüfung handelt es sich um ein genormtes Standardverfahren, mit dessen Hilfe die Richtwerte von Werkstoffen durch Dehnen bis zum Bruch bestimmt werden können. Beim Ausreißversuch wird der Muskel-Sehnen-Komplex entsprechend durch statischen Zug beansprucht.

Dafür wurden die refixierten Rotatorenmanschetten nach o.g. Vorbereitung einer longitudinalen Zugkraft in physiologischer Zugrichtung des M. infraspinatus ausgesetzt.

Um eine isometrische Muskelkontraktion zu simulieren, wurde die Kraft so eingesetzt, dass der Humerus einen Winkel von 90° zur Sehne des M. infraspinatus eingehalten hat (Rickert et al. (1998)).

Voraussetzung für den Start der Versuche war die Annäherung der Gefrierschicht auf ca. 0,5 cm des Muskel-Sehnen-Übergangs, um sowohl einen Muskeldefekt als auch das Gefrieren des Sehnengewebes zu verhindern.

Mittels eines Messverstärkers und der vorhandenen Software (Testexpert 12, Zwick-Roell) wurden die

- maximale Ausreißfestigkeit in N
- Dislokation der Sehne am Insertionsareal (englisch „gap formation“) in mm
- Steifigkeit (englisch „stiffness“) in N/mm

des Reparaturkonstrukts evaluiert. Hierbei repräsentiert die Steifigkeit das Verhalten des Gewebes auf Belastungen, wie sie in der Frühphase der Rehabilitation vorkommen (Rickert et al. (1998)).

2.4.2.1 Zyklischer Belastungstest (Gruppe I)

Um postoperativen Bedingungen möglichst genau zu simulieren, wurden die Versuche ebenfalls unter zyklischer Zugbelastung wie auch schon in früheren Studien durchgeführt (Burkhart et al. (1997a und 1997b), Klinger et al. (2007), Baums et al. (2008)). Diese Parameter sollen die physiologischen Belastungen und Beschleunigungen bei normalen täglichen Aktivitäten möglichst genau rekonstruieren und kommen deshalb hier zum Tragen

(Burkhart et al. (1997a), Klinger (2007)). Durch die zyklische Belastung werden außerdem bessere in-vivo-Bedingungen in Bezug auf die Ermüdung der Rekonstruktion simuliert, im Vergleich zu einem einzelnen konstanten Zug bis zum Defekt (Barber et al. (1995), Burkhart et al. (1997a)), Schneeberger et al. (2002)).

In dieser Versuchsreihe wurden 10 der refixierten Versuchskonstrukte von 10 N bis 180 N in einem fünf Sekundenzyklus bis zu einem Maximum von 3000 Zyklen belastet. Die Rekonstrukte wurden zuvor einer Vorlast von 10 N über eine Dauer von einer Minute ausgesetzt (Burkhart et al. (1997a)).

Im Falle eines kompletten Versagens (Dehiszenz der Sehne von 10 mm, Defekt des Sehnen-Knochen Konstrukts) oder bei Erreichen von 3000 Zyklen wurde der Versuch abgebrochen. Laut Burkhart et al. (1997a) entspricht eine Dehiszenz von 5mm einem 50 %-igem Versagen, wobei die Dehiszenz von 10 mm einem Versagen zu 100 % entspricht.

Mit einem Dehnungsmesser wurde die Dehiszenz der Sehne auf jeder Reparaturseite gemessen. Es wurde sowohl die Anzahl der Zyklen, die eine 5 mm oder eine 10 mm Dehiszenz verursachten als auch die Art des Versagens festgehalten (Rickert et al. (1998), (Klinger et al. (2007)).

2.4.2.2 Maximaler Belastungstest (Gruppe II)

Der maximale Ausreißversuch ist mit einer Kraft vergleichbar, die sich im Falle eines Sturzes oder durch das Heben eines schweren Objektes auf den Arm auswirkt (Kim et al. (2006)).

Dafür wurde nach einer Vorspannung von 10 N für 1 Minute eine kontinuierliche Belastung von 250 N auf 10 Reparaturkonstrukte appliziert und die Kraft (N) und die Auslenkung (mm) wurden digital in einer Deformationskurve aufgezeichnet. Eine Belastung von 250 N wurde, wie aus vorangegangenen Studien hervorgeht, als die klinisch Relevanteste, beim Ausriss einer Sehne, angesehen (Burkhead et al. (2007)). Die Art des Versagensmodus wurde dokumentiert. Es erfolgte die Bestimmung der maximalen Ausreißfestigkeit und der Steifigkeit mittels eines Meßverstärkers (St. Pierre et al. (1995), Klinger et al. (2008), Baums et al. 2010b)).

2.5 Drucksensitives Messfoliensystem (Gruppe III)

Der Einfluss des Druckverhältnisses auf die Sehnenintegration nach vorderem Kreuzbandersatz wurde zwar bereits in verschiedenen Studien untersucht (Goradia et al. (2000), Katsuragi et al. (2000), Weiler et al. (2002)), allerdings liegen bislang für die Sehnen der Rotatorenmanschette nur wenige Ergebnisse vor. Ziel dieser Untersuchung war es durch ein spezielles „Pressure Measurement System“ der Firma FUJIFILM® die Auflagefläche, bzw. den Druck der refixierten Sehne des M. infraspinatus auf ihrer knöchernen Oberfläche, dem Insertionsareal, zu messen (Tuoheti et al. (2005), Park MC et al. (2007a), Baums et al. (2009)). Anhand einer dünnen und stabilen Folie wird dabei der Druck in eine Farbe umgewandelt. Um auch sehr niedrige Drücke (hier im Bereich von 0,2 – 0,6 MPa) erfassen zu können empfiehlt FUJIFILM® ein 2-Folien-System zusammengesetzt aus einem A- und einem B-Film (Prescale Film, Super Low Pressure type, Fuji Photo Film Co Ltd, Tokyo, Japan). Der A-Film besteht aus einer Polyesterbasis, die mit einer mikro-gekapselten farbgebenden Schicht bedeckt ist. Der C-Film besteht ebenfalls aus einer Polyesterbasis, die wiederum mit einem farb-entwickelndem Material beschichtet ist.

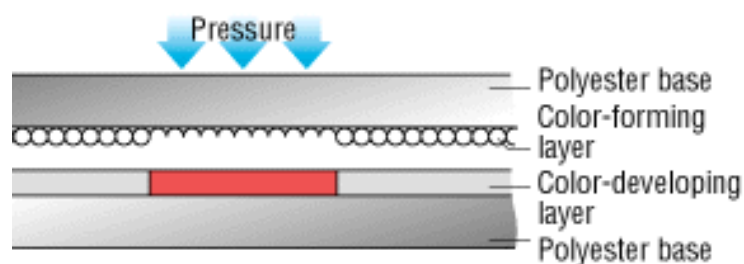


Abbildung 2-13: Two-sheet type

(<http://www.fujifilm-prescale.eu/index.php?page=How%20to%20use>)

Tabelle 2-1: *different kinds of Prescale*

(<http://www.fujifilm-prescale.eu/index.php?page=How%20to%20use>)

Produkt	Druckbereich (MPa)	Produktgröße	Typ
Ultra Super Low Pressure (LLLW)	0.2 - 0.6	270 mm x 5 m	Two-sheet type
Super Low Pressure (LLW)	0.5 - 2.5	270 mm x 6 m	Two-sheet type
Low Pressure (LW)	2.5 - 10	270 mm x 12 m	Two-sheet type
Medium Pressure (MW)	10 - 50	270 mm x 12 m	Two-sheet type

Werden diese beiden Filme nun zusammengesetzt und Druck ausgeübt, gehen die Mikrokapseln in diesen Bereichen kaputt und das farbgebende Material kann mit dem farentwickelndem Material reagieren. Die Mikrokapseln sind dabei so konzipiert, dass sie entsprechend dem Grad des Druckes reagieren und so die Farbdichte mit der Stärke des Drucks korrespondiert. Sobald Druck aufgebracht wurde erscheinen rötliche Flecken auf der Folie, je stärker der Druck, desto intensiver verfärbt sich die Folie rot.

Nun kann die Fläche der eingefärbten Folie mit Hilfe des dazugehörigen FPD-306E Gerätes durch Einscannen in einen digitalen Wert umgewandelt werden.

2.5.1 Versuchsaufbau

In dieser dritten Versuchsreihe wurden die M. infraspinati von weiteren zehn Schultern ebenfalls mit Hilfe von zwei LASA-DR-Schrauben[®] (Königsee Implantate, Aschau, Deutschland) mit je zwei HIFI[®] Polyethylenfäden der Stärke 2 (Conmed Linvatec, Largo, FL, USA) und arthroskopischer Fadenbrücken-Technik in Kombination mit der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Naht rekonstruiert.

Dafür wurde der „druckempfindliche Film“ auf eine Fläche, dem Insertionsareal entsprechend, von ungefähr 1x2 cm zurechtgeschnitten und auf einer vorbereiteten Schablone platziert, um den Film mit einheitlichen Löcher zu versehen.

Danach wurde der Film in einem undurchlässigen Papier verschlossen und nach dem Setzen der Schrauben und der Nähte zwischen die refixierte Sehne und der knöchernen Oberfläche des Humerus eingebracht. Die Nähte wurden nun vorsichtig durch die vorbereiteten Löcher gefädelt, verknotet und mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik an den Ankerschrauben

befestigt. Diese Maßnahmen wurden ergriffen, um einen rundum Blick auf die Kontaktfläche und die Druckmessfolie zu ermöglichen.

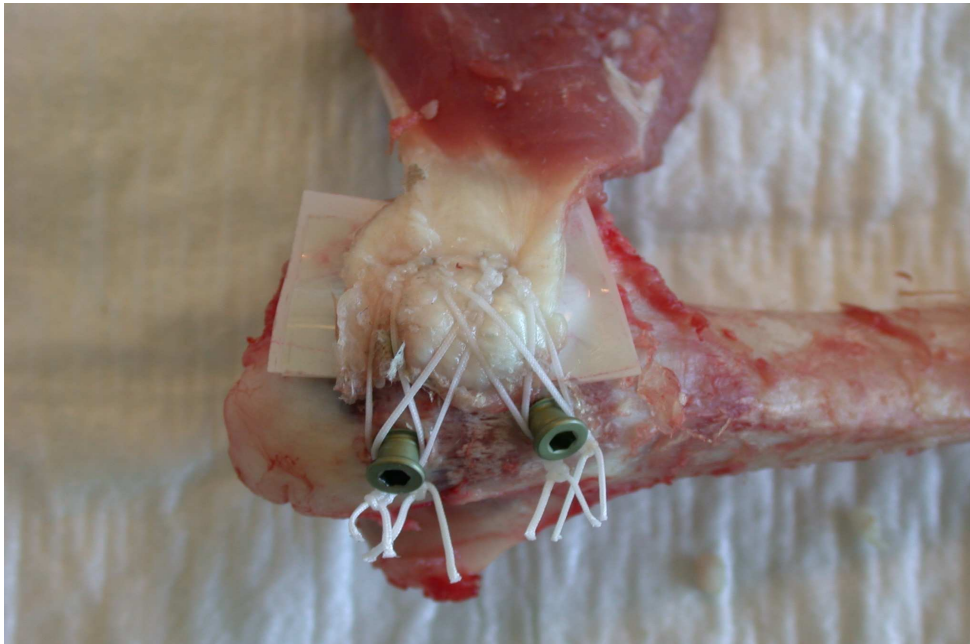


Abbildung 2-14: Druckmessfolie unterhalb einer refixierten Sehne mit zwei LASA-DR-Schrauben[®] und arthroskopischer Fadenbrücken-Technik mit sogenannter arthroskopischer Mason-Allen-Naht

Jedes Reparaturkonstrukt wurde für mindestens 2 Minuten, wie vom Hersteller empfohlen, aufrechterhalten, bevor die Nähte mit einem Skalpell durchtrennt wurden. Dabei und auch während der gesamten Versuchsreihe musste darauf geachtet werden, dass zum Einen kein zusätzlicher Druck auf die Folie ausgeübt wurde und zum Anderen der Film, mit Hilfe von Kompressen, trocken gehalten wurde, um die Feuchtigkeit von der Sehne auf den Knochen zu absorbieren und somit ein Verfälschen der Ergebnisse zu vermeiden.

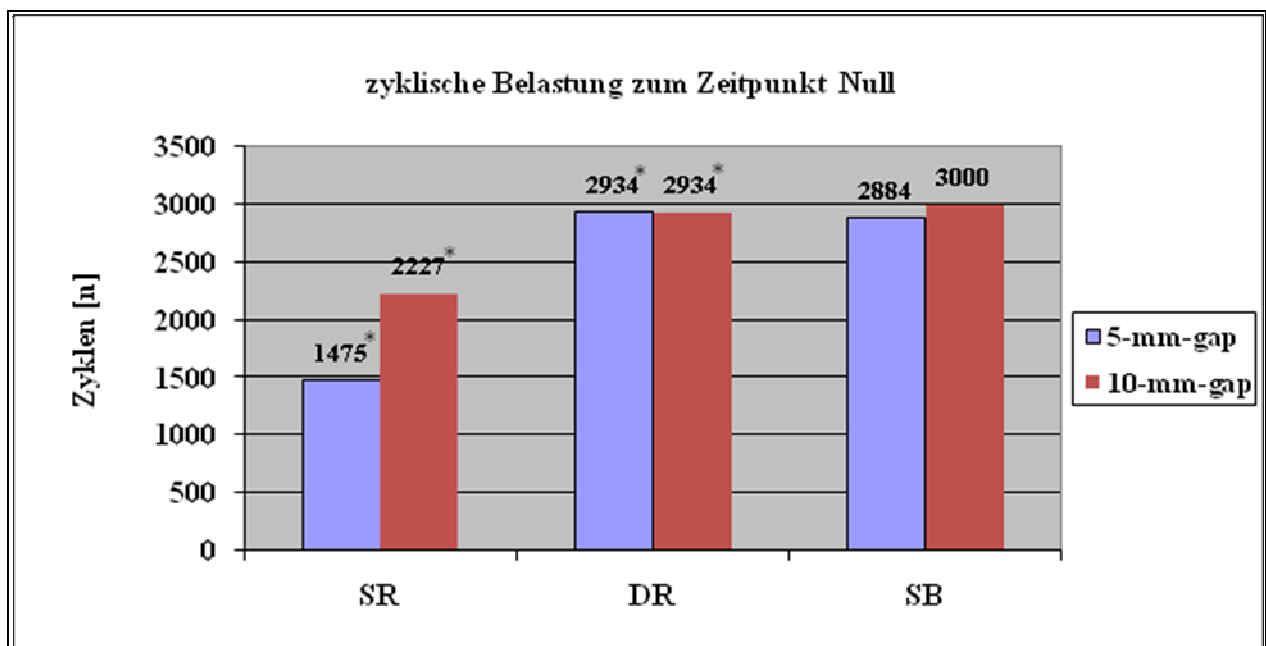
Der Film wurde nun vorsichtig vom Insertionsareal für die weitere Auswertung entfernt. Dafür wurde der Film in einem entsprechendem Fuji Film Prescale Pressure Densitometer (FDP-305E, Fuji Photo Film Co Ltd, Tokyo, Japan) eingescannt und sowohl die durchschnittliche Auflagefläche als auch der Druck auf der Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen ermittelt, die bei der Refixation der Sehne des M. infraspinatus mittels zwei Ankerschrauben und der Fadenbrücken-Technik im Vergleich zu einer Nahtankerrekonstruktion erreicht werden.

3 Ergebnisse

3.1 Zyklischer Belastungstest (Gruppe I)

Bei den zyklischen Belastungstestungen (Gruppe I) im Bereich von 10 N bis 180 N nach entsprechender Vorspannung, hielten alle Präparate 3000 Zyklen stand und in keinem Falle wurde eine Dehiszenz der Sehne (englisch „gap formation“) von 10 mm erreicht, die einem 100 %-igem Versagen entspricht. In den vorausgegangenen Versuchsreihen mit analogem Versuchsaufbau (Baums et al. (2008)) war die Anzahl der Zyklen für die Doppelreihen-Technik (2934 Zyklen) signifikant höher als bei der Einzelreihen-Technik (2227 Zyklen).

Tabelle 3-1: Anzahl der Zyklen bis zu einer Dehiszenz der Sehne von 5 mm und 10 mm bei der Einzelreihen-Technik (SR), der Doppelreihen-Technik (DR) und der Fadenbrücken-Technik (SB) zum Zeitpunkt Null



* Zum Vergleich werden die Ergebnisse von Baums et al. (2008) mit in der Tabelle aufgeführt.

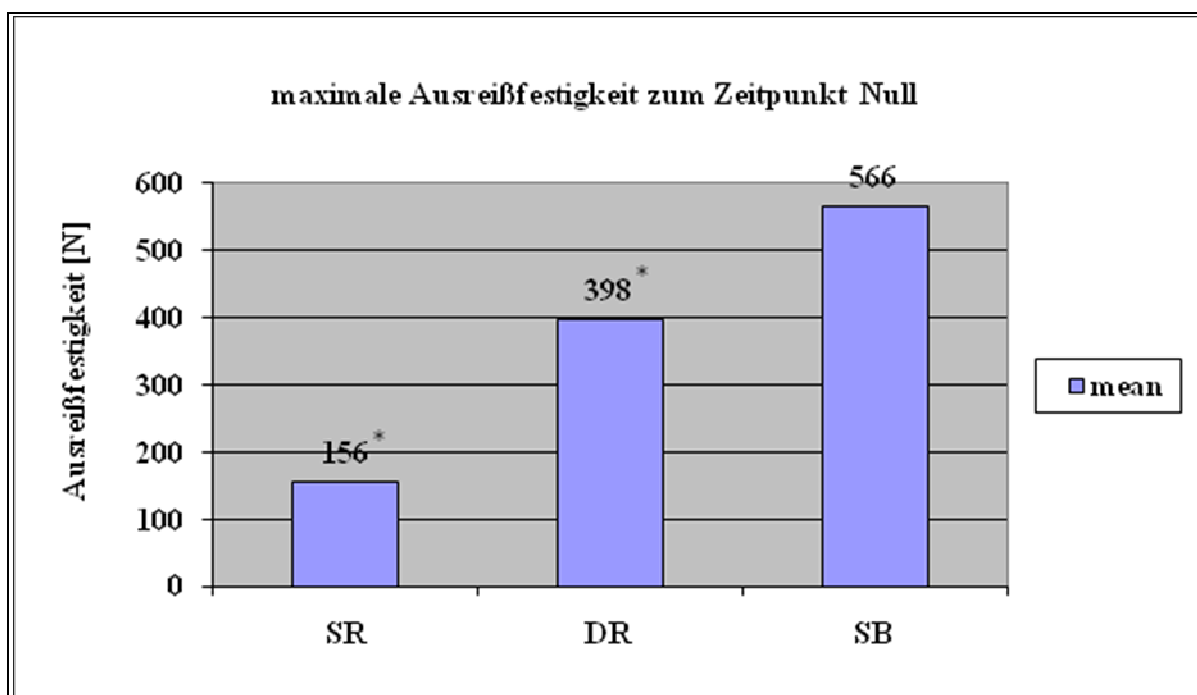
Die Anzahl der Zyklen zur Ausbildung einer Dehiszenz von 5 mm (50 %-igem Versagen) zwischen der Sehne und ihrer Insertion betrug im Mittel $2884,5 \pm 96,8$.

Während des zyklischen Belastungsversuches wurde kein Versagen in Bezug auf die Schrauben oder des Nahtmaterials verzeichnet und in keinem Fall wurde der knorpelige Anteil des Humerus perforiert.

3.2 Maximaler Belastungstest (Gruppe II)

Die maximale Ausreißfestigkeit zum Zeitpunkt Null (Gruppe 2) der Fadenbrücken-Technik lag im Durchschnitt bei $565,8 \pm 17,8$ N und somit höher als die der Doppelreihen- und der Einzelreihen-Technik.

Tabelle 3-2: Maximale Ausreißfestigkeit der Einzelreihen-Technik (SR), der Doppelreihen-Technik (DR) und der Fadenbrücken-Technik (SB) zum Zeitpunkt Null

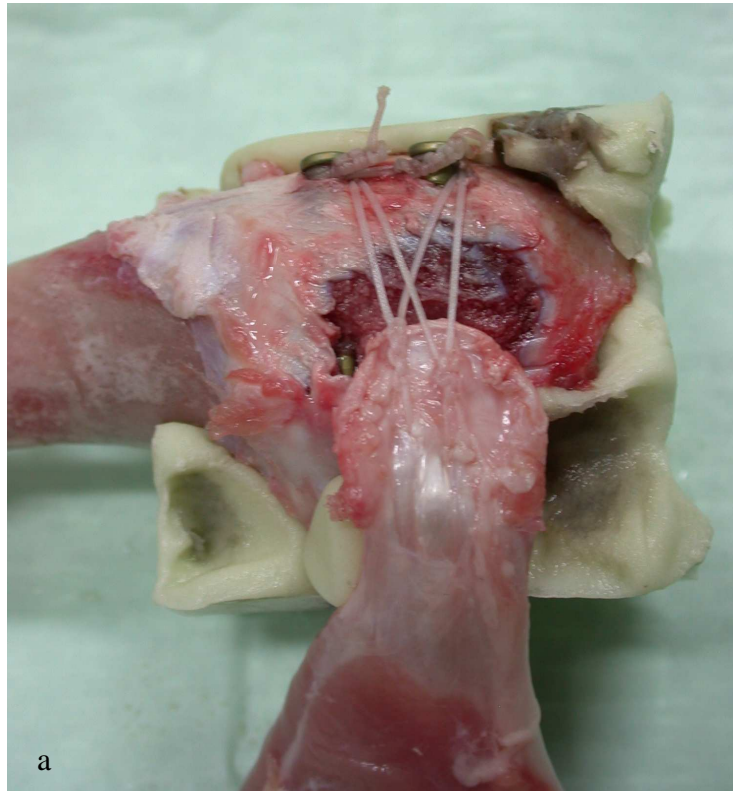


* die Ergebnisse von Baums et al. (2010b) werden zur Veranschaulichung mit in der Tabelle aufgeführt

Verglichen mit der Einzelreihen- und der Doppelreihen-Technik (siehe Tabelle 3-2) lieferten Baums et al. (2010b) in einer Studie mit analogem Versuchsaufbau die niedrigste Ausreißfestigkeit von $155,7 \pm 31,1$ N bei der Einzelreihen-Technik. Bei der Doppelreihen-Technik in derselben Versuchsreihe konnten Baums et al. einen Wert von $397,7 \pm 7,4$ N vermerken. Es wurden arthroskopische Mason-Allen-Nähte nach Scheibel und Habermeyer (lateral) kombiniert mit horizontalen Matratzennähten (medial) in der Doppelreihen-Technik gesetzt.

Die höchste maximale Ausreißfestigkeit von im Mittel 566 N wurde jedoch mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik im Rahmen unserer Versuchsreihe erlangt.

Bei der Fadenbrücken-Technik konnte in allen Fällen, wie bekannt bei Verwendung von Polyethylenfäden, als Versagensursache ein Durchschneiden der rigiden Fäden durch das Sehngewebe mit Erreichen der maximalen Ausreißfestigkeit durch eine monotone Belastungsspitze beobachtet werden. Ein Fadenriss oder ein Versagen in Bezug auf die Schrauben konnten während des maximalen Belastungstests nicht vermerkt werden.



*Abbildung 3-1: Typischer Versagensmechanismus der Sehnen-Knochen-Verbindung bei der Fadenbrücken-Technik unter Verwendung von Polyethylenfäden:
Der Faden durchschneidet das Sehngewebe, ohne selbst zu reißen
Ansicht von kranial (a)*

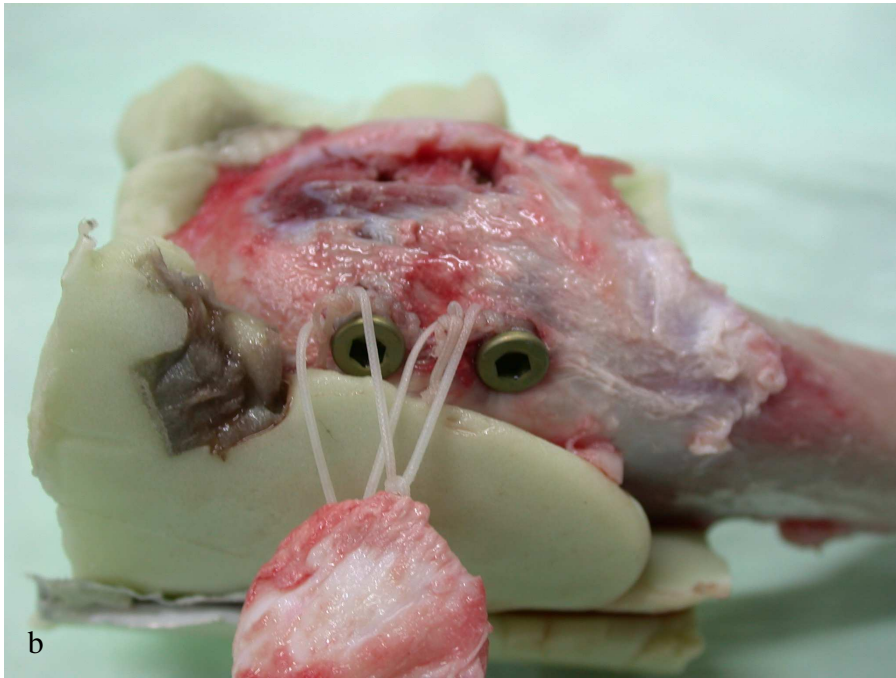
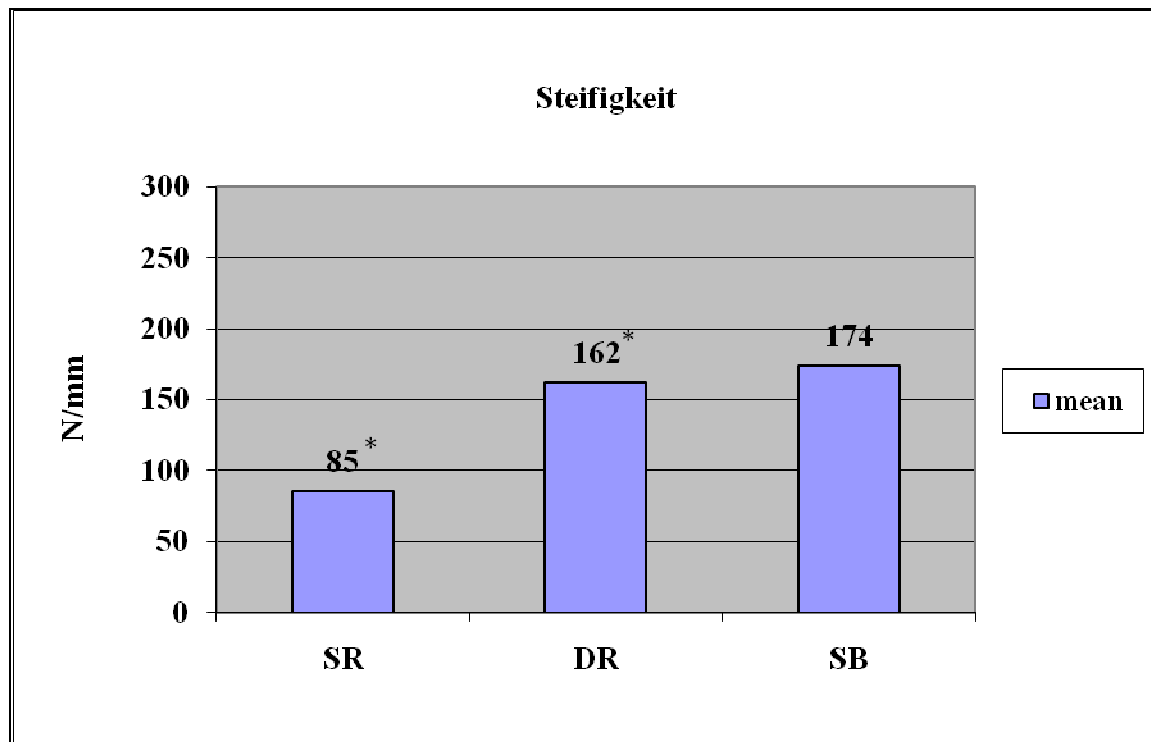


Abbildung 3-2: Ansicht von ventral (b)

3.2.1 Steifigkeit

Die Steifigkeit (englisch „stiffness“) in N/mm repräsentiert das Verhalten des Gewebes auf Belastungen, wie sie in der Frühphase der Rehabilitation vorkommen (Rickert et al. (1998)). Gerade aus diesem Grund stellt die Steifigkeit im Hinblick auf die Beurteilung der Fadenbrücken-Technik einen wichtigen Parameter dar.

Tabelle 3-3: Steifigkeit der Fadenbrücken-Technik (SB) im Vergleich zu der Steifigkeit der Einzelreihen (SR)- und der Doppelreihen-Technik (DR)



* die Ergebnisse von Baums et al. (2010b) wurden vergleichsweise mit in der Tabelle aufgeführt

Die Steifigkeit der Sehnen-Knochen-Verbindung in unserer Versuchsreihe betrug $173,7 \pm 9,9$ N/mm.

Die Steifigkeit der Sehnen-Knochen-Verbindung bei der Einzelreihen-Technik ($84,4 \pm 19,9$ N/mm) schnitt im Vergleich zu der Doppelreihen-Technik ($162 \pm 7,3$ N/mm) in einer Studie mit analogem Versuchsaufbau (Baums et al. (2010b)) hingegen signifikant schlechter ab.

3.3 Drucksensitives Messfoliensystem (Gruppe III)

Um eine dauerhafte Anheilung der Sehne nach erfolgter Refixation der Sehne in den Knochen zu sichern, sollte eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne geschaffen werden, bei der das ursprüngliche anatomische Insertionsareal beinahe exakt wiederhergestellt wird.

Der Druck (Gruppe 3), der durch die Fadenbrücken-Technik am Kontakt der Sehne zum Knochen ausgeübt wurde, lag bei durchschnittlich $1,19 \pm 0,03$ MPa.



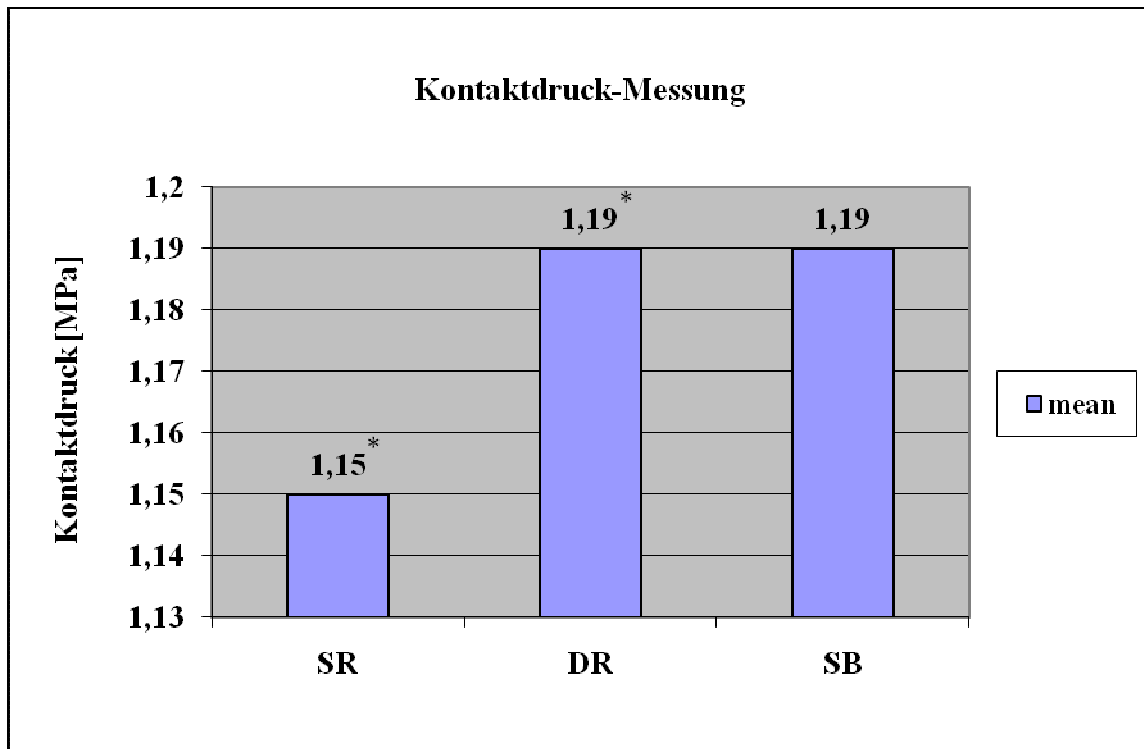
Abbildung -3-3 eingefärbte Druckmessfolie der LASA-DR-Schrauben[®]-Rekonstruktion mit Hilfe der Fadenbrückentechnik



Abbildung 3-4: eingefärbte Druckmessfolie der Nahtankerrefixation mit einer Kombination arthroskopischer Mason-Allen Naht und Matratzennaht

Obwohl der Druck hierbei im Bereich der Knoten größer war als im Bereich zwischen den Knoten, konnte insgesamt eine homogen vergrößerte Auflagefläche der Sehne zwischen den Fixationspunkten nachgewiesen werden.

Tabelle 3-4: Kontaktdrucke im Vergleich: Einzelreihen-Technik (SR), Doppelreihen-Technik (DR) und Fadenbrücken-Technik (SB)



* die Ergebnisse von Baums et al. (2009) wurden vergleichsweise mit in der Tabelle aufgeführt

In einer Studie von Baums et al. (2009) mit ähnlichem Versuchsaufbau war der Druck, der durch die Doppelreihen-Technik mit einer Kombination von arthroskopischer Mason-Allen-Naht (lateral) und Matratzennaht (medial) am Kontakt der Sehne zum Knochen ausgeübt wurde, vergleichbar und lag ebenfalls bei $1,19 \pm 0,03$ MPa. Für die Einzelreihen-Technik mit arthroskopischer Mason-Allen-Naht konnten sie hingegen nur einen Wert von $1,15 \pm 0,03$ MPa erzielen.

Das gebildete Kontaktmuster und die Auflagefläche der Sehne auf ihrer knöchernen Insertion waren im Vergleich zu denen der Fadenbrücken-Technik jedoch wesentlich kleiner (siehe *Abbildung 3-4*).

4 Diskussion

Läsionen der Rotatorenmanschette stellen gerade bei älteren Patienten den häufigsten Grund für Schmerzen und Dysfunktionalität der Schulter dar. Da konservative Therapien diesbezüglich in den meisten Fällen nur unzureichende Ergebnisse liefern, wird das Augenmerk zunehmend auf die operative Refixation der rupturierten Rotatorenmanschette gerichtet. Als Ziele der operativen Behandlung eines Defekts der Rotatorenmanschette gelten Schmerzfreiheit und Wiedererlangung der Funktion des Schultergelenkes. Unabhängig davon, ob die Refixation der Sehnenenden am Humeruskopf offen oder arthroskopisch durchgeführt wird, sollte grundsätzlich eine möglichst spannungsarme Refixation der Sehne an ihrer knöchernen Insertionszone und eine hohe Primärstabilität der angewandten Nahttechnik angestrebt werden (Gerber et al. (1994)). Der Erfolg wird zusätzlich durch verschiedenste Parameter wie der Qualität des Knochens, dem Fadenmaterial, der Knotentechnik, dem Design des Ankers oder dem Sehngewebe selbst beeinflusst (Gohlke et al. (2007)).

Die Refixation der Sehnenenden am Humerus hat sich in den letzten zwanzig Jahren vom offenen Vorgehen bis hin zu minimalinvasiven Techniken und der arthroskopischen Behandlung, aufgrund der Einführung einer Vielzahl von Systemen und Nahtmaterialien, entwickelt (Baums (2009)). Jedoch kommt es durch den rapiden operations- und materialtechnischen Fortschritt weiterhin zu Rerupturen der Sehne (Galatz et al. (2004), Boileau et al. (2005), Bishop et al. (2006), Bisson et al. (2008)). Aus diesem Grund zeigt sich ein verstärktes Interesse darin, ein Vorgehen zu etablieren, das die sichere und vollständige Reintegration des Sehnenansatzes gewährleistet.

Die verwendete Refixationstechnik bestimmt den Einheilungsvorgang der Sehne am Knochen und somit auch die Festigkeit des Sehnen-Knochen-Konstrukts, welches den Erfolg einer Refixation der Rotatorenmanschette ausmacht. Ziel der Refixation ist es, die refixierte Sehne bis zum Heilungsprozess in ihrer Lage zu sichern (Ma et al. (2006)), um dadurch eine schnelle Einheilung der Sehne zu garantieren und eine schnelle Rehabilitation für den Patienten anzustreben (Kim et al. (2006)).

Um den Einheilungsprozess von refixierten Sehnen bei Rotatorenmanschettenläsionen zu verbessern, ist eine geeignete Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals, dem footprint, erforderlich, das für eine adäquate Druckverteilung auf diesem Insertionsareal sorgt (Apreleva et al. (2002), Lo und Burkhart. (2003)). Dadurch werden gleichzeitig die

mechanische Festigkeit und die Funktion der refixierten Sehne optimiert (Park MC et al. (2005)).

Die Einheilung der rupturierten Sehne beginnt mit der Entwicklung eines fibrovaskulären Verbindungsgewebes zwischen Sehne und Knochen, wonach ein zunehmender Einwuchs von Knochen und die Ausbildung von Kollagenfasern innerhalb des Gewebes der beiden Strukturen folgt. (Rodeo et al. (1993), St. Pierre et al. (1995), Rodeo et al. (1999)). Durch die operative Refixation wird die Voraussetzung zur Wiederherstellung dieses Gewebes geschaffen. Dies ist nur durch eine weitestgehend anatomiegetreue Rekonstruktion und gleichzeitige Verhinderung von Mikrobewegungen zwischen der Sehne und ihrer Insertion möglich. Das schlecht wiederhergestellte Insertionsareal bei der Refixation sowie ständige Unruhe zwischen dem Sehnen-Knochen-Konstrukt stören nach Ahmad et al. (2005) die Bildung des Gewebes und beeinflussen dadurch den Einheilungsprozess. Des Weiteren sollte die Entwicklung einer Dehiszenz der Sehne verhindert werden und zugleich der Erhalt der mechanischen Stabilität bis zum vollständigen Einheilen von Bedeutung sein (Gerber et al. (1994)).

Die Refixierung der zumeist retrahierten Sehne durch eine primärstabile Naht ist neben der Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals entscheidend, da vor allem in der frühen postoperativen Phase, wenn das Sehnen-Knochen-Konstrukt noch geschwächt ist, das Versagen durch einen Ausriss des Fadens aus der Sehne verursacht wird (Baleani et al. (2006)).

Die modifizierte Mason-Allen-Naht bei der transossären Technik gilt dabei als die am belastungstabilste Methode (Gerber et al. (2004)) und kann den anatomischen Ansatz der Sehne auch weitestgehend wiederherstellen (Park MC et al. (2005), Tuoheti et al. (2005)). Allerdings ist diese Methode aufgrund ihrer Komplexität bei minimalinvasiven Verfahren nur eingeschränkt anwendbar und kann dadurch keine hohe Primärstabilität gewährleisten (Ma et al. (2006)).

Aufgrund der Komplexität der modifizierten Mason-Allen-Nahttechnik bevorzugt man in der gegenwärtigen arthroskopischen Rekonstruktion der Rotatorenmanschette in der Regel die leichter zu handhabenden Einfachnähte und horizontalen Nähte, an Nahtanker gekoppelt, obwohl diese eine geringere mechanische Stabilität bieten (Ma et al. (2004)).

Scheibel und Habermeyer (2003) verwendeten erstmals die sogenannte arthroskopische Mason-Allen-Nahttechnik für die Refixation einer rupturierten Rotatorenmanschette, die

sowohl offen als auch arthroskopisch durchgeführt werden kann. Diese Technik beinhaltet die Kombination einer horizontalen Matratzennaht und einer Einfachnaht durch den gleichen Anker. Die zuerst verknotete Matratzennaht bietet der Einzelnaht ein Wiederlager und soll dadurch die Nahtstabilität erhöhen (Baums (2009)).

Baums et al. (2009) konnten in ihren Untersuchungen aufweisen, dass der hervorgerufene Kontaktdruck der Sehne auf den Knochen mit Hilfe der arthroskopischen Mason-Allen-Naht, sowohl in der Einzel- als auch in der Doppelreihen-Technik im Vergleich zu einfachen Nahttechniken (Einzel- und Matratzennaht) signifikant höher ist.

Aufgrund der Schwierigkeit die ideale Fixationstechnik zu finden, die auf ein sicheres arthroskopisches Sehnen-Knochen-Konstrukt abzielt, besteht der Bedarf an neuen arthroskopischen Refixationstechniken und Nahtmaterialien, die in Bezug auf die Geweberefixierung bessere Charakteristika aufweisen (Ma et al. (2006)).

Trotz ihrer verbreiteten Anwendung finden sich in der Durchsicht der gegenwärtigen Literatur nur einige Artikel, in denen der klinische Einsatz der Fadenbrücken-Technik untersucht wird (Park MC et al. (2006), Frank et al. (2008)).

Die Fadenbrücken-Technik dient der „Überbrückung“ der jeweiligen Nähte über das anatomische Insertionsareal der Sehne. Die Technik verbessert den Kontakt zwischen Sehne und knöcherner Oberfläche und stimuliert die biologische Einheilung der Sehne einer rekonstruierten Rotatorenmanschette. Dadurch kann eine ausreichende Festigkeit zur unverzüglichen postoperativen Rehabilitation erlangt werden. Zusätzlich kann durch die getrennten Fixationspunkte die Belastung besser auf die Rekonstruktion verteilt werden, was die Stärke der Rekonstruktion und zudem die Ausreißfestigkeit maximiert (Park MC et al. (2006)). Allerdings erhöhen zusätzliche Fadenankersysteme und die Verlängerung der Operationsdauer die anfallenden Material- und Operationskosten, weshalb zunehmend diskutiert wird, ob der Mehrkostenaufwand sozioökonomisch lohnend ist (Brady et al. (2006)). Denn trotz aller technischen Fortschritte kommt es oft zu erneuten strukturellen Defekten (Bisson et al. (2008)). Zudem existieren nur wenige Daten über biomechanische und morphometrische Verhältnisse sowie über das Versagen der Sehnen-Knochen-Verbindung zum Zeitpunkt Null.

Absicht dieser Studie ist es zu zeigen, dass mit Hilfe von Titanschrauben und der Fadenbrücken-Technik mit sogenannten arthroskopischen Masen-Allen-Nähten vielversprechende Voraussetzungen für den Erfolg einer Refixation der Rotatorenmanschette geschaffen werden. Zyklische und maximale Belastungstests am Tiermodell sollen dabei Aufschluss über die biomechanischen Charakteristika einer modifizierten Fadenbrücken-Technik bringen.

Aus biomechanischer und morphometrischer Sicht konnten überdurchschnittliche Ergebnisse zum Zeitpunkt Null mit Hilfe dieser Technik verzeichnet werden. Die Fadenbrücken-Technik bot sowohl der klinisch relevanten 250 N-Belastungsschwelle als auch der isometrischen Belastung von 3000 Zyklen Widerstand. Zusätzlich ergab der Kontaktdruck, über einem definierten Bereich des anatomischen Insertionsareals, ähnlich gute Ergebnisse verglichen mit der Doppelreihen-Technik.

Für diese Versuchsreihe wurde die Infraspinatussehne des Schafes gewählt, da diese in Form, Größe und Mikrostruktur der Supraspinatussehne des Menschen ähnelt (Gerber et al. (1994)). Dieses Tiermodell wurde bereits umfangreich in verschiedenen Studien für die Evaluation von Reparaturen an rupturierten Rotatorenmanschetten genutzt, (Gerber et al. (1994); Gerber et al. (1999); Ma et al. (2004); Klinger et al. (2007); Baums et al. (2008)) wodurch sich die Möglichkeit eines besseren Vergleichs bietet.

Aufgrund der anatomischen Lage und der biomechanischen Komplexität der humanen Rotatorenmanschette, musste ein entsprechendes Modell geschaffen werden, das die Belastungen im täglichen Leben bei postoperativen Bedingungen möglichst exakt widerspiegelt (Lee et al. (2005)).

Um eine Bewertung zu erleichtern, wurden in aktuellen Studien folgende Parameter herangezogen:

- Die absolute Reißfestigkeit (engl. „ultimate tensile load“) (Gerber et al. (1994))
- Die zyklische Belastbarkeit des jeweiligen Verfahrens (Ma et al. (2006))
- Das Ausmaß der Dehiszenz der Sehne (sogenannte „gap-formation“) unter mechanischer Belastung (Ma et al. 2006).

Für die Zugbelastungsversuche wurden 180 N als Maximum gewählt (Burkhart et al. (1997b)), da dieser Wert annähernd zwei Drittel der Muskelkraft entspricht. Diese Muskelkraft kann bei maximaler Kontraktion der Rotatorenmanschette entwickelt werden und

ist somit als physiologisch anzusehen. Lediglich bei Patienten mit geringer Compliance oder durch Überbeanspruchung werden höhere isometrische Belastungen verursacht (Demirhan et al. (2003)). Der Versuch der konstanten Zugbelastung kann genutzt werden, um die Refixation bei äußerster Belastung zum Defekt zu bringen und somit die maximale Ausreißfestigkeit zu erreichen. Allerdings entspricht dies nicht den physiologischen Kräften und repräsentiert nur inadäquat die Konditionen, mit denen eine refixierte Rotatorenmanschette in vivo beansprucht wird (Burkhart et al. (1997a)).

Das tägliche Bewegungsausmaß unserer Schulter macht deutlich, dass nicht die einzelne höchstbelastete Bewegung im Vordergrund steht. Die Art der Belastung, der eine Schulter mit einer refixierten Rotatorenmanschette ausgesetzt ist, zeigt sich wesentlich besser in der zyklischen Zugbelastung (Burkhart et al. (1997a)).

Die Stabilität einer Sehnen-Knochen-Verbindung gegenüber zyklischen, als auch monotonen Belastungsimpulsen gilt als Voraussetzung für eine sichere Reintegration der Sehne (Gerber et al. (1994)).

Die Art der Refixation sollte daher so gewählt sein, dass sie Aktivitäten, die im physiologischen Bereich der Muskelkraft liegen, standhalten kann, um die Möglichkeit der Sehneneinheilung zu maximieren (Lee et al. (2005)).

Welche Refixationsmethode die bessere Primärstabilität bietet und gleichzeitig eine schnelle Einheilung der Sehne gewährleistet, wird in der Literatur bis heute kontrovers diskutiert. Es gibt keinen Konsens darüber, welche die bessere Sehnen-Knochen-Refixation ist und somit die stärkere Verbindung darstellt (Apreleva et al. (2002)).

Bereits eine Vielzahl von Studien dokumentiert diverse Techniken zur Refixation von Sehnen der Rotatorenmanschette unter biomechanischen Gesichtspunkten. Jedoch prüfen die meisten dieser Studien die traditionellen transossären Techniken oder die Einzelreihen-Technik mit Fadenankersystemen (Burkhart et al. (1996, 1997a, 1997b), Schneeberger et al. (2002), Demirhan et al. (2003)). Erst seit einigen Jahren liegen Daten über die Primärstabilität der Doppelreihen-Technik vor (Kim et al. (2006), Mazzocca et al. (2005), Ma et al. (2006), Meier und Meier (2006a und 2006b), Park MC et al. (2007b)). Informationen über die mechanischen Eigenschaften der Fadenbrücken-Technik sind hingegen begrenzt (Burkhead et al. (2007), Busfield et al. (2008)).

Ende des vorangegangenen Jahrzehnts zeigten sich Nahtanker, aufgrund der höheren Ausreißfestigkeit, als eine echte Alternative zu den transossären Nahttechniken (Barber et al.

(1993 und 1996)). Durch das verbesserte Design der Nahtanker und die mit der arthroskopischen Technik verbundenen Vorteile der Nahtankerrefixation haben diese mittlerweile eine breite Anwendung gefunden (Mazzocca et al. (2005)). Viele verschiedene Studien belegen, dass im Zuge der Refixation rupturierter Rotatorenmanschetten Nahtanker sowohl hinsichtlich der Reißfestigkeit und Stabilität (Burkhart et al. (1996 und 1997a), Klinger et al. (2007)), als auch hinsichtlich der Wiederherstellung des anatomischen footprints eine Verbesserung darstellen. Grund dafür ist die erhöhte Flächenausdehnung der refixierten Sehne an deren wiederhergestellten Ansatz (Apreleva et al. (2002)).

Trotz dieser vielversprechenden Ergebnisse zählen Rezidive aufgrund der zuvor genannten Aspekte zu den häufigsten Komplikationen im Rahmen der Refixation (Galatz et al. (2004); Boileau et al. (2005); Wüst et al. (2006)).

Im Hinblick auf die notwendige Erhöhung der Primärstabilität konnten Klinger et al. (2007b) in einer Studie zeigen, dass die Kombination von absorbierbaren Nahtankern und arthroskopischen Mason-Allen-Nähten in einer Einzelreihen-Konfiguration eine höhere Ausreißfestigkeit unter isometrischer Zugbelastung zum Zeitpunkt Null bietet (223,8 N), als die modifizierte Mason-Allen-Naht bei der traditionellen transossären Nahttechnik (201,4 N). In einem weiteren Lastwechselfersuch an Kadaverschultern stellte sich die Doppelreihen-Technik im Vergleich zu der transossären Nahttechnik ebenfalls als die überlegene Methode heraus. Hierbei hielt die transossäre Naht im Mittel nur 75 Zyklen stand, während sich in der Doppelreihen-Technik selbst nach 5000 Zyklen keine Rupturen zeigten (Meier und Meier (2006b)).

Kim et al. (2006) berichten in einer Studie an Kadaverschultern von einer Erhöhung der Ausreißfestigkeit bei der Doppelreihen-Technik gegenüber der Einzelreihen-Technik um 48 %. Dies konnten auch Baums et al. (2008) in einer biomechanischen Studie an Kadaverschultern von Schafen belegen. Hinsichtlich der zyklischen Belastbarkeit lieferte die Doppelreihen-Rekonstruktion hierbei signifikant bessere Werte als die Rekonstruktion mit Hilfe der Einzelreihen-Technik (siehe unten).

Burkhead et al. (2007) simulierten eine Rekonstruktion der Rotatorenmanschette mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik, kombiniert aus transossären Nähten und Nahtankersystemen, an Leichenschultern. Dabei wurde festgestellt, dass für die refixierten Exemplare in einem monoton verlaufenden Belastungstest ein durchschnittliches Versagen des Rekonstruktives bei 404 N zu verzeichnen war. Verglichen mit der transossären Refixation und der Einzelreihen-

Technik hielt das Konstrukt in dem Fall einer 55-67 % höheren Belastung stand. Ein zyklischer Belastungsversuch wurde nicht durchgeführt (siehe Tabelle 4-1).

In einer von Busfield et al. (2008) durchgeführten Versuchsreihe wurden zwei Fadenbrücken-Refixationstechniken unter biomechanischen Gesichtspunkten miteinander verglichen. Dafür wurden die Supraspinatusmuskeln männlicher Leichenschultern von ihrem knöchernen Ursprung getrennt und mit Hilfe von metallischen Nahtankern und Push-Locks (Arthrex, Naples, FL, USA) an ihrem Ursprung, mit und ohne einer medialen Reihe von Knoten, refixiert. Dabei stellten die Autoren fest, dass eine mediale Reihe von Knoten notwendig ist, um die Integrität des Reparaturkonstruktes aufrechtzuerhalten und um hohe Belastungen bis zum Versagen der Rekonstruktion von 352,9 N zu erreichen (siehe Tabelle 4-1).

Tabelle 4-1: Überblick über neueste Studien von untersuchten Fadenbrücken- oder fadenbrücken-ähnlichen Refixationstechniken (Baums et al. (2009), S. 996)

	Experimenteller Versuch	Getestete Technik	Fixationsmaterial	Ergebnisse
Burkhead et al. (2007)	Load-to-Failure	TOS versus SR versus SB	TOS: 3 Ethibond [®] suture SR: 3 metallic anchor systems SB: PANALOK [®] anchor system	SB>TOS>SR
Busfield et al. (2008)	Cyclic loading Load-to-failure	DRSB1 versus DRSB2	DR-SB 1: 2 metallic anchor system medial, 2 PushLocks [®] lateral DR-SB 2: 2 metallic anchor systems medial 2 PushLocks [®] lateral	DRSB2>DRSB1
Park MC et al. (2007a)	Contact pressure Contact area	DR versus SB2 versus SB4	DR: 4 Bio-Corkscrew [®] anchor systems SB2: 1 Bio-Tenodesis screw [®] SB4: 2 Bio-Tenodesis screw [®]	SB4>SB2>DR

DR double-row, DRSB1 double-row-suture-bridge group 1 (without medial row knots), DRSB2 double-row-suture-bridge group 2(with medial row knots), TOS transosseous, SR single-row, SB suture-bridge. SB2 suture-bridge (2 suture-bridges), SB4 suture-bridge (4 suture-bridges)

In einer klinischen Studie untersuchten Frank et al. (2008) die ersten 25 Patienten nach einer arthroskopischen Rotatorenmanschettenrekonstruktion mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik. Mit Hilfe dieser Technik konnte eine Heilungsrate von 88 % nach einer MRT-Bewertung

verzeichnet werden - eine bislang einzigartig hohe Quote. Weiterhin konnte Frank et al. (2008) eine hervorragende klinische Funktionalität der jeweiligen Schulter nach einer 14-monatigen Verlaufskontrolle vorweisen.

In Gruppe II unserer Versuchsreihe konnte eine vergleichsweise höhere Belastung bis zum Versagen der Refixation vorgewiesen werden. Die durchschnittliche Ausreißfestigkeit der Refixation mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik und der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Naht lag bei 565,81 N. Allerdings muss dabei berücksichtigt werden, dass in der Versuchsreihe dieser Studie die Infraspinatussehne eines Tiermodells anstatt einer humanen Supraspinatussehne angewandt wurde.

Dieses Ergebnis wurde zwar bereits in früheren Untersuchungen erzielt (Baums et al. (2008), dennoch war die maximale Belastung, die unser Konstrukt standhielt, signifikant höher, verglichen mit der Doppelreihen-Refixation. Baums et al. (2008) stellten in einer Studie an Schafsschultern die biomechanischen Eigenschaften der Einzelreihen- und der Doppelreihen-Refixation unter Verwendung von geflochtenen Polyethylenfäden und Polyesterfäden gegenüber. Für alle Präparate, die mehr als 3000 Zyklen standhielten, war in diesem Fall eine maximale Ausreißfestigkeit von $334,3 \pm 81,1$ N zu verzeichnen.

Die Studie dieser Arbeit hingegen konnten mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik eine maximale Ausreißfestigkeit von $565,8 \pm 17,8$ N erlangen.

Im zyklischen Belastungstest (Gruppe I) unserer Versuchsreihe lag die durchschnittliche Anzahl von Zyklen bis zu einer Dehiszenz der Sehne von 5mm bei 2884,5 Zyklen, wobei die Gesamtheit aller Versuchsmodelle 3000 Zyklen standhielten.

Im Vergleich zu der vorangegangenen Studie von Baums et al. (2008) zeigten die Rekonstruktionen mit Hilfe der Einzelreihen-Technik unter Verwendung von Fadenankern (Duet Suture Anchor[®], ConMed Linvatec, Largo, FL, USA) und Polyethylenfäden (HIFI[®]; ConMed Linvatec, Largo, FL, USA) die Tendenz einer geringeren Anzahl von Zyklen (1475), um eine Dehiszenz der Sehne von 5 mm zu entwickeln. Bei der Doppelreihen-Technik mit Polyethylenfäden konnten im Vergleich 2934 Zyklen bis zu einer Dehiszenz von 5mm zwischen der Sehne und ihrer Insertion erzielt werden (Baums et al. (2008)).

Somit erreicht die Fadenbrücken-Technik im Vergleich zur Doppelreihen-Technik eine ähnliche Stabilität gegenüber zyklischen Belastungsimpulsen.

Zum Vergleich konnten Klinger et al. (2007) für die Kombination eines doppelt armierten Fadenankersystems mit arthroskopischer Mason-Allen Naht nur eine durchschnittliche Anzahl von 750 Zyklen bis zu einer Dehiszenz von 5 mm nachweisen. Die Rekonstruktion

mittels der transossären Nahttechnik und modifizierter Mason-Allen Naht konnte hingegen nur 634 Zyklen unter isometrischer Belastung standhalten und stellt damit die schwächste Rekonstruktion dar.

Die Dehiszenz der Sehne von 10 mm, die einem 100 %-igem Versagen entspricht, wurde in der Versuchsreihe dieser Studie in keinem Fall erreicht. Bei den Versuchen von Baums et al. (2008) war die Häufigkeit für die Entwicklung einer Dehiszenz von 10 mm bei der Einzelreihen-Technik größer als für die Doppelreihen-Refixation. Diese hielt 2934 Zyklen bis zu einer Dehiszenz der Sehne von 10 mm stand.

Wenn man diese Ergebnisse mit Studien vergleicht, die einen ähnlichen experimentellen Versuchsaufbau anstrebten (Meier und Meier (2006b), Ma et al. (2006), Klinger et al. (2007), Baums et al. (2008)), erweist sich die Fadenbrücken-Technik hinsichtlich der Festigkeit der Einzelreihen-Technik, der Doppelreihen-Technik und der transossären Nahttechnik als überlegene Refixationsmethode.

Während der gesamten Versuchsreihe konnte kein Fehlschlagen aufgrund eines Defekts in Zusammenhang mit den LASA-DR[®]-Schrauben oder dem Nahtmaterial festgestellt werden. Das Scheitern der gesamten Anzahl der getesteten Präparate war bei allen Versuchen darauf zurückzuführen, dass der Faden durch die Sehne riss ohne selbst zu reißen, sobald die maximale Zugfestigkeit durch eine monotone Belastungsspitze erreicht wurde. Das Problem des Fadens, früh durch die Sehne zu schneiden, erklärt sich im Hinblick auf die verbesserten Eigenschaften des Fadenmaterials der neuen „high-performance Fäden“. Die sogenannten Hybrid-Nahtmaterialien bestehen aus mehreren Komponenten (englisch *polyblend*). Geflochtenes Polyester umgibt dabei einen Kern aus Polyethylen und erreicht somit eine Zugfestigkeit von mehr als 300 N und liegt um 50 % bis 80 % höher als die Zugfestigkeit von Polyesterfäden (Nho et al. (2007), Wüst et al. (2006)).

In dieser Studie ist das Versagen der Rekonstruktion aufgrund des Ausreißen der Naht durch die Sehne allerdings auf die erheblich größere Ausreißkraft zurückzuführen, wenn der Vergleich zu der Doppelreihen-Refixation gezogen wird (Baums et al. (2008)). Das Phänomen des frühzeitigen Versagens der Sehnen-Knochen-Verbindung wirkt sich bei der Anlage weniger Fixationspunkte vergleichsweise stärker aus, als bei mehreren Fixationspunkten (Baums et al. (2008)). Dies wird durch ein Durchschneiden des Fadens hervorgerufen, ohne dass das Nahtmaterial selbst reißt. Allerdings muss berücksichtigt werden, dass durch die Steifigkeit der neuen geflochtenen Polyblend-Polyethylenfäden (Wüst et al. (2006)) ein wesentlich leichteres Schneiden einer defekten Sehne in paralleler Richtung

als durch eine intakte Sehne der Rotatorenmanschette ermöglicht wird (Baums et al. (2008), Bisson et al. (2008)). Dieser Aspekt ist insofern von Bedeutung, da die meisten rupturierten Sehnen der humanen Rotatorenmanschette degenerativ verändert sind. Da es sich bei diesem Versuch um gesunde Sehnen handelt, kann durch das vorliegende Tiermodell das klinische Bild einer Ruptur nicht simuliert werden, weil diese in vielen Fällen durch eine Atrophie und fettige Degeneration gekennzeichnet sind (Baums (2009)). Bei der Anwendung der Polyethylenfäden ist deshalb schon ein Versagen bei niedrigeren Belastungswerten zu erwarten, da der Faden frühzeitig durch das degenerierte Gewebe schneidet.

Eine Stärke der in dieser Studie untersuchten Refixationstechnik ist die mediale Fixierung der Fäden. Durch die Nutzung des gesünderen Sehngewebes wird in diesem Fall die Festigkeit der Refixation verbessert. Das Risiko des Durchschneidens des Nahtmaterials durch die Sehne kann auf diesem Wege minimiert und das Versagen bei niedrigen Zugbelastungen vermieden werden.

Dennoch stellt die Kopplung zwischen Sehngewebe und Nahtmaterial, trotz der Entwicklung der sogenannten Hybrid-Nahtmaterialien, auch zukünftig das schwächste Glied in der Rekonstruktion der Rotatorenmanschette dar (Baums (2009)).

Es kann angenommen werden, dass dieses Phänomen auf eine beständige und homogene Druckverteilung des Sehnen-Knochen Konstrukts, durch die Anwendung der Fadenbrücken-Technik, zurückzuführen ist. Die Druckverteilung zwischen den Fixationspunkten wird durch diese Technik verbessert, woraus eine größere Fläche des wiederhergestellten Insertionsareals, als bei der Einzelreihen-Technik resultiert (Park MC et al. (2007a)).

Brady et al (2006) gehen davon aus, dass bei der Durchführung der Einzelreihen-Technik im Durchschnitt 52,7 % des anatomischen Insertionsareals unbedeckt bleiben, wengleich die Doppelreihen-Technik das Doppelte der Fläche abdeckt.

In Bezug auf postoperative klinische Ergebnisse konnten Park JY et al. (2008) zeigen, dass eine arthroskopische Doppelreihen-Rekonstruktion zumindest bei massiven Rupturen zu einem größeren Sehnen-Knochen-Kontakt mit gleichzeitig höherem Druck führt. Des Weiteren konnten sie feststellen, dass, unter anderem durch eine verringerte Unterbrechung der Blutzufuhr, bessere Heilungschancen bestehen.

Hinsichtlich der Einheilung der Sehne wird durch die Spannung der Naht bei der transossären Technik ein besserer direkter Sehnen-Knochen-Kontakt erreicht. Dabei bewirken die Fäden der Nahtankerrekonstruktion zwar mehrheitlich eine Spannung um die Sehne herum, jedoch

ist nur eine kleine Kompression zwischen Sehne und Knochen möglich (Park MC et al. (2007a und 2007b)).

Die verbesserte Kontaktfläche bei der Fadenbrücken-Technik ist auf die Eigenschaften einer „interconnected“, einer miteinander verbundenen Refixation, zurückzuführen (Park MC et al. (2006)). Im Gegensatz zu der Doppelreihen-Technik, bei der die Refixation punktuell erfolgt, wird bei der Fadenbrücken-Technik der anatomische Ansatz weitestgehend wiederhergestellt und dadurch Mikrobewegungen zwischen Sehne und deren Ansatz gemindert. Die „interconnected“ Refixation macht es demnach möglich, den Heilungsprozess der Sehne positiv zu beeinflussen.

In den Untersuchungen dieser Studie haben sich allerdings gewisse Beeinträchtigungen bemerkbar gemacht. Durch die Wahl der Infraspinatussehne des Schafes konnte in Bezug auf Größe, Form und Mikrostruktur große Ähnlichkeiten zu der humanen Supraspinatussehne festgehalten werden. Allerdings besteht weiterhin ein großer Unterschied zu der degenerativ veränderten und dünneren Supraspinatussehne der menschlichen Schulter bei chronischen Läsionen der Rotatorenmanschette, wie bereits zuvor erwähnt wurde.

Trotz der Bedeutung der Naht- und Refixationstechnik für die Stabilität der Sehnen-Knochen-Verbindung haben bislang nur wenige Studien die Druckverhältnisse dieses Interfaces untersucht (Park MC et al. (2005) und (2007a), Tuoheti et al. (2005)).

Der in dieser Studie gemessene Druck der refixierten Sehne des M. infraspinatus auf ihrer knöchernen Oberfläche ist vergleichbar mit dem der Doppelreihen-Technik, unter Verwendung einer Kombination mit arthroskopischen Mason-Allen Nähten und horizontalen Matratzennähten. Baums et al. (2009) prüften dafür in ihrer Studie verschiedene Einzel- und Doppelreihen-Nahtanker-Refixationstechniken und stellten fest, dass bei der Einzelreihen-Technik mit arthroskopischen Mason-Allen Nähten ein höherer Druck im Bereich des Insertionsareals erreicht wurde (1.15 ± 0.05 MPa) als bei der Einzelreihen-Technik mit horizontalen Matratzennähten ($0,95 \pm 0.09$ MPa). Der Druck bei der Doppelreihen-Technik mit einer Kombination aus Einfachnähten und Matratzennähten lag bei 1.15 ± 0.03 MPa. Der höchste Druck im Bereich des Insertionsareals wurde bei der Doppelreihen-Technik mit einer Kombination aus arthroskopischen Mason-Allen Nähten (lateral) und horizontalen Matratzennähten (medial) erreicht (1.19 ± 0.03 MPa). In Versuchsgruppe III dieser Studie konnte für die Refixation mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik und arthroskopischer Mason-Allen Naht ein ebenso gutes Ergebnis verzeichnet werden.

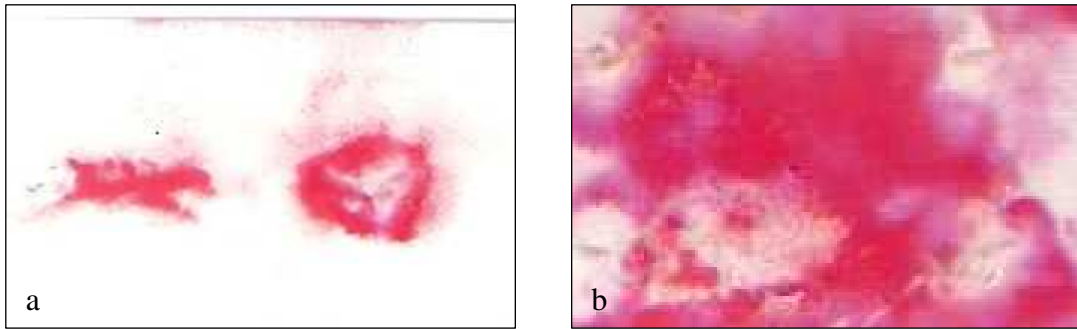


Abbildung 4-1: Kontaktmuster der Sehne auf ihrer Insertion. Die Auflagefläche wird durch die Doppelreihen-Technik (b) im Vergleich zur Einzelreihen-Technik (a) vergrößert (Baums et al. (2009), S.1469)

Jedoch ist zu berücksichtigen, dass Baums et al. (2009) Nahtanker (SUPER REVO[®] Nahtanker, Conmed Linvatec, Largo, FL) verbunden mit geflochtenen nicht-absorbierbaren Polyesternähten der Größe USP No. 2 (Ethibond[®]; Ethicon, Sommerville, NJ) gebrauchten, in dieser Studie jedoch metallische Schrauben aus Titan (LASA-DR-Schrauben[®], Firma Königsee, Aschau, Deutschland) mit HIFI[®] Polyethylenfäden der Firma Conmed Linvatec verwendet wurden.

Bei der Fadenbrücken-Technik konnte mit Hilfe der Druckmessfolie ein signifikant größeres Druckmuster und somit eine größere Kontaktfläche erreicht werden, die gleichzeitig die Einheilung und auch die Festigkeit der refixierten Sehne optimiert. Des Weiteren ist der bei der Doppelreihen-Technik gemessene Druck im Bereich der eingebrachten Nahtanker höher, als zwischen den Nahtankern. Bei der Fadenbrücken-Technik konnte hingegen eine großflächigere und homogenere Verfärbung der Druckmessfolie, auch zwischen den inserierten Schrauben, erzielt werden.

In dieser Studie wie auch in der Versuchsreihe von Baums et al. (2009) wurde mit Hilfe eines druckempfindlichen Filmes (Prescale Film, Super Low Pressure type, Fuji Photo Film Co Ltd, Tokyo, Japan), zwischen refixierter Sehne und knöcherner Oberfläche des Humerus, der Druck in eine Farbe umgewandelt. Durch das Einscannen des Filmes in einem entsprechenden Fuji Film Prescale Pressure Densitometer (FDP-305E, Fuji Photo Film Co Ltd, Tokyo, Japan) wurde dann die durchschnittliche Auflagefläche sowie der Druck auf der Kontaktfläche zwischen Sehne und Knochen ermittelt. Verglichen mit der Nahtankertechnik liefert die

Fadenbrücken-Technik außerdem einen besseren Kompressionsvektor (Park MC et al. (2007b)).

Park analysierte dafür die Kontaktfläche zweier verschiedener Fadenbrücken-Techniken: Die „4-Suture-Bridge Technik“, die Parallelen zu den Versuchsreihen dieser Studie zeigt, erreichte eine signifikant höhere Kontaktfläche und einen höheren Druck im Bereich des Interfaces, als die „2-Suture-Bridge“- und die Doppelreihen-Technik. Die Autoren behaupteten, dass mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik weitere Fortschritte im Bereich der Rekonstruktion von Rotatorenmanschettenläsionen zu erwarten sind und somit die Chancen einer Einheilung der Sehne an den Knochen optimiert werden können.

Dennoch ist festzuhalten, dass der optimale Bereich, in dem der Druck liegen sollte, damit es zu einer Einheilung der Sehne in den Knochen kommt, nicht definiert ist. Es wird angenommen, dass ein zu niedriger Druck eine Trennung der Sehnen-Knochen-Verbindung verursacht. Ein zu hoher Druck hingegen, könnte möglicherweise eine Strangulation des Gewebes durch das Nahtmaterial hervorrufen und somit die Vaskularisation der Sehne kompromittieren. Das wiederum kann die Einheilung der Sehne negativ beeinträchtigen. Folglich muss beachtet werden, dass unsere Untersuchungen zwar die unmittelbare Situation postoperativ betrachten, mögliche Deformierungen der Sehne und ihrer Auflage auf dem Knochen unter Zugbelastung jedoch unberücksichtigt bleiben. Darüber hinaus können keine Schlussfolgerungen über den Einfluss dieser Phänomene auf die Phasen der Einheilung und den Umbauprozess bis zur Wiederherstellung der regulären Sehnen-Knochen Verbindung gezogen werden (Baums (2009)). Diesen Nachweis müssen in-vivo Untersuchungen liefern. Dennoch überwiegen zum Zeitpunkt Null die Vorteile der Fadenbrücken-Technik: Zum einen durch die gleichmäßige Verteilung des Sehnenkontaktes und zum anderen durch die weitgehende Wiederherstellung des anatomischen Sehnenansatzes.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die in dieser Studie untersuchte Fadenbrücken-Technik zum Einen Informationen über die mechanische Festigkeit und zum Anderen Informationen über die Kontaktfläche zwischen Sehne und ihrer Insertion am Humerus bei einer Refixation der Rotatorenmanschette mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik während der unmittelbar postoperativen klinischen Situation liefert. Ein Vergleich der Ergebnisse dieser Studie mit denen der gegenwärtigen Literatur (Park MC et al. (2005), Tuoheti et al. (2005), Ma et al. (2006), Klinger et al. (2007), Park MC et al. (2007a), Baums et al. (2008) und (2009)) zeigt, dass die Fadenbrücken-Technik einen weiteren Fortschritt für die

Chirurgie der Rotatorenmanschette bietet (Park MC et al. (2005), (2006), (2007a), Frank et al. (2008)). Belege dafür liefert die Technik dieser Studie, die vergleichbare Ergebnisse zu konventionellen Doppelreihen-Techniken liefert.

Diese Methode bietet nicht nur eine biomechanische Überlegenheit mit einer niedrigen Dehiszenz der Sehne während der zyklischen und monotonen Belastung, sondern auch einen einheitlichen Druck im Bereich der Sehnen-Knochen-Kontaktfläche. Die Auflagefläche zwischen den Fixationspunkten bei der Fadenbrücken-Technik ist sehr viel homogener, wodurch die Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals am ehesten wiederhergestellt werden kann. Die vorgestellte Methode kommt somit der anatomischen Rekonstruktion von Rotatorenmanschetten am Nächsten (Baums (2009)).

Abschließend ist festzuhalten, dass die Fadenbrücken-Technik durch das Anlegen mehrerer Fixationspunkte und durch den gleichmäßigen Kompressionsvektor, die rigiden Materialeigenschaften ausgleichen und die Primärstabilität der Sehnen-Knochen-Verbindung erhöhen kann. Dadurch sind im Rahmen der arthroskopischen Anwendung die besten Voraussetzungen zur Einheilung der Sehne zu erwarten.

5 Zusammenfassung

In der gegenwärtigen Literatur herrscht weiterhin eine große Diskussion bezüglich der optimalen operativen Versorgung von Rotatorenmanschettenläsionen. Die verwendete Operationstechnik beeinflusst den Einheilungsvorgang der Sehne an ihrer knöchernen Insertion und bestimmt somit die Belastbarkeit der Sehnen-Knochen-Verbindung. Dies ist maßgeblich für die Dauer der postoperativen Rehabilitation und dementsprechend entscheidend für den Erfolg einer Rotatorenmanschettenrefixation.

Daraus resultiert das vermehrte Interesse dafür, eine Refixationsmethode zu entwickeln, die hinsichtlich der maximalen Belastung und der Einheilung der Sehnen-Knochen-Verbindung eine Verbesserung darstellt.

Bei der Fadenbrücken-Technik handelt es sich um ein sogenanntes gekoppeltes Verfahren. Der Kontakt wird bei dieser Technik durch die „Überbrückung“ der Fäden auf der Sehne homogen auf das gesamte Sehnengewebe und somit auf die Insertionsfläche verteilt (Baums (2009)). Im Vergleich zu einem punktuellen Kontaktdruck, wie bei der Einzel- als auch bei der Doppelreihen-Technik, kann der Kompressionsvektor bei dieser Technik erhöht werden (Park MC et al. (2006)). Man geht davon aus, dass die Stabilität der Sehnen-Knochen-Verbindung gegenüber biomechanischen Belastungen verbessert und gleichzeitig die Einheilung der Sehne positiv beeinflusst wird. Diese Faktoren gelten als Voraussetzung für eine sichere Reintegration der Sehne.

In dieser biomechanischen und morphometrischen Studie an einem Tiermodell wurde die Refixation der Infraspinatussehne des Schafes mit Hilfe von LASA-DR[®]-Schrauben und der Fadenbrücken-Technik mit sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Nähten untersucht. Ein maximaler und zyklischer Belastungstest sowie Druckmessungen sollten dabei Aufschluss über die Charakteristika dieser untersuchten Technik bringen.

Die Ergebnisse im ersten Teil der durchgeführten in-vitro-Untersuchung zeigen, dass die untersuchte modifizierte Fadenbrücken-Technik im Vergleich mit den bisher in der Literatur publizierten Ergebnissen eine hohe Primärstabilität mit einer niedrigen Dehiszenz der Sehne gegenüber zyklischen sowie monotonen Belastungsspitzen bietet.

Zudem konnte im zweiten Teil der Versuchsreihe nachgewiesen werden, dass durch die Fadenbrücken-Technik die native Insertionsfläche der Sehne wiederhergestellt werden kann.

Dadurch kann mit Hilfe der Fadenbrücken-Technik eine höhere maximale Ausreißfestigkeit und zyklische Belastbarkeit mit optimaler Kontaktfläche und hohem Anpressdruck der refixierten Sehne erreicht werden. Die anatomische Wiederherstellung des Insertionsareals und die sichere Belastbarkeit bieten somit beste Voraussetzungen für die Einheilung der Sehne in der Rehabilitation.

Weitere zeitabhängige in-vivo-Untersuchungen sind jedoch erforderlich, um den Nachweis einer günstigeren Sehnen-Knochen-Einheilung zu erbringen und ein besseres klinisches Resultat bei der Fadenbrücken-Technik zu erzielen. Dabei muss ausgeschlossen werden, dass durch den gesteigerten Anpressdruck auf das Sehnen-Knochen-Konstrukt eine Strangulation des refixierten Gewebes verursacht wird. Nur so kann die biologische Überlegenheit herausgestellt und ein weiterer Fortschritt im Bereich von Rotatorenmanschettenrefixationen verzeichnet werden.

6 Anhang

6.1 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
cm	Einheit Zentimeter
cm ²	Einheit Quadratzentimeter
engl.	englisch
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus (Muskel)
MHz	Einheit Megahertz
mm	Einheit Millimeter
MRT	Magnetresonanztherapie
MPa	Einheit Megapascal
N.	Nervus (Nerv)
N	Einheit Newton
o.g.	oben genannten
Tab.	Tabelle
z.B.	zum Beispiel

6.2 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Articulatio glenohumeralis des Menschen mit umgebenden Strukturen.....	S. 7
Abb. 1-2: Menschliche Rotatorenmanschette.....	S. 8
Abb. 1-3: kritische, avaskuläre Zone.....	S. 10
Abb. 1-4: sonographische Darstellung der Rotatorenmanschette.....	S. 12
Abb. 1-5: kernspintomographische Darstellung der Rotatorenmanschette.....	S. 13
Abb. 1-6: Zoneneinteilung der Rotatorenmanschette.....	S. 14
Abb. 1-7: Schema der verschiedenen Refixationstechniken.....	S. 20
Abb. 1-8: Schema der Einzelreihen- und Doppelreihen-Technik.....	S. 21
Abb. 1-9: Das originale Insertionsareal einer Supraspinatussehne.....	S. 23
Abb. 1-10: Schema der Einfach- und Matratzennaht.....	S. 25
Abb. 1-11: Schema der modifizierten Mason-Allen-Naht.....	S. 25
Abb. 1-12: Schema des deadman's angle.....	S. 27
Abb. 1-13: Schemazeichnung der angewendeten modifizierten Fadenbrücken-Technik...	S. 29
Abb. 1-14: Schema der „4-Suture-Bridge“-Technik.....	S. 30
Abb. 1-15: Schema der „2-Suture-Bridge“-Technik.....	S. 30
Abb. 2-1: Präparat der Schafsschulter bestehend aus Humerus und M. infraspinatus.....	S. 34
Abb. 2-2: Die LASA-DR-Schraube®	S. 35
Abb. 2-3: Punch zum Anlegen der medialen Bohrkanäle.....	S. 36
Abb. 2-4: Anlegen der Bohrkanäle.....	S. 37
Abb. 2-5: Zielgerät.....	S. 37
Abb. 2-6: Eingespannter Faden im Fadensetzinstrument.....	S. 38
Abb. 2-7: Eingebrachte LASA-DR-Schraube®	S. 38
Abb. 2-8: gesetzte Sehnennähte.....	S. 39
Abb. 2-9: Refixation mit zwei LASA-DR-Schrauben®	S. 40
Abb. 2-10: Darstellung der modifizierten Kältebacken.....	S. 41
Abb. 2-11: Fixierung des Muskelbauches in Klemmbacke	S. 42
Abb. 2-12: Versuchsaufbau.....	S. 43
Abb. 2-13: Two-sheet type.....	S. 46
Abb. 2-14: Druckmessfolie unterhalb einer refixierten Sehne.....	S. 48
Abb. 3-1: Typischer Versagensmechanismus der Sehnen-Knochen-Verbindung	
- Ansicht von kranial.....	S. 51

Abb. 3-2: Typischer Versagensmechanismus der Sehnen-Knochen-Verbindung	
- Ansicht von ventral.....	S. 52
Abb. 3-3: eingefärbte Druckmessfolie der LASA-DR-Schrauben®-Rekonstruktion.....	S. 54
Abb. 3-4: eingefärbte Druckmessfolie der Nahtankerrefixation.....	S. 54
Abb. 4-1: Kontaktmuster der Sehne auf ihrer Insertion.....	S. 67

6.3 Tabellenverzeichnis

Tab. 2-1: different kinds of Prescale.....	S. 47
Tab. 3-1: Anzahl der Zyklen bis zu einer Dehiszenz der Sehne von 5mm und 10 mm.....	S. 49
Tab. 3-2: Maximale Ausreißfestigkeit.....	S. 50
Tab. 3-3: Steifigkeit.....	S. 53
Tab. 3-4: Kontaktdrucke im Vergleich.....	S. 55
Tab. 4-1: Überblick über neueste Studien.....	S. 62

7 Literaturverzeichnis

Ahmad CS, Stewart AM, Izquierdo R, Bigliani LU (2005): Tendon-bone interface motion suture and suture anchor rotator cuff repair techniques. *Am J Sports Med* 33, 1667-1671

Apreleva M, Ozbaydar M, Fitzgibbons PG, Warner JJ (2002): Rotator cuff tears: the effect of the reconstruction method on three-dimensional repair site area. *Arthroscopy* 18, 519–526

Baker CL, Liu SH (1995): Comparison of open and arthroscopically assisted rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 23, 99-104

Baleani M, Ohmann C, Guandalini L, Rotini R, Giavaresi G Traina F, Viceconti M (2006): Comparative study of different tendon grasping techniques for arthroscopic repair of the rotator cuff. *Clin Biomech* 21, 799-803

Barber FA, Cawley P, Prudich JF (1993): suture anchor failure strength—an in vivo study. *Arthroscopy* 9, 647-652

Barber FA, Herbert MA, Click JN (1995): The ultimate strength of suture anchors. *Arthroscopy* 11, 21-28

Barber FA, Herbert MA, Click JN (1996): Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy* 12, 32-38

Barber FA, Herbert MA, Click JN (1997): Internal fixation strength of suture anchors—update 1997. *Arthroscopy* 13, 355-366

Barber FA, Herbert MA, Coons D, Boothby M (2006) Sutures and suture anchors-update 2006. *Arthroscopy* 22, 1063 e1–e9

Basset R W, Cofield R H (1983): Acute tears of the rotator cuff. The timing of surgical repair. *Clin Orthop* 175, 18-24

Baums MH: Die anatomische Rekonstruktion der Rotatorenmanschette - eine biomechanische und morphometrische Untersuchung der primären Sehnen-Knochen-Verbindung. Med. Habilitationsschrift Göttingen 2009

Baums MH, Buchhorn GH, Spahn G, Poppendieck B, Schultz W, Klinger HM (2008): Biomechanical characteristics of single-row repair in comparison to double-row repair with consideration of the suture configuration and suture material. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 16, 1052-1060

Baums MH, Spahn G, Steckel H, Fischer A, Schultz W, Klinger HM (2009): Comparative evaluation of the tendon-bone interface contact pressure in different single- versus double-row suture anchor repair techniques. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 17, 1466-72

Baums MH, Geyer M, Buchhorn GH, Büschken M, Spahn G, Klinger HM (2010a): Tendon-bone contact pressure and biomechanical evaluation of a modified suture bridge technique for rotator cuff repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18, 992-8

Baums MH, Buchhorn GH, Gilbert F, Spahn G, Schultz W, Klinger HM (2010b): Initial load-to-failure and failure analysis in single- and double-row repair techniques for rotator cuff repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 130, 1193-9

Biberthaler P, Wiedemann E, Nerlich A, Kettler M, Mussack T, Deckelmann S, Mutschler W (2003): Microcirculation associated with degenerative rotator cuff lesions. In vivo assessment with orthogonal polarization spectral imaging during arthroscopy of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 85-A(3), 475-80

Bigliani LU, Cordasco FA, McIlveen SJ, Musso ES (1992): Operative treatment of failed repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am* 74, 1505-1515

Bishop J, Klepps S, Lo IK, Bird J, Gladstone JN, Flatow EL (2006): Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair: a prospective study. *J Shoulder Ellbow Surg* 15, 290-299

Bisson LJ, MD, Manohar LM, MD, Wilkins RD, Gurske-Deperio J, MD, Ehrensberger MT (2008): Influence of suture material on the biomechanical behaviour of suture-tendon specimens a controlled study in bovine rotator cuff. *Am J Sports Med* 36, 1618-24

Boileau P, Brassart N, Watkinson DJ, Carles M, Hatzidakis AM, Krishnan SG (2005): Arthroscopic repair of full thickness tears of the supraspinatus: does the tendon really heal? *J Bone Surg Am* 87-A, 1229-40

Bokor DJ, Hawkins RJ, Huckell GH et al. (1993): Results of nonoperative management of full thickness tears of the rotator cuff. *Clin Orthop Relat Res* 294, 103-110

Brady PC, Arrigoni P, Burkhart SS (2006): Evaluation of residual rotator cuff defects after in-vivo single- versus double-row rotator cuff repairs. *Arthroscopy* 22, 1070-1075

Burkhart SS (1995): The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line. *Arthroscopy* 11, 119-123

Burkhart SS (2001): Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 390, 107-118

Burkhart SS, Lo IK (2006): Arthroscopic rotator cuff repair. *J Am Acad Orthop Surg* 14, 333-46

Burkhart SS, Fischer SP, Nottage WM, Esch JC, Barber A, Doctor D, Ferrier J (1996): Tissue fixation security in transosseous rotator cuff repairs: A mechanical comparison of simple versus mattress sutures. *Arthroscopy* 12, 704-708

Burkhart SS, Diaz Pagàn JL, Wirth MA, Athanasiou KA (1997a): Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: Confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy* 13, 720-724

Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, Athanasiou KA (1997b): Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure. *Arthroscopy* 13, 172-176

Burkhead WZ, Skedros JG, O'Rourke PJ, Pierce WA, Pitts TC (2007): A novel double-row rotator cuff repair exceeds strengths of conventional repairs. *Clin Orthop Rel Res* 461, 106-113

Busfield BT, Glousman RE, Mc Garry MH, Tibone JE, Lee TQ (2008): A biomechanical comparison of 2 technical variations of double-row rotator cuff fixation. *Am J Sports Med* 36, 901-906

Bynum CK, Lee S, Mahar A, Tasto J, Pedowitz R (2005): Failure mode of suture anchors as a function of insertion depth. *Am J Sports Med* 33, 1030-1034

Codman EA (1911): Complete rupture of the supraspinatus tendon: operative treatment with report of two successful cases. *Boston med Surg J* 164, 708-710

Codman EA: The shoulder: rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa. Thomas Todd Co., Boston 1934.

Cofield RH, Parvizi J, Hoffmeyer PJ, Lanzer WL, Ilstrup DM, Rowland CM (2001): surgical repair of chronic rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 83, 71-77

Cummins CA, Murrell GA (2003): Mode of failure for rotator cuff repair with suture anchors identified at revision surgery. *J Shoulder Elbow Surg* 12, 128-133

Cummins CA, Appleyard RC, Strickland S, Haen PS, Chen S, Murrell GAC (2005): Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. *Arthroscopy* 21, 1236-1241

Demirhan M, Atalar AC, Kilicoglu O (2003): Primary fixation strength of rotator cuff repair techniques: A comparative study. *Arthroscopy* 19: 572-576

Dietz SO, Habermeyer P, Magosch P (2002): Current concepts in treatment of rotator cuff tears. *Zentralbl Chir.* 127, 194-202

Dugas, JR, Campbell DA, Warren RF, Robie BH, Millett PJ (2002): Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *J Shoulder Elbow Surg* 11, 498-503

Ellman H (1987): Arthroscopic subacromial decompression: analysis of one- to three-year results. *Arthroscopy* 3, 173-181

Ellman H: Management of the irreparable rotator cuff and cuff arthropathy. In: Ellman H., Gartsman GM. (eds): *Arthroscopic shoulder surgery and related procedures*. Lea & Febiger, Philadelphia, PA, USA 1993

Fealy S, Kingham TP, Altcheck DW (2002): Mini-open rotator cuff repair using a two-row fixation technique: outcomes analysis in patients with small, moderate and large rotator cuff tears. *Arthroscopy* 18, 665-670

France EP, Paulos LE, Harner CD, Straight CB (1989): Biomechanical Evaluation Of Rotator Cuff Fixation Methods. *Am J Sports Med* 17, 176-181

Franceschi F, Longo UG, Ruzzini L, Rizello G, Mafulli N, Denaro V (2007): The Roman Bridge: a “double pulley-suture bridges” technique for rotator cuff repair. *BMC Musculoskelet Disord* 18, 8:123

Frank JB, ElAttrache NS, Dines JS, Blackburn A, Crues J, Tibone JE (2008): Repair site integrity after arthroscopic transosseous-equivalent suture-bridge rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 36(8),1496-503.

Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Holder J, Gerber C (1999): Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Ellbow Surg* 8, 599-605

Galatz LM, Ball CM, Teefy SA, Middleton WD, Yamaguchi K (2004): The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massiv rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(2), 219-24

Galatz LM, Sandell LJ, Rothermich SY, Das R, Mastny A, Havlioglu N, Silva MJ, Thomopoulos S (2006): Characteristics of rat supraspinatus tendon during tendon-to-bone healing after acute injury. *J Orthop Res* 24, 541-550

Gartsman GM (2001): Arthroscopic rotator cuff repair. *Clin Orthop Relat REs* 390, 95-106

Gartsman GM, Hammerman SM (1997): Full-thickness tears: arthroscopic repair. *Orthop Clin North Am* 28(1), 83-98.

Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U (1994): Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 76, 371–380

Gerber C, Schneeberger AG, Perren SM, Nyffeler RW (1999): Experimental rotator cuff repair. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Am* 81, 1281–1290

Gerber C, Fuchs B, Hodler J (2000): The results of repair of massive tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am* 82, 505-515

Gerber C, Meyer DC, Schneeberger AG, Hoppeler H, von Rechenberg B (2004): Effect of tendon release and delayed repair on the structure of the muscles of the rotator cuff: an experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg Am* 86-A(9), 1973-82

Gohlke F, Rolf O, Böhm D (2007): Open reconstruction of the rotator cuff. *Orthopäde* 36, 834-47

Goradia VK, Rochat MC, Kida M, Grana WA (2000): Natural history of hamstring tendon autograft used for anterior cruciate ligament reconstruction in a sheep model. *Am J Sports Med* 28, 40-46

Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1994): Fatty muscles degeneration in cuff ruptures: pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Acta Orthop Scan* 304, 78-83

Goutallier D, Postel JM, Gleyze P, Leguilloux P, Driessche van S (2003): Influence of cuff muscle fatty degeneration on anatomic and functional outcomes after simple suture of full-thickness tears. *J Shoulder Elbow* 12, 550-554

Gumina S, Di Giorgio G, Bertino A, Della Rocca C, Sardella B, Postacchini F (2006): Inflammatory infiltrate of the edges of a torn rotator cuff. *Int Orthop* 30, 371–374

Habermeyer P: *Schulterchirurgie*. 3. Auflage; Urban und Fischer Verlag, München 2002

Habermeyer P, Schweiberer L: *Schulterchirurgie*. 2. Auflage; Urban und Schwarzenberg Verlag, München 1996

Habermeyer P, Lehmann L, Engel G (1999): How do I repair a full thickness rotator cuff tear by Arthroscopy. ESSES Speciality Day-EFORT Congress, Brussel, June 6th 1999

Hedtmann A, Fett H (2002): Ultrasound diagnosis of the rotator cuff. *Orthopäde* 31, 236-46

Imhoff AB, König U: *Schulterinstabilität – Rotatorenmanschette*. Arthroskopische und offene Operationstechniken bei Verletzungen des Sportlers - Endoprothetik. 1. Auflage; Steinkopf-Verlag, Darmstadt 1999

Itoi E, Tabata S (1992): Conservative treatment of rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 275, 165-173

Juul-Kristensen B, Bojsen-Møller F, Holst E, Ekdahl C (2000): Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Eur J Ultrasound* 11, 161–173

Katsuragi R, Yasuda K, Tsujino J, Keira M, Kaneda K (2000): The effect of non-physiologically high initial tension on the mechanical properties of in situ frozen anterior cruciate ligament in a canine model. *Am J Sports Med* 28, 47-56

Kessler MA, Lichtenberg S, Habermeyer P (2003): Reconstruction of big rotator cuff ruptures. A new technique of tendon refixation with the corkscrew suture anchor system. *Unfallchirurg* 106, 826-833

Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun BJ, DeLaMora SN, Kvitne RS, Lee TQ (2006): Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. *Am J Sports Med.* 34(3),407-414

Klinger HM, Steckel H, Ernstberger T, Baums MH (2005a): Arthroscopic débridement of massive rotator cuff tears – negativ prognostic factors. *Arch Orthop Trauma Surg* 125, 261-266

Klinger HM, Spahn G, Baums MH, Steckel H (2005b): Arthroscopic débridement of irreparable massive rotator cuffs tears – A comparison of débridement alone and combined procedure with biceps tenotomy. *Acta chir belg* 105, 297-301

Klinger HM, Steckel H, Spahn G, Buchhorn GH, Baums MH (2007): Biomechanical comparison of double loaded suture anchors using arthroscopic Mason-Allen Stitches versus traditional transosseus suture technique and modified Mason-Allen Stitches for rotator cuff repair. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 22, 106-111

Klinger HM, Buchhorn GH, Heidrich G, Kahl E, Baums MH (2008): Biomechanical evaluation of rotator cuff repairs in a sheep model: suture anchors using arthroscopic Mason-Allen Stitches compared with transosseous sutures using traditional modified Mason-Allen stitches. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 23, 291-8

Klinger HM, Koelling S, Baums MH, Kahl E, Smith MM Miosge N (2009): Cell biological and biomechanical analysis of two different fixation techniques for rotator cuff repair. *Scand J Med Sci Sports* 19, 329-37

Kvitne RS, Jobe FW (1993): The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. *Clin Orthop Relat Res* 291, 107-23.

Lee S, Mahar A, Bynum K, Pedowitz R (2005): Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair. *Arthroscopy* 21, 43-47

Levy HJ, Uribe JW, Delaney LG (1990): Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results. *Arthroscopy* 6, 55-60

Liu SH, Baker CL (1994): Arthroscopically assisted rotator cuff repair: Correlation of functional results with integrity of the cuff. *Arthroscopy* 10, 54-60

Lo IK, Burkhart SS (2003): Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff. *Arthroscopy* 19, 1035-1042

Loutzenheiser T, Harryman D 2nd, Yung S, France MP, Sidles JA (1995): Optimizing arthroscopic knots. *Arthroscopy* 11, 199-206

Löhr JF, Uhthoff HK (2007): Epidemiology and pathophysiology of rotator cuff tears. *Orthopäde* 36, 788-95.

Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, Otis JC (2004): Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff stitches. *J Bone Joint Surg Am* 86, 1211-1216

Ma CB, Comerford L, Wilson J, Puttlitz CM (2006): Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row Refixation. *J Bone Joint Surg Am* 88, 403-410

Mahar AT, Tucker BS, Upasani VV, Oka RS, Pedowitz RA. (2005): Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability. *J Shoulder Elbow Surg* 14, 626-630

Matsen III FA, Titelman RM, Lippitt SB, Wirth MA, Rockwood Jr CA (2004): Rotator cuff. In: Rockwood Jr CA, Matsen III FA, Wirth MA, Lippitt SB (ed): *The shoulder*. 3. Ausgabe, Saunders, Philadelphia, Pennsylvania, Band 2, Seite 795-878

Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA (2005): Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 33, 1-8

McFarland EG, Park HB, Keyurapan E, Gill HS, Selhi HS (2005): Suture anchor and tacks for shoulder surgery, Part 1. *Am J Sports Med* 33, 1918-1923

McLaughlin HL, (1994): Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder. The exposure and treatment of tears with retraction. *Clin Orthop Relat Res* 304, 3-9

McLaughlin HL, Cavallaro WU (1950): Primary anterior dislocation of the shoulder. *Am J Surg* 80, 615-621

Meier SW, Meier JD (2006a): Rotator cuff repair: the effect of double-row fixation on three-dimensional repair site. *J Shoulder Elbow Surg* 15, 691–696

Meier SW, Meier JD (2006b): The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study. *Arthroscopy*. 11, 1168-73.

Nakajima T, Rokuuma N, Hamada K, Tomatsu T, Fukuda H (1994): Histologic and biomechanical characteristics of the supraspinatus tendon: reference to rotator cuff tearing. *J Shoulder Elbow Surg* 3, 79-87

Neer CS (1972): Anterior acromioplasty for the chronic impingement of the shoulder. *J Bone Joint Surg* 54A, 41-50

Neer CS, Craig EV, Fukuda H (1983): Cuff-Tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 65, 1232-1239

Netter FH: *Atlas der Anatomie des Menschen*. 1. Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart, New York 1999

Netter FH: *Atlas der Anatomie des Menschen*. 2. Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart 2000

Nho SJ, Yadav H, Pensak M, Dodson CC, Good CR, MacGillivray JD (2007): Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair. *Arthroscopy* 23, 94-102, 102.e1

Ozaki J, Fujimoto S, Nakagawa Y, Musuhara K, Tamai S (1988): Tears of the rotator cuff of the shoulder associated with pathological changes in the acromion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am* 70, 1224-1230

Ozbaydar M, Chung S, Diller D, Warner JJP (2007): Arthroscopic reconstruction of the rotator cuff. The current gold standard. *Orthopäde* 36, 825-33

Park JY, Lhee SH, Choi JH, Park HK, Yu JW, Seo JB (2008): Comparison of the clinical outcomes of single- and double-row repairs in rotator cuff tears. *Am J Sports Med* 36, 1310-1316

Park MC, Cadet ER, Levine WN, Bigliani LU, Ahmad CS (2005): Tendon-to-bone pressure distributions at a repaired rotator cuff footprint using transosseous suture and suture anchor fixation techniques. *Am J Sports Med* 33, 1154-1159

Park MC, ElAttrache NS, Ahmad CS, Tibone JE (2006): "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. *Arthroscopy* 22, 1360.e1-1360.e5

Park MC, ElAttrache NS, Tibone JE, Ahmad CS, Jun BJ, Lee TQ (2007a): Part I: Footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row technique. *J Shoulder Elbow Surg* 16, 461-468

Park MC, Tibone JE, Elattrache NS, Ahmad CS, Jun BJ, Lee TQ (2007b): Part II: Biomechanical assessment for a footprint-restoring transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg* 16, 469-76

Patte D (1990): Classifications of the rotator cuff lesions. *Clin Orthop Relat Res* 254, 81-86

Patte D, Goutallier D, Debeyre J (1981): Ruptures of the rotator cuff. results and perspectives of the retrostructure. *Arch Fr Pediatr* 38, 321-7

Radke S, Kenn W, Gohlke F (2001): MRI of the shoulder. Degenerative changes and rotator cuff tears. Orthopäde. 30, 484-91

Reichwein F, Nebelung W (2004): Grundlagen und Technik der arthroskopischen Rekonstruktion der Rotatorenmanschette. Arthroscopie 17, 27-33

Rickert M, Georgousis H, Witzel U (1998): Tensile strength of the tendon of the supraspinatus muscle in the human. A biomechanical study. Unfallchirurg 101, 265-70

Rodeo SA, Arnoczky SP, Torzilli PA, Hidaka C, Warren RF (1993): Tendon healing in a bone tunnel: A biomechanical and histological study in the dog. J Bone Joint Surg Am 75, 1795-1803

Rodeo SA, Suzuki K, Deng XH, Wozney J, Warren RF (1999): Use of recombinant human bone morphogenetic Protein-2 to enhance tendon healing in a bone tunnel. Am J Sports Med 27, 476-488

Romaneehsen B, Kreitner KF (2005): MR imaging of tendon diseases. Exemplified using the examples of rotator cuff, epicondylitis and achillodynia. Orthopäde 34, 543-9

Scheibel MT, Habermeyer P (2003): A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. Arthroscopy 19, 330-333

Schneeberger AG, von Roll A, Kalberer F, Jacob HA, Gerber C (2002): Mechanical strength of arthroscopic rotator cuff repair techniques: an in vitro study. J Bone Joint Surg Am 84, 2152-2160

Snyder SJ (1993): Evaluation and treatment of the rotator cuff. Orthop Clin North Am 24, 173-92

St. Pierre P, Olson EJ, Elliot JJ, O'Hair KC, McKinney LA, Ryan J (1995): Tendon-healing to cortical bone compared with healing to a cancellous trough. J Bone Joint Surg Am 77, 1858-1866

Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Warner JJP (2003): Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 85, 2190-2198

Tingart MJ, Apreleva M, Lehtinen J, Zurakowski D, Warner JJ (2004): Anchor design and bone mineral density affect the pull-out strength of suture anchors in rotator cuff repair: Which anchors are best to use in patients with low bone quality? *Am J Sports Med* 32, 1466–1473

Tingart M, Grifka J (2007): Läsionen der Rotatorenmanschette. *Orthopäde* 36, 787-787

Tuoheti Y, Itoi E, Yamamoto N, Seki N, Abe H, Minagawa H, Okada K, Shimada Y (2005): Contact area, contact pressure, and pressure patterns of the tendon-bone interface after rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 33, 1869-1874

Uhthoff HK, Loehr J., Hammond I. Sarkar K (1986): Ätiologie und Pathogenese der Rupturen der Rotatorenmanschette. *Hefte z Unfallheilkd* 180, 3-9

Voigt C, Bosse C, Vosschenrich R, Schulz AP, Lill H (2010): Arthroscopic supraspinatus tendon repair with suture-bridging technique: functional outcome and magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med*; 38(5), 983-991

Walch G, Liotard JP, Boileau P, Noël E (1993): Postero-superior glenoid impingement. Another impingement of the shoulder. *J Radiol* 74, 47-50

Warner JJ, Tetreault P, Lehtinen J, Zurakowski D (2005): Arthroscopic versus mini-open rotator cuff repair: a cohort comparison study. *Arthroscopy* 21, 328–32

Weiler A, Hoffmann RFG, Bail HJ, Rehm O, Südkamp NP (2002): Tendon healing in a bone tunnel, part II: histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18, 124-135

Wiedemann E, Habermeyer P (1992): Neue arthroskopische Technik zur Naht von Rotatorenmanschettenrupturen. In: Bernhard M, Hertel P (Hrsg.): *Arthroskopie und Chirurgie der Schulter*. Enke, Stuttgart

Wurning C (2006): Die Rotatorenmanschettenruptur. Z Orthop 144, R103-R115

Wüst DM, Meyer DC, Favre P, Gerber C (2006): Mechanical and handling properties of braided polyblend polyethylene sutures in comparison to braided polyester and monofilament polydioxanone sutures. Arthroscopy 22, 1146-1153

Yamaguchi K, Ball CM, Galatz LM (2001): Arthroscopic rotator cuff repair: transition from mini-open to all-arthroscopic. Clin Orthop Relat Res 390, 83-94.

Yamaguchi K, Levine WN, Marra G, Galatz LM, Klepps S, Flatow EL (2003): Transitioning to arthroscopic rotator cuff repair: the pros and cons. Instr Course Lect 52, 81-92

Yamanaka K, Matsumoto T (1994): The joint side tear of the rotator cuff. A follow up study by arthrography. Clin Orthop Relat Res 304, 68-73

Publikationen

Baums MH, Geyer M, Buchhorn GH, Büschken M, Spahn G, Klinger HM (2010a): Tendon-bone contact pressure and biomechanical evaluation of a modified suture bridge technique for rotator cuff repair. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 18, 992-8

Danksagung

Mein Dank für die Vergabe des Themas und die hilfreiche Unterstützung bei der Erstellung meiner Doktorarbeit geht vor allem an meinen Doktorvater Herrn PD Dr.med Hans-Michael Klinger, der mit zahlreichen Hinweisen zum Gelingen der Arbeit beigetragen hat.

Ein weiterer Dank geht an PD Dr. Mike H. Baums für die Hilfe bei der praktischen Vorbereitung und Durchführung der Versuche sowie Herrn Dipl. Ing. Gottfried Buchhorn für die tatkräftige Unterstützung während der biomechanischen Untersuchungen.

Ebenfalls danke ich der Firma Königsee Implantate und Instrumente zur Osteosynthese GmbH für die zur Verfügung gestellten Materialien.

Curriculum vitae

Ich wurde am 08.11.1983 in Dortmund als Tochter von Charlotte und Dr. Stefan Büschken geboren.

Von August 1990 bis Juni 1994 besuchte ich die Ketteler-Grundschule in Hamm, von August 1994 bis Juni 2003 das Gymnasium Hammonense in Hamm. Von Juni 2000 bis Dezember 2000 absolvierte ich die elfte Klasse an der Springwood State Highschool in Brisbane, Australien. Im Juni 2003 legte ich am Gymnasium Hammonense in Hamm das Abitur ab.

Im Oktober 2003 nahm ich das Studium der Physik an der Wilhelms - Universität zu Münster auf und absolvierte dort meinen Physikschein für Zahnmediziner. Im März 2004 absolvierte ich den Chemieschein für Zahnmediziner als Gasthörerin an der Universität Bielefeld. Im Oktober 2004 nahm ich mein Zahnmedizinstudium an der Georg – August – Universität Göttingen auf und legte im März 2005 das Vorphysikum und im März 2007 die ärztliche Vorprüfung ab. Den zweiten Abschnitt der zahnärztlichen Prüfung absolvierte ich im November 2009.

Im Dezember 2009 habe ich die Assistenzarztzeit in der Zahnarztpraxis Dr. Stefan Büschken in Hamm begonnen und seit April 2010 in der Zahnarztpraxis Wilderich Theunissen in Langenberg fortgesetzt.