

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik,  
Universitätsklinik des Saarlandes, Homburg/Saar  
(Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn)

**Zyklische Belastung von  
Rotatorenmanschettenrekonstruktionen:  
„Single-row“ vs. „double-row“ Refixationen  
an mittelgroßen und an großen Rupturen**

**Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin**

der Medizinischen Fakultät  
der Universität des Saarlandes

2012

vorgelegt von: Florian Philipp Raber  
geboren am 24.03.1987 in Neunkirchen/Saar

# Inhaltsverzeichnis

## Inhalt:

1. Zusammenfassung .....	1
2. Einleitung .....	3
2.1 Anatomie und Funktion der Rotatorenmanschette .....	3
2.2 Rupturen der Rotatorenmanschette .....	7
2.3 Entwicklung der Rekonstruktionsverfahren und aktueller Wissenstand .....	16
2.4 Fragestellung und Zielsetzung .....	17
3. Material und Methode .....	18
3.1 Die humanen Präparate .....	18
3.2 Die künstliche Ruptur .....	19
3.3 Die Implantate .....	21
3.4 Die Refixationstechniken .....	22
3.4.1 „Double-row“-Rekonstruktion an mittelgroßen Rupturen (DR 2,5 cm) .....	24
3.7.2 „Single-row“-Rekonstruktion an mittelgroßen Rupturen (SR 2,5 cm) .....	25
3.7.3 „Double row“-Rekonstruktionen an großen Rupturen (DR 3,5 cm) .....	26
3.7.4 „Single-row“-Rekonstruktionen an großen Rupturen (SR 3,5 cm) .....	27
3.5 Materialprüfmaschine und Videoextensometer .....	28
3.6 Versuchsaufbau .....	29
3.7 Versuchsablauf .....	32
3.8 Footprint der Supraspinatussehne .....	34
3.9 Auswertung und statistische Methoden .....	34

4. Ergebnisse .....	35
4.1 Die Elongation unter zyklischer Belastung .....	35
4.1.1 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 60 N.....	36
4.1.2 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 100 N.....	37
4.1.3 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 180N.....	38
4.1.4 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 250 N.....	39
4.2 Die maximale Versagenslast .....	40
4.3 Die Knochendichtemessung .....	42
4.4 Der Footprint .....	42
5. Diskussion .....	43
6. Konklusion .....	51
7.Literaturverzeichnis.....	52
8. Abkürzungsverzeichnis .....	58
9. Publikationen.....	59
10. Danksagung.....	61

# 1. Zusammenfassung

**Fragestellung:** Einfluss von Rekonstruktionstechnik und Rupturgröße auf die biomechanischen Eigenschaften der rekonstruierten Sehnenplatte und die Wiederherstellung des Ansatzareals am Humerus („Footprint“) nach Rotatorenmanschettenruptur.

**Methodik:** An 24 humanen Schulterpräparaten wurde ein definierter Riss der Rotatorenmanschette von 2,5 cm bzw. 3,5 cm Länge erzeugt. Die Rekonstruktion erfolgte mit einer „single-row“-Rekonstruktion (SR) mit dreifach armierten Schraubankern (2 bzw. 3 Anker) und modifizierter Nahttechnik oder einer „double-row“-Rekonstruktion (DR) mit doppelt armierten Schraubankern medial und Pressfit-Ankern lateral in einer modifizierten „suture-bridge“-Technik (4 bzw. 6 Anker). Die rekonstruierten Sehnen wurden mittels Materialprüfmaschine zyklisch zwischen 10-60, 100, 180 und 250 N belastet. Die Elongation wurde mittels Video-Extensometer bestimmt. Im Versagensmodus wurde die maximale Belastbarkeit der Rekonstruktionen ermittelt. Zur Überprüfung der Wiederherstellung des Footprintes wurde die mediolaterale Ausdehnung der Sehnenplatte mit einem digitalen Messschieber vor und nach Rekonstruktion bestimmt.

**Ergebnisse:** 532±107 N wurden bei der 2,5 cm langen Ruptur für die SR-Rekonstruktion, 681±250 N für die DR-Rekonstruktion gemessen. Bei der 3,5 cm Ruptur waren es 792±122 N für die SR-Rekonstruktion und 891±174 N für die DR-Rekonstruktion. Der Vergleich der SR- und DR-Rekonstruktionen zeigte bezüglich der maximalen Versagenslast keine signifikanten Unterschiede ( $p>0,05$ ). Die Elongation unter zyklischer Belastung zeigte im Vergleich der mittelgroßen Rupturen zwischen SR- und DR-Rekonstruktion keine signifikanten Unterschiede bei 60, 100, 180 und 250 N ( $p>0,05$ ). Bei den großen Rupturen zeigte sich eine signifikant geringere Elongation für die „single-row“-Rekonstruktion bei 180 N ( $p=0,037$ ) und 250 N ( $p=0,020$ ). Bei 60 und 100 N wurden keine signifikanten Unterschiede gemessen ( $p>0,05$ ). Die „double-row“-Rekonstruktion ermöglichte im Vergleich zur „single-row“-Technik eine signifikant größere mediolaterale Footprint-Rekonstruktion (16,2 vs. 13,8 mm  $p=0,028$ ), beide Rekonstruktionen erreichten jedoch eine vollständige Wiederherstellung des Footprintes.

**Konklusion:** Die getestete „single-row“ Rekonstruktion mit modifizierter Nahttechnik erreichte vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie die getestete „double-row-suture-bridge“-Rekonstruktion. Das rekonstruierte Ansatzareal („Footprint“) war nach „double-row“-Rekonstruktion signifikant größer als nach „single-row“-Rekonstruktion. Beide Rekonstruktionstechniken ermöglichten jedoch eine komplette Wiederherstellung des Footprintes im Vergleich zum nativen Footprint.

## **Biomechanical Evaluation of Rotator Cuff Reconstructions: Modified Single-Row Repair Using Triple-Loaded Suture Anchors versus a Suture-Bridging Double-Row Repair**

**Purpose:** To compare the biomechanical properties and footprint coverage of a single-row (SR) repair using a modified suture configuration versus a double-row (DR) suture bridge repair in medium (25 mm) and large (35 mm) rotator cuff tears.

**Methods:** We created 25 mm and 35 mm artificial tears in the rotator cuff of 24 human cadaveric shoulders. DR repair was performed using a suture bridging technique with medial corkscrew anchors and lateral press-fit anchors (4 to 6 anchors). For the SR reconstruction triple loaded suture anchors and a modified suture configuration was chosen (2 to 3 anchors). After installing the specimens into a material testing machine, gap formation was measured under cyclic loading between 10 – 60 N, -100 N, -180 N and -250 N by a video displacement measurement system. Subsequently the ultimate load to failure was recorded. To investigate the footprint coverage, the mediolateral footprint dimensions were measured before and after reconstruction.

**Results:** In the 25 mm rupture, cyclic displacement showed no significant differences between the tested configurations at 60 N, 100 N, 180 N and 250 N ( $p \geq 0.05$ ). For the 35 mm tear, cyclic displacement showed significantly lower gap formation for the SR reconstruction at 180 N ( $p=0.037$ ) and 250 N ( $p=0.020$ ). No significant differences were found at 60 N and 100 N ( $p \geq 0.05$ ). For the 25 mm tear, the ultimate load to failure was  $533 \pm 107$  N for the SR repair and  $681 \pm 250$  N for the DR technique ( $p \geq 0.05$ ). In the 35 mm tear, ultimate load to failure was  $792 \pm 122$  N for the SR and  $891 \pm 174$  N for the DR reconstruction ( $p \geq 0.05$ ). There were no statistically significant differences for both rupture sizes. The DR reconstruction achieved a significantly greater footprint width compared with the SR repair (16.2 versus 13.8 mm;  $p=0.028$ ). However both reconstructions were able to achieve complete footprint coverage compared with the initial footprint.

**Conclusions:** The tested SR repair using a modified suture configuration was similar in load to failure and cyclic displacement to the DR suture-bridge technique independent of the tested initial sizes of the rupture. The tested DR repair consistently restored a larger footprint than the SR method. However, both constructs achieved complete footprint coverage.

## **2. Einleitung**

Die Rotatorenmanschettenruptur ist eine häufige Ursache für Schulterschmerzen.

Die Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur variiert je nach Studienkollektiv und Untersuchungsart zwischen 2,1 und 80 % [49, 50]. Vor allem ältere Patienten sind betroffen. Die Symptomatik umfasst ein breites Spektrum von minimaler Beeinträchtigung bis zu akut auftretenden, heftigen Schmerzen und reflektorischer Steifhaltung der Schulter. Wie die Schmerzsymptomatik, variiert auch die Kraftminderung im betroffenen Arm stark. Trotz einer manifesten Rotatorenmanschettenruptur kann bei manchen Patienten keine Kraftminderung vorliegen, eine komplette Ruptur kann jedoch auch dazu führen dass der Arm nicht mehr aktiv abduziert werden kann.

Aufgrund der Entwicklung neuer chirurgischer Techniken und wegen des erhöhten Funktionsanspruchs an die eigene Schulter, vor allem bei der älteren Generation, wird die Indikation zur Operation der Rotatorenmanschettenruptur immer häufiger gestellt. Selbst die rein arthroskopische Versorgung der Rotatorenmanschettenruptur gehört mittlerweile zum Standardrepertoire an vielen orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken. Bezüglich der Rekonstruktionstechnik existiert allerdings bis heute kein Standardoperationsverfahren. Die Vor- und Nachteile verschiedener Rekonstruktionstechniken werden in der Literatur kontrovers diskutiert.

### **2.1 Anatomie und Funktion der Rotatorenmanschette**

Im Laufe der Evolution und mit der Entwicklung des aufrechten Gangs wurde die vordere Extremität von Fortbewegungsfunktionen freigestellt. Sie entwickelte sich zur oberen Extremität, die sich, frei von der Last des Körpergewichts, vor allem auf die Greiffunktion spezialisieren konnte [2]. Damit entwickelte die obere Extremität einen außerordentlich großen Bewegungsspielraum, der erst durch das Zusammenspiel dreier Hauptgelenke,

- dem Glenohumeralgelenk,
- dem Akromioklavikulargelenk und
- dem Sternoklavikulargelenk

und zweier Nebengelenke,

- dem subakromialen Nebengelenk und
- dem skapulothorakalen Nebengelenk

ermöglicht wurde. Dieser Bewegungsspielraum ist jedoch nur auf Kosten der Stabilität möglich, da knöchernen Führung und straffe Bandsicherung, wie bei den großen Gelenken der unteren Extremität üblich, in den Hintergrund treten.

Von den fünf genannten Gelenken ermöglicht das Glenohumeralgelenk, als Kugelgelenk, die größte Beweglichkeit. Während das halbkugelförmige Caput humeri eine durchschnittliche Gelenkoberfläche von etwa  $24 \text{ cm}^2$  aufweist, ist die birnenförmige Cavitas glenoidalis mit  $6-7 \text{ cm}^2$  um den Faktor 4 kleiner [34]. Das Glenohumeralgelenk besitzt drei Achsen und ermöglicht damit Bewegungen in 6 Hauptbewegungsrichtungen:

- Anteversion/Retroversion:  $90^\circ/0^\circ/30^\circ$
- Abduktion/Adduktion:  $90^\circ/0^\circ/30^\circ$
- Innenrotation/ Außenrotation:  $70^\circ/0^\circ/60^\circ$ .

Unter Einbeziehung der Beweglichkeit des Schultergürtels erweitert sich der Bewegungsspielraum der oberen Extremität:

- Anteversion/Retroversion:  $170^\circ/0^\circ/40^\circ$
- Abduktion/Adduktion:  $160^\circ/0^\circ/40^\circ$
- Innenrotation/Außenrotation:  $100^\circ/0^\circ/80^\circ$

Die enorme Beweglichkeit und das Größenmissverhältnis der Gelenkflächen stehen zu Ungunsten der Gelenkstabilität, womit gleichzeitig die Verletzungsgefahr steigt. Aus diesem Grund spielt die Stabilisation des Glenohumeralgelenks eine wichtige Rolle.

Dabei unterscheiden wir aktive bzw. dynamische und passive bzw. statische Komponenten.

Die passive Stabilisation erfolgt durch den Kapsel-Band-Apparat, Cavitas- und Labrum glenoidale. Nach kranial spielt der Fornix humeri bestehend aus Acromion, Proc. coracoideus und dem dazwischen aufgespannten Lig. coraco-acromiale eine stabilisierende Rolle. Die Schultergelenkkapsel ist relativ weit. Auf der Vorderseite wird die Gelenkkapsel durch drei Bandstrukturen (Ligg. glenohumeralia superius, mediale und inferius) und im kranialen Bereich durch das Lig. coracohumerale verstärkt. Im hinteren Bereich, der nicht von Bändern verstärkt ist, ist die Kapsel relativ dünn. Im unteren Bereich weist sie bei herabhängendem Arm eine muskelfreie Aussackung auf, den Recessus axillaris, der als Reservefalte bei Abspreizbewegungen dient.

Die aktive bzw. dynamische Stabilisation erfolgt durch die Rotatorenmanschette, eine aus 4 Muskelsehnen zusammengesetzte, derbe, gerundete und nach unten offene Sehnenplatte, die das Schultergelenk kranial, ventral und dorsal manschettenförmig einhüllt [72]. Die beteiligten Muskeln, von dorsal nach ventral angeordnet, spielen auch für die Bewegung im Schultergelenk eine wichtige Rolle. Ihre Funktion variiert mit der Position des Humerus im Bezug zur Scapula. Hauptfunktionen der einzelnen Muskeln sind:

- M. teres minor (Außenrotation, schwache Adduktion),
- M. infraspinatus (Außenrotation),
- M. supraspinatus (Abduktion) und
- M. subscapularis (Innenrotation).

Eine gut ausgeprägte Rotatorenmanschette übernimmt neben den Bewegungsfunktionen die muskuläre Führung des Glenohumeralgelenks und kompensiert beim gesunden Patienten die schlaffe Gelenkkapsel, die verhältnismäßig schwachen Bänder und die geringe knöcherne Führung. Die Rotatoren bilden ein Kräftegleichgewicht, das den Humeruskopf stabil in der Cavitas glenoidalis zentriert. Nur so kann der M. deltoideus bei der Abduktion seine volle Kraft entfalten. Bei großen Rupturen der Rotatorenmanschette ist das aktive Anheben des Arms oft nicht mehr möglich, da der M. deltoideus den Humeruskopf von unten gegen das Acromion zieht [21].

Die schwächste Stelle der Rotatorenmanschette bildet das Rotatorenintervall. Es befindet sich zwischen den Sehnen des M. subscapularis und des M. supraspinatus und ist eine Art Trichter, der den intraartikulären Teil der langen Bicepssehne einfängt und in den Sulcus bicipitalis führt. Das Rotatorenintervall gilt als phylogenetischer Schwachpunkt und ist häufig bei Rupturen der Rotatorenmanschette mitbetroffen.

Vor allem die Ansatzregion der Rotatorenmanschette, der sogenannte Footprint, ist von wissenschaftlicher Bedeutung, da sich bei Rupturen der Rotatorenmanschette hier die Sehne vom Knochen löst. Im Mittelpunkt steht hierbei der Ansatzpunkt der Supraspinatussehne, da diese am häufigsten betroffen ist. Literaturwerte für den mediolateralen Durchmesser variieren von 12,0 mm [62] bis 14,7 mm [22], mit einer anteroposterioren Länge von 20 bis 25 mm [62]. Der Supraspinatussehnenfootprint bedeckt damit durchschnittlich eine Fläche von 250 bis 350 mm<sup>2</sup>. Zwischen Gelenkknorpel und Ansatz der Supraspinatussehne besteht eine Lücke von ca. 1,5 mm [62].

**Abbildung 1: Muskeln der Rotatorenmanschette, Ansicht von ventral. Aus Prometheus, Lernatlas der Anatomie [63]**

**Abbildung 2: Muskeln der Rotatorenmanschette, Ansicht von dorsal. Aus Prometheus, Lernatlas der Anatomie [63]**

**Abbildung 3: Cavitas glenoidalis eines rechten Schultergelenks nach Entfernung des Humeruskopfes und Durchtrennung der Ansatzsehnen der Rotatorenmanschette, Ansicht von lateral. Aus Prometheus, Lernatlas der Anatomie [63]**

## 2.2 Rupturen der Rotatorenmanschette

### **Definition:**

Die Rotatorenmanschetten-Ruptur beschreibt die teilweise oder vollständige Kontinuitätstrennung einer oder mehrerer Sehnen der Rotatorenmanschette. Die inkomplette Ruptur bezieht sich auf einzelne Schichten (artikularseitige, gelenkseitige und intratendinöse Läsionen), während die komplette Ruptur transmural verläuft. Am häufigsten ist die Supraspinatussehne betroffen [50].

### **Epidemiologie:**

Obwohl mehrere verschiedene Studien zur Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur vorliegen [49, 50, 61, 68], erweist sich die Datenlage immer noch als recht uneinheitlich. Dies liegt einerseits an den ausgesuchten Studienkollektiven, andererseits an den verwendeten Untersuchungsmethoden (Obduktionsstudien vs. Untersuchungen mittels bildgebender Verfahren am lebenden Patienten).

In Obduktionsstudien zeigten sich generell höhere Prävalenzen als in den Untersuchungen am lebenden Patienten. Dies liegt am typischerweise hohen Durchschnittsalter der Leichenpopulationen. In einem systematischen Review aus dem Jahr 2006 fassten Reilly et al. [61] die Ergebnisse aus 30 verschiedenen Kadaverstudien aus den Jahren 1834 bis 2002 zusammen. Berücksichtigt wurden 2553 Schultern mit einem Durchschnittsalter von 70,1 Jahren. Es ergab sich eine Prävalenz von 30,24 % pro untersuchter Schulter. Inkomplette Rupturen lagen in 18,49 %, komplette Rupturen in 11,75 % der Fälle vor. Zu Lebzeiten vorhandenen Schulterbeschwerden (symptomatisch versus asymptomatisch) wurden nicht erfasst.

In Ultraschallstudien am lebenden Patienten konnte gezeigt werden, dass partielle oder komplette Rupturen nicht immer mit einer Symptomatik einhergehen. Es zeigte sich, dass die Prävalenz von Rotatorenmanschettenrupturen bei asymptomatischen Patienten ebenfalls als erstaunlich hoch eingeschätzt werden muss. Milgrom et al. [49] zeigten in einer Studie im Jahr 1995 an 90 asymptomatischen Patienten, dass die Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur stark mit dem Alter der Patienten zunimmt. Ab einem Alter von 60 Jahren zeigten sich bei fast 50 % der Patienten Rupturen, bei den über 80-Jährigen sogar in 80 % der Fälle (Einschränkung: Es waren nur 10 Patienten in der Gruppe der 80-jährigen Patienten). In neueren, größer angelegten Studien wurden diese relativ hohen Werte jedoch wieder nach unten korrigiert. Die deutliche Zunahme der Prävalenz mit dem Alter blieb

jedoch charakteristisch. Tempelhof et al. [68] fanden in einer Ultraschallstudie bei 411 asymptomatischen Patienten bei 23 % der Patienten Zeichen einer Läsion. Gestaffelt nach Alter ergab sich folgendes Bild. 13 % der Patienten zwischen 50 und 59 Jahren, 20 % der Patienten zwischen 60 und 69 Jahren, 31 % der Patienten zwischen 70 und 79 Jahren und 51 % der Patienten >80 Jahren wiesen vorbestehende Rupturen auf. In einer aktuellen Studie aus den Jahren 2009/2010 veröffentlichten Moosmayer et al. [50] deutlich niedrigere Werte. An 420 asymptomatischen Patienten im Alter von 50-79 Jahren diagnostizierte man bei 7,6 % der Patienten eine vorbestehende Ruptur der Rotatorenmanschette. Auch hier nahm die Prävalenz mit dem Alter zu: 2,1 % der 50-59 jährige Patienten, 5,7 % der 60 bis 69 jährigen Patienten und etwa 15 % der 70-79 jährigen Patienten zeigten eine Ruptur. Die durchschnittliche Rupturgröße lag bei weniger als 3 cm und beschränkte sich in 78 % der Fälle auf die Supraspinatussehne.

Bei symptomatischen Patienten liegt die Prävalenz deutlich höher. Von insgesamt 1038 untersuchten Schultern (Durchschnittsalter 51,4 Jahre) zeigten 41,4 % partielle oder komplette Rupturen [61]. Die Symptome waren unspezifische Schulterschmerzen oder es wurde der klinische Verdacht auf eine Rotatorenmanschettenruptur gestellt. Die Differenzierung in komplette versus inkomplette Rupturen zeigte eine hohe Prävalenz für komplette Rupturen (34,7 %) und eine niedrige für inkomplette Rupturen (6,7 %).

Zusammenfassend kann man feststellen, dass die Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur, je nach untersuchtem Studienkollektiv und Untersuchungsart, in einem weiten Bereich variiert, jedoch in allen Studien mit dem Patientenalter ansteigt. Symptomatische Schultern weisen häufiger Rupturen auf als asymptomatische Schultern. Männer sind im Verhältnis 2:1 bis 10:1 häufiger betroffen [12]. Bei Sportlern und Arbeitern, die einer starken Überkopfarmbelastung ausgesetzt sind, treten vermehrt Rupturen auf [7].

## **Ätiologie und Pathogenese:**

Codman [18] beschrieb im Jahr 1934 die Ruptur der Supraspinatussehne als Resultat eines traumatischen Ereignisses, gewöhnlich den Sturz auf den ausgestreckten Arm. Später entdeckte man die degenerativen Veränderungen der Rotatorenmanschette. Neer [52] war Anfang der 1970er Jahre der Meinung, dass die Rotatorenmanschettenruptur die pathognomonische Läsion für ein höhergradiges Impingementsyndrom darstellt. In seiner Theorie kommt es zu einem Raumkonflikt zwischen der Rotatorenmanschette und dem subakromialen Bogen, der die Sehne von kranial, extraartikulär aufreißt. Neer machte das Impingement als Hauptursache für die Entstehung von 95 % der Rotatorenmanschettenrupturen verantwortlich. Diese Theorie gilt jedoch nur noch teilweise als richtig, da man festgestellt hat, dass Rupturen der Rotatorenmanschette auch von der Gelenkseite aus entstehen können. Uhthoff et al. [70, 71] entwickelten das Konzept der intrinsischen und extrinsischen Wirkfaktoren für die Entstehung degenerativer Tendinopathien an der Rotatorenmanschette. Die intrinsischen Faktoren generieren im Inneren der Sehne und werden durch altersphysiologische Prozesse oder durch die im Verlauf von Mikroverletzungen auftretenden Veränderungen verursacht. Die extrinsischen Faktoren wirken mechanisch, wie zum Beispiel das von Neer beschriebene Impingement, von außen auf die Muskelsehnen ein [40]. In der nachfolgenden Tabelle werden einige der extrinsischen und intrinsischen Faktoren aufgeführt.

Tabelle 1: Wirkfaktoren degenerativer Tendinopathien

Intrinsische Faktoren	Extrinsische Faktoren
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Altern (mukoide Degeneration; Hydroxyapatitmikrokalzifikation; fettige Infiltration)</li> <li>• Imbalance der Rotatorenmanschettenmuskulatur</li> <li>• Überbeanspruchung der Schulter mit repetitiven Mikrotraumen</li> <li>• Tendinosis calcarea</li> <li>• Gefäßtheorie mit kritisch hypovaskulärer Zone im ansatznahen artikulären Bereich der Supraspinatussehne</li> <li>• Systemische Grunderkrankungen wie Diabetes mellitus, chronische Polyarthritits oder renale Osteopathien</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Morphologie und Neigungen des Acromions</li> <li>• Degenerative subacromiale Knochenspornbildung</li> <li>• Degeneration des Articulationis acromioclaviculare</li> <li>• Glenohumerale Instabilität</li> <li>• Os acromiale</li> <li>• Weitere Impingementtypen wie durch das Lig. coraco-acromiale, durch das Coracoid und durch das posteriorsuperiore Glenoid</li> </ul>

Heute verschwimmt die Einteilung „traumatisch vs. degenerativ“ zunehmend, da man festgestellt hat, dass die meisten Rotatorenmanschettenrupturen nur bei degenerativ vorgeschädigten Sehnen, häufig bei Bagatelltraumen auftreten. Dieser Mechanismus ist vor allem bei älteren Patienten häufig. Jedoch gilt das Trauma als alleiniger Wirkfaktor für die Entstehung von 5-10 % der Rupturen, speziell bei jüngeren Patienten, als wissenschaftlich gesichert.

### **Einteilung:**

Die Einteilung der Rotatorenmanschettenruptur richtet sich nach verschiedenen diagnostischen Kriterien, wie komplette oder inkomplette Ruptur, Größe und Form der Ruptur, Anzahl der beteiligten Sehnen, Ausmaß der Sehnenretraktion und Sehnenqualität.

Inkomplette Rupturen unterscheiden sich von den kompletten Rupturen dadurch, dass die Sehne nicht in ihrer gesamten Dicke reißt. Ellman [24] entwickelte hierfür eine Einteilung in artikulareseitige, gelenkseitige und intratendinöse Läsionen. Die Grade 1 bis 3 beschreiben die Tiefe der partiellen Ruptur.

Tabelle 2: Klassifikation der partiellen RM-Ruptur nach Ellman [24]; Millimeter (mm)

<b>Lokalisation:</b>	<b>Größe:</b>
A-Läsionen: artikular- oder gelenkseitig	Grad 1: < 3 mm tief
B-Läsionen: bursa- oder acromionseitig	Grad 2: 3-6 mm tief
C-Läsionen: intratendinös	Grad 3: > 6 mm tief

Im Gegensatz dazu steht die komplette Ruptur, sie ist transmural und kann einzelne oder gleichzeitig mehrere Sehnen betreffen. Dabei entsteht eine direkte Verbindung zwischen Gelenk- und Subakromialraum. Sind gleichzeitig mehrere Sehnen betroffen spricht man von einer Massenruptur. Die Einteilung der kompletten Ruptur erfolgt nach Bateman [6].

Tabelle 3: Klassifikation der kompletten RM-Ruptur nach Bateman [6]; Zentimeter (cm)

<b>Gradeinteilung:</b>	<b>Beschreibung:</b>	<b>Größe in cm:</b>
Grad 1	klein	< 1 cm
Grad 2	mittel	1-3 cm
Grad 3	groß	3-5 cm
Grad 4	massiv	> 5 cm

Für die Klassifikation bei arthroskopischen Untersuchungen hat sich die Einteilung nach Snyder et al. [66] am besten bewährt. Sie bezeichnet artikulareseitige Teilschäden als Typ-A Läsionen, bursaseitige Teilschäden als Typ-B Läsionen und transmurale Schäden als Typ-C Läsionen.

Zusätzlich erfolgt eine Gradeinteilung nach Größe und Morphologie der Läsion.

Tabelle 4: Arthroskopische Klassifikation nach Snyder [66]; Zentimeter (cm)

<b>Grad:</b>	<b>Größe:</b>	<b>Bezeichnung:</b>	<b>Beschreibung:</b>
0		Normale Sehne	Intakte Rotatorenmanschette mit glatter Bedeckung durch Synovia und Bursa
1	< 1 cm	Minimale Läsion	Oberflächliche bursale oder synoviale Irritation oder leichte Ausfransung der Kapsel in kleinem umschriebenen Bezirk
2	< 2 cm	Echter Teilschaden	Ausfransung oder Versagen einiger Sehnenfasern; zusätzlich synoviale, bursale oder kapsuläre Läsion
3	< 3 cm	Ausgeprägter Teilschaden	Fransen- und Rissbildung in Sehnenfasern; oft die gesamte Oberfläche einer Sehne betreffend, meist der Supraspinatussehne
4	> 3 cm	Sehr schwerer Teilschaden	Zusätzlich zur Fransen- und Rissbildung in Sehnenfasern meist Lappenriss einer Sehne sowie Beteiligung mehr als einer Sehne; Übergang in kompletten Defekt

Wichtige prognostische Faktoren für die operative Rekonstruktion sind der Sehnenretraktionsgrad nach Patte [60], der Grad der fettigen Degeneration der Muskulatur nach Goutallier et al. [31] im CT und der Grad der Muskelatrophie nach Thomazeau et al. [69] im MRT.

Tabelle 5: Prognostisch relevante Faktoren bei der Rotatorenmanschettenläsion. Tabelle abgeändert aus Habermeyer, Schulterchirurgie [34]

<b>Grad</b>	<b>Sehnenretraktionsgrad nach Patte [60]</b>	<b>Muskelatrophie im CT, Goutallier et al. [31]</b>	<b>Muskelatrophie im MRT, Thomazeau et al. [69]</b>
0		Normale Muskulatur ohne Fettstreifen	
1	Sehnenstumpf liegt zwischen Tuberkulum majus und Apex	Muskulatur mit einigen Fettstreifen	Normaler oder gering atrophiertes Muskel, Verhältnis zwischen Muskel und Fossa supraspinata zwischen 1,00 und 0,60
2	Sehnenstumpf liegt zwischen Apex und Glenoidrand	Deutlich fettige Infiltrationen, aber mehr Muskulatur als Fett	mäßige Atrophie, Verhältnis Muskel zu Fossa supraspinata zwischen 0,60 und 0,40
3	Sehnenstumpf liegt hinter dem Glenoidrand	Fettige Degeneration mit gleich viel Fett wie Muskulatur	schwere Atrophie, Verhältnis Muskel zu Fossa supraspinata unter 0,40
4		Fettige Degeneration mit mehr Fett als Muskulatur	

**Klinik:**

Die Symptomatik bei degenerativen und traumatischen Veränderungen der Rotatorenmanschette ist vielfältig und variiert von Beschwerdefreiheit bis zu akut auftretenden, heftigen Schmerzen und reflektorischer Steifhaltung der Schulter.

Während kleinere Läsionen über einen Ventilmechanismus durch den Austritt von Gelenkflüssigkeit zu einer chronischen, schmerzhaften Bursitis führen können, bleiben größere Defekte in Ruhe häufig schmerzarm [39]. Burkhart beschrieb bereits 1993 die kinematisch einwandfreie und asymptotische Funktion des anatomisch defizienten, biomechanisch noch intakten „Cuffs“ [14]. Bei Vergrößerung eines vorbestehenden Sehndefekts treten die Beschwerden häufig erst nach Tagen auf. Meist können die Betroffenen kein schmerzauslösendes Ereignis angeben oder berichten über ein Bagatelltrauma. Verändert sich das biomechanische Gleichgewicht treten funktionelle Einschränkungen und Kraftminderung hinzu. Überkopfarbeiten werden nur schlecht toleriert.

Bei einer akuten, traumatischen Rotatorenmanschettenruptur verspürt der Patient oft einen reißenden, in den Oberarm ausstrahlenden Schmerz im Schulterbereich. Darauf folgen Kraft- und Funktionsverlust. Eine diffuse Schwellung der Schulterweichteile ist typisch für ein paraartikuläres Hämatom. Erst nach einigen Tagen kommt es durch den Bluterguss zu den typischen Verfärbungen im Bereich des Deltoideus, Pectoralis major und in der Bizepsloge [39]. Nach wenigen Tagen bildet sich der initial permanente Schmerz zurück, der Verletzte leidet dann unter einer aktiven Bewegungseinschränkung, Kraftminderung und vor allem unter nächtlichen Schmerzen. Unbehandelt können RM-Massenrupturen in einer Pseudoparalyse oder Defektarthropathie des Arms enden. Die Schmerzlokalisierung erfolgt vorwiegend im vorderen Schulterbereich zum Tuberkulum majus hin, mit Ausstrahlung in das Ansatzgebiet des M. deltoideus und in den Oberarm [33].

**Therapie:**

Als Therapieoptionen stehen sowohl konservative als auch operative Therapieschemata zur Verfügung.

Initiale Therapiemaßnahmen sind analgetische und antiphlogistische Therapie, evtl. unterstützt durch Steroidinjektionen, um möglichst schnell eine schmerzfreie passive Schulterbeweglichkeit wiederzuerlangen. Danach folgt der muskuläre Aufbau mit dem Ziel, ein muskuläres Gleichgewicht zwischen Humeruskopfdepressoren, Scapulastabilistoren und M. deltoideus wiederherzustellen. Das Rehabilitationsprogramm wird stufenweise in seiner Belastung gesteigert um den Patienten wieder an sein arbeits- und sportspezifisches Leistungsausmaß heranzuführen.

Eine Operationsindikation sollte vor allem bei jüngeren Patienten, nach traumatischen Rupturen und bei gesicherter Compliance gestellt werden.

Bei degenerativen Rotatorenmanschettenrupturen ist die Operation bei Versagen der konventionellen Therapie indiziert. Obwohl viele Patienten mit einer vollständigen Rotatorenmanschettenruptur gut auf eine konservative Therapie ansprechen, kann durch eine frühzeitige operative Therapie eine Vergrößerung der Läsion, eine fettige Muskeldegeneration oder die Retraktion des Sehnenstumpfs vermieden werden. Daher ist bei traumatischen Rupturen, aber ggf. auch bei symptomatischen degenerativen Rupturen, ein frühzeitiger Operationszeitpunkt zu wählen, um eine fettige Degeneration und Retraktion der Sehne zu verhindern, da dies zu einer Erhöhung der Re-Rupturrate führen würde.

## **2.3 Entwicklung der Rekonstruktionsverfahren und aktueller Wissenstand**

Die erste operative Versorgung einer Rotatorenmanschettenruptur erfolgte im Jahr 1889 durch den Rostocker Chirurgen W. Müller [51]. E.A. Codman [17, 18] gilt als einer der Pioniere der Rotatorenmanschettenchirurgie und war maßgeblich an der Etablierung der offenen Rekonstruktionsverfahren beteiligt. Später wurden die „mini-open“-Techniken eingeführt. Die Schulterarthroskopie folgte in den 80er Jahren und wurde in den USA entwickelt. Die erste arthroskopische Rotatorenmanschettenrekonstruktion erfolgte im Jahr 1985 durch den Chirurgen L.L. Johnson [35]. Gartsman et al. [28] und Snyder et al. [65] publizierten im Jahr 1997 erste Resultate dieser neuen Technik.

Die arthroskopischen Rekonstruktionsverfahren erreichen klinisch vergleichbar gute Resultate wie die offenen Verfahren, jedoch zeigte sich eine hohe Re-Rupturrate, vor allem bei ausgedehnten Rupturen und bei chronisch retrahierten bzw. verfetteten Rissen [8, 9, 29]. Dies führte zu einer stetigen Weiterentwicklung der Rekonstruktionsverfahren und der angewandten Nahttechniken. Anfangs wurden vorwiegend transossäre Nahttechniken angewandt, die dann von „single-row“-Nahtankertechniken abgelöst wurden. Im Jahr 2003 entwickelten Lo und Burkhart [38] die „double-row“-Rekonstruktionen, die in biomechanischen Arbeiten eine höhere maximale Versagenslast und eine geringere Elongation unter zyklischer Belastung aufwiesen [36, 47, 73]. Aufgrund der hohen Zahl an Nahtankern sind die „double-row“-Techniken jedoch teurer und technisch anspruchsvoller. Klinische Studien in Bezug auf das „Patientenoutcome“ zeigen keine Vorteile gegenüber den „single-row“-Techniken [15, 16, 26, 32, 67]. Auch kernspintomographisch konnten keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Re-Rupturrate beschrieben werden [15, 16, 26], jedoch wurden strukturelle Verbesserungen der geheilten Sehne und eine bessere Rekonstruktion des Footprintes beschrieben [16, 67]. Im Jahr 2006 wurde die „double-row“-Technik durch Park et al. [57] weiter optimiert. Die sog. „transosseous equivalent rotator cuff repair technique“ soll durch Interkonnektion der beiden Ankerreihen zu einer stabileren Nahtkonfiguration, einer besseren Wiederherstellung des Sehnenansatzes („footprint-coverage“) und zu einer höheren Resistenz gegenüber Scherkräften führen [58, 59]. Ob sich diese theoretischen Vorteile in einen praktischen Nutzen umsetzen lassen bleibt abzuwarten.

## 2.4 Fragestellung und Zielsetzung

Die „double-row“-Rekonstruktionsverfahren wurden in den letzten Jahren zunehmend weiterentwickelt. Zahlreiche experimentelle Studien konnten Vorteile gegenüber den einfachen „single-row“-Verfahren nachweisen [36, 44, 46, 47, 50, 73]. In den meisten, der zu diesem Thema veröffentlichten, biomechanischen Arbeiten wurden jedoch „double-row“-Verfahren mit durchdachten Nahttechniken, „single-row“-Rekonstruktionen mit einfachen Nahtkonfigurationen gegenübergestellt [36, 46, 64]. Zudem stellen neue klinische Studien bezüglich des Patientenoutcomes [15, 26, 32] die Vorteile der „double-row“-Technik in Frage. In Vorarbeiten [41, 42] am Tiermodell konnte gezeigt werden, dass „single-row“-Rekonstruktionen mit modifizierten Nahttechniken vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie die modernen „double-row“-Verfahren erreichen können. Durch den zusätzlichen Einsatz von mehrfach armierten Nahtankern kann nicht nur ein stabileres Konstrukt erreicht werden, sondern es sollte auch möglich sein, eine verbesserte Rekonstruktion der Sehnenansatzfläche der Rotatorenmanschette zu gewährleisten.

Ziel dieser biomechanischen Studie ist die Gegenüberstellung einer „single-row“-Rekonstruktion mittels dreifach armierten Nahtankern und modifizierter Nahttechnik und einer „double-row-suture-bridge“-Technik, ebenfalls mit modifizierter Nahtkonfiguration. Des Weiteren soll der mögliche Einfluss der Rupturgröße auf die biomechanischen Eigenschaften der Rekonstruktion untersucht werden. Aus diesem Grund werden die Rekonstruktionstechniken an mittelgroßen (2,5 cm) und an großen Rupturen (3,5 cm) verglichen.

Als wichtiger Vorteil der „double-row“-Rekonstruktionen gegenüber den „single-row“-Rekonstruktionen wird in vielen Studien die bessere Wiederherstellung des Footprintes genannt [1, 11, 46, 48, 73]. Ein weiteres Ziel dieser Studie ist daher der Vergleich der Wiederherstellung des Sehnenansatzes mithilfe von „single-row“- und „double-row“-Technik, unter Berücksichtigung der Ausmaße des nativen Footprintes.

Die Hypothese dieser Studie lautet: Die getestete „single-row“-Rekonstruktion mit modifizierter Nahttechnik erreicht in Bezug auf die biomechanischen Eigenschaften vergleichbare Ergebnisse wie die getestete „double-row“-Rekonstruktion. Beide Techniken werden eine gute Wiederherstellung des Sehnenansatzes ermöglichen.

### **3. Material und Methode**

#### **3.1 Die humanen Präparate**

Die vorliegende Studie wurde an humanen Präparaten durchgeführt. Aus diesem Grund wurden 32 humane Schultern, bestehend aus Scapula, Clavicula und Humerus, sowie dem dazugehörigen Haut und Weichteilmantel, von Körperspendern entnommen. Einige Schulterpräparate konnten wegen schlechter Sehnenqualität bzw. vorbestehenden Rotatorenmanschettenrupturen nicht für die Versuche verwendet werden, sodass insgesamt 12 zusammengehörende Schulterpaare für die Versuche zur Verfügung standen.

Die Präparate wurden nach Entnahme bei -32 Grad kältekonserviert und 24 Stunden vor Beginn der Präparation aufgetaut. Präparation und Versuche erfolgten bei Raumtemperatur. Der Zeitrahmen zwischen Beginn der Präparation und Fertigstellung der Versuche umfasste etwa 10 Stunden, währenddessen wurden die Präparate stetig mit 0,9 % NaCl-Lösung befeuchtet.

Um eine Vorstellung über die Knochenqualität zu gewinnen, wurden die Präparate einer Knochendichtemessung (DEXA = Dual-Energy X-ray Absorptiometry) unterzogen. Zum Einsatz kam das Model Discovery W (S/N 80220) der Firma Hologic®, aus der Abteilung für Radiodiagnostik der Universitätsklinik Homburg-Saar. Um eine höhere Reproduzierbarkeit zu erreichen wurden die Messungen nacheinander vom gleichen Untersucher durchgeführt. Bei der Messung wurde der gesamte Humeruskopf berücksichtigt und die Knochendichte auf den Quadratzentimeter gemittelt. Als distale Grenze für die Messung wurde das Collum chirurgicum gewählt.

Die Präparation begann mit der Resektion des kompletten Haut- und Weichteilmantels. Erhalten wurde ausschließlich die Muskulatur der Rotatorenmanschette mit ihren Ansatzbereichen am Humerus, die humerale Gelenkkapsel sowie der proximale Abschnitt der lange Bicepssehne.

### **3.2 Die künstliche Ruptur**

Das Anlegen der künstlichen Ruptur erfolgte standardisiert nach einheitlichem Schema. Die Präparate wurden in zwei Gruppen à 6 Schulterpaaren aufgeteilt. In Gruppe 1 wurden mittelgroße Rupturen nach Bateman, mit einer anteroposterioren Länge von 2,5 cm, in Gruppe 2 wurden große Rupturen nach Bateman, mit einer anteroposterioren Länge von 3,5 cm, simuliert. Die Schnittführung erfolgte mit einem Skalpell, wie in den Abbildungen 4 bis 6 gezeigt, von anterior nach posterior entlang einer gedachten Linie zwischen 2 Markierungen, beginnend am anterioren Rand der Supraspinatussehne. Der Abstand der Markierungen wurde, wie bereits von Mazzocca et al. [46] beschrieben, mithilfe eines digitalen Kalipers kontrolliert. In der Gruppe der „mittelgroße Rupturen“ blieb die Rissbildung meist auf die Supraspinatussehne beschränkt, während bei den „großen Rupturen“ teilweise auch die Infraspinatussehne mit betroffen war. Die übrigen Anteile der Rotatorenmanschette blieben unangetastet. Hierin unterscheidet sich die vorliegende Studie von anderen, vergleichbaren, biomechanischen Arbeiten, in denen die übrigen Anteile der Rotatorenmanschette reseziert wurden. Theoretisch tragen die ventralen und dorsalen Anteile der Rotatorenmanschette ebenfalls zur kraniokaudalen Stabilität der Rotatorenmanschette bei. Folglich könnten durch das Belassen von ventralen und dorsalen Rotatorenmanschettenanteilen, eine geringere Elongation unter zyklischer Belastung und eine höhere maximale Versagenslast begründet sein. Die Entscheidung, ventrale und dorsale Rotatorenmanschettenanteile zu erhalten, beruht auf der Überlegung die Versuche möglichst realitätsgetreu, einem Operationssitus ähnlich, durchzuführen. Die alleinige Untersuchung der Supraspinatussehne würde den stabilisierenden Einfluss von Subscapularis- und Infraspinatusanteilen nicht mit berücksichtigen.



Abbildung 4: Gruppe 1; Mittelgroße Ruptur 2,5 cm, linke Schulter. Kontrolle des Abstandes der Markierungspunkte. Anschließend wird die Supraspinatussehne zwischen den Markierungspunkten scharf vom Knochen gelöst. In Gruppe 2- großen Rupturen- ist das Vorgehen identisch.

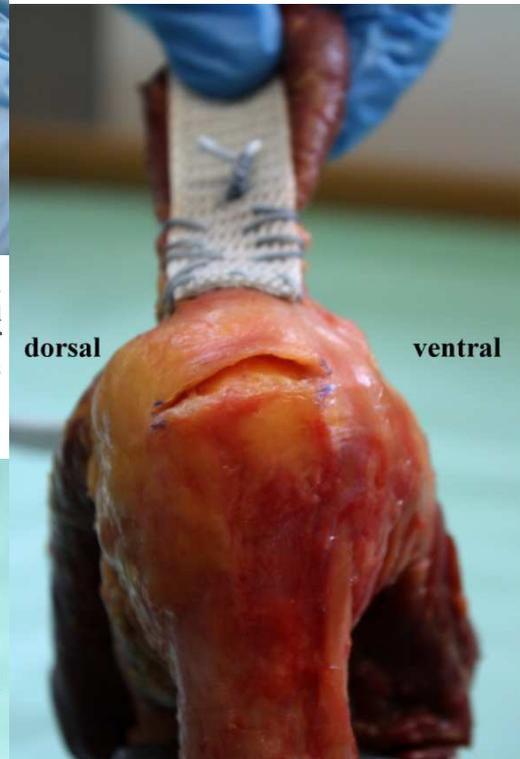


Abbildung 5: Gruppe 1; Mittelgroße Ruptur 2,5 cm, rechte Schulter. Präparat mit künstlicher Ruptur. Der Riss betrifft hauptsächlich die Supraspinatussehne.

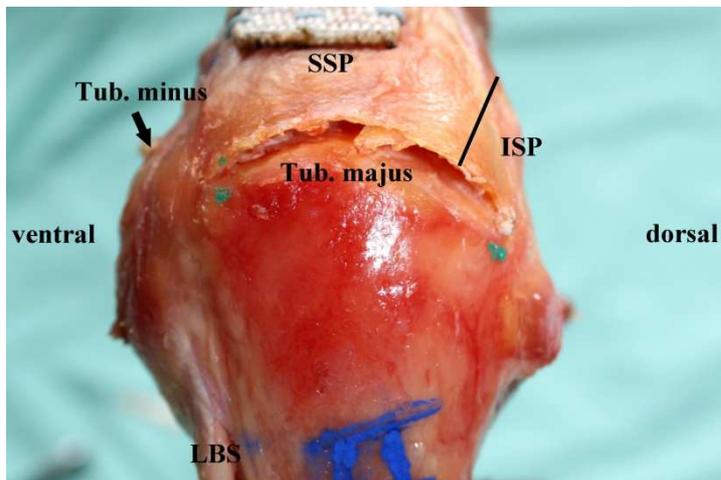


Abbildung 6: Gruppe 2 Große Ruptur 3,5 cm, linke Schulter. Präparat mit künstlicher Ruptur. Hier sind auch Sehnenfasern der Infraspinatussehne mitbetroffen. Die schwarze Markierungslinie soll den Übergang zwischen Supra- und Infraspinatussehne darstellen. Legende: LBS = Lange Biceps Sehne. SSP = M. supraspinatus. ISP = M. infraspinatus.

### 3.3 Die Implantate

Für die Rekonstruktion der künstlichen Rupturen wurden die folgenden, in den Abbildungen von links nach rechts gezeigten, Ankertypen der Firma Arthrex GmbH verwendet:

- Corkscrew FT suture anchors, 5,5 mm x 16 mm aus Titan, armiert mit 3 #2 FiberWire® Fäden. „FT“ steht für „Full Thread“ = Vollgewinde. Um den Anker in den Knochen einzubringen wurde ein entsprechender Punch der Firma Arthrex verwendet.
- BioCorkscrew® FT Suture Anchor, 5,5 mm x 15 mm aus PLLA-Kunststoff (PLLA steht für Poly-L-Lactic-Acid, es handelt sich dabei um ein bioresorbierbares Polymer), doppelt armiert mit „FiberWire®“ Stärke #2. Hier wurde ebenfalls der oben beschriebene Punch verwendet.
- PEEK PushLock, 4,5 mm x 18,5 mm Pressfit Anker (“knotless suture anchor”). PEEK steht für Poly-Ether-Ether-Keton. Es handelt sich hierbei um einen thermoplastischen Kunststoff der erst seit kurzem für die Herstellung von Knochenankern verwendet wird [54]. Zum Einbringen der Anker wurde ebenfalls ein spezieller Punch für 4,5 mm PushLock Anker verwendet.



Abbildung 7 und Abbildung 8: Verschiedene Nahtanker zur Befestigung von Sehnen am Knochen. Von links nach rechts: Corkscrew FT suture anchors, 5,5 mm x 16 mm aus Titan; BioCorkscrew® FT Suture Anchor, 5,5 mm x 15 mm aus bioresorbierbarem PLLA; PEEK PushLock, 4,5 mm x 18,5 mm Pressfit Anker.

### 3.4 Die Refixationstechniken

Um eine „matched-pairs“-Situation herzustellen wurden die Schulterpaare aus den beiden Gruppen 1 (mittelgroße Rupturen nach Bateman) und 2 (große Rupturen nach Bateman) nochmals unterteilt. An allen linken Schulterpräparaten wurde eine „double-row“-Rekonstruktionstechnik angewandt, alle rechten Schultern wurden mittels „single-row“-Rekonstruktionstechnik wiederhergestellt. Es entstanden 4 Gruppen à jeweils 6 Schultern: Double Row 2,5 cm (DR 2,5 cm), Single Row 2,5 cm (SR 2,5 cm), Double Row 3,5 cm (DR 3,5 cm) und Single Row 3,5 cm (SR 3,5 cm), wobei in der statistischen Auswertung immer die in Klammern geschriebenen Kurzform verwendet wird.

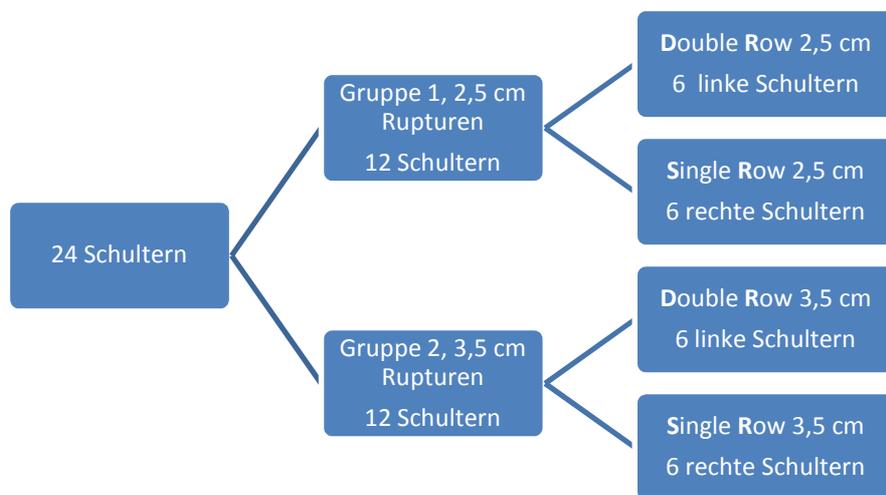


Abbildung 9: Übersicht zur Einteilung der Präparate in Versuchsgruppen

Für die „double-row“-Rekonstruktionen wurde eine modifizierte „transosseous equivalent suture bridge“-Technik angewandt. Dabei besteht die mediale Ankerreihe aus zwei bzw. drei 5,5 mm x 15 mm BioCorkscrew® FT Ankern, die laterale Ankerreihe aus zwei bzw. drei 4,5 mm x 18,5 mm PEEK PushLock Pressfit Ankern.

Bei den „single-row“-Rekonstruktionen wurden jeweils zwei bzw. drei der 5,5 mm x 16 mm Corkscrew FT Titananker verwendet. Als Nahttechnik wurde eine modifizierte Form von Doppelmatratzennähten eingesetzt [43].

Eine genauere Übersicht über die eingesetzten Rekonstruktionsverfahren gibt Abbildung 10. Weitere Einzelheiten zum Vorgehen werden in den Punkten 3.4.1-3.4.4 genauer beschrieben.

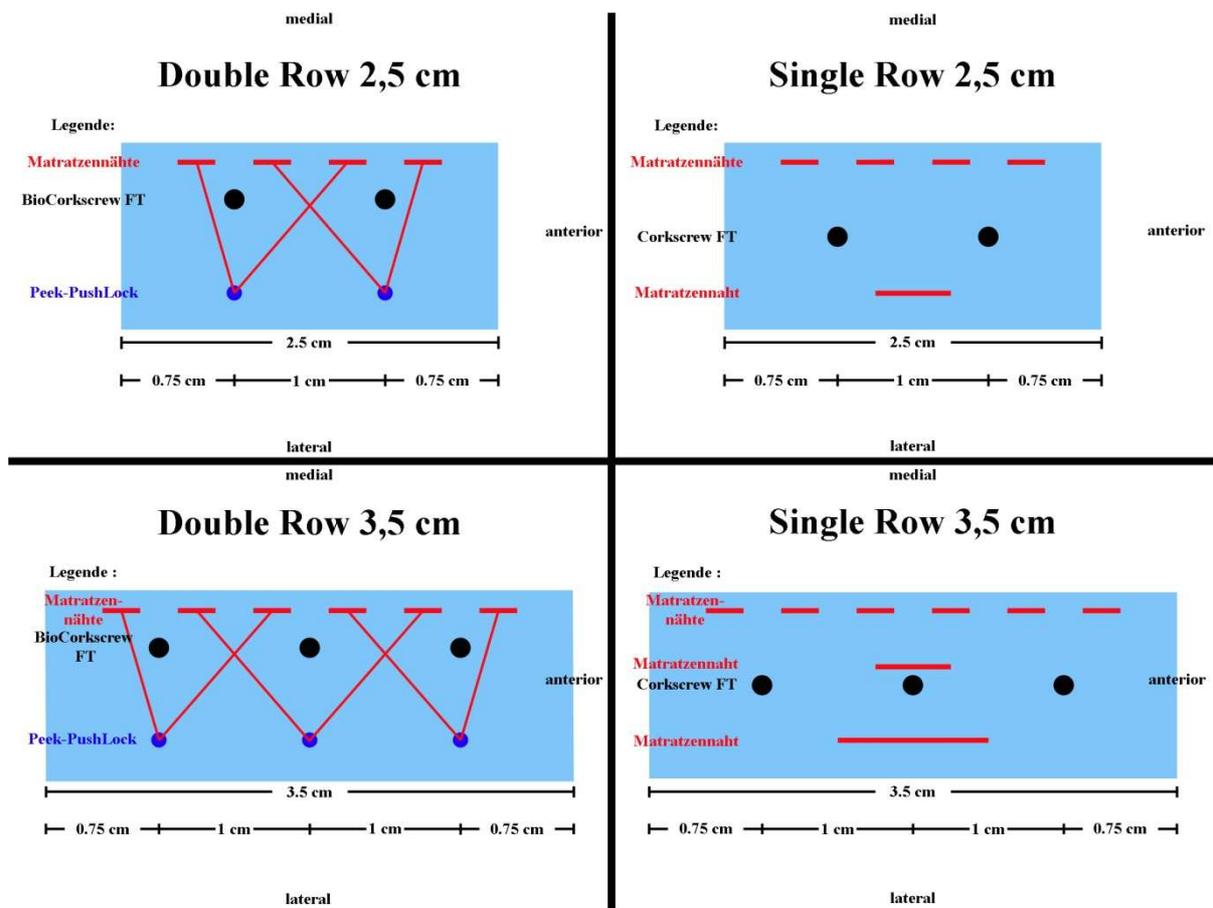


Abbildung 10: Eigenzeichnung zur schematischen Darstellung der verwendeten Rekonstruktionsverfahren. Auf der linken Seite sind die „double-row“-Rekonstruktionen, auf der rechten Seite die „single-row“-Rekonstruktionen abgebildet.

### 3.4.1 „Double-row“-Rekonstruktion an mittelgroßen Rupturen (DR 2,5 cm)

Um die Implantation der beiden BioCorkscrew FT-Schraubanker vorzubereiten, wurden in einem ersten Schritt zwei Führungslöcher im Bereich des Tuberkulum majus, nahe der Gelenkknorpel-Knochen-Grenze, mithilfe des dazugehörigen 5,5 mm Punch, vorgestanzt. Das Einschlagen des Punch erfolgte im sog. „deadman´s angle“, d.h. in einem Winkel von etwa 45 Grad zur Zugrichtung der Supraspinatussehne. Der Abstand der beiden Stanzlöcher betrug standardmäßig 10 Millimeter. Anschließend wurden die BioCorkscrew® FT-Schraubanker eingeschraubt. Die Fäden wurden im Sinne einer Doppelmatratzennaht durch die Sehne geführt, da jeder Anker zweifach armiert ist, entstand somit eine Reihe von 4 Matratzennähten. Als Knotentechnik wurden 6 einfache, überkreuzte Knoten angewandt. Danach wurden die Führungslöcher für die, in der lateralen Reihe liegenden, PushLock Anker mithilfe des entsprechenden Punch vorgestanzt. Im nächsten Schritt wurden mediale und laterale Ankerreihe durch sog. „Brückennähte“ miteinander verbunden. Dazu wurde je ein Faden von jeweils einem medialen Anker kreuzweise durch das distale Öhr eines PushLock-Ankers geführt und dieser bei gespannten Fäden vorsichtig eingeschlagen. Dadurch entstand eine stabile Rekonstruktion, mit Interkonnektion der beiden Ankerreihen. Da dies an die frühen transossären Nahttechniken erinnert verwendet man hier den Namen „transosseous-equivalent-suture-bridge-repair“.

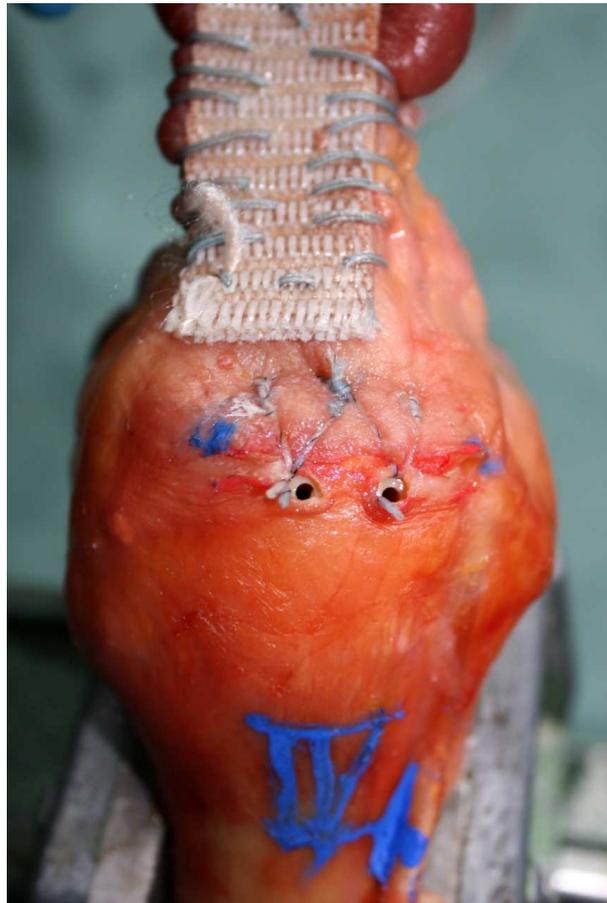


Abbildung 11: Double Row 2,5 cm, Vorversuch, rechte Schulter, fertige Rekonstruktion. Die von den 4 medialen Matratzennähten ausgehenden Fäden wurden kreuzweise, im Sinne der „suture bridge“-Technik, mit der lateralen Ankerreihe verbunden. Die Sehne wird so großflächig an den ursprünglichen Footprint angepresst.

### 3.7.2 „Single-row“-Rekonstruktion an mittelgroßen Rupturen (SR 2,5 cm)

Für die „Single-Row“-Rekonstruktion wurden jeweils zwei der dreifach armierten 5,5 mm x 16 mm Corkscrew FT Titananker verwendet. Diese wurden ebenfalls nach dem Vorstanzen der Führungslöcher mithilfe des 5,5 mm Punch im Deadman´s Angle eingeschraubt. Der Abstand der beiden Stanzlöcher voneinander betrug auch hier 10 mm, jedoch wurden sie im Vergleich zur „Double-Row“-Rekonstruktion etwas weiter lateral auf dem Tuberkulum majus positioniert. Mit Hilfe der an den Ankern befestigten Fäden wurden anschließend eine mediale Reihe bestehend aus 4 Matratzennähten und eine größere laterale Matratzennaht geknüpft. Die laterale Matratzennaht wurde zwischen den beiden Ankern geknüpft, wodurch eine punktuelle Anheftung der Sehne verhindert wird, welche in vivo die Durchblutung der Sehne kompromittieren könnte. Als Knotentechnik wurden ebenfalls 6 einfache, überkreuzte Knoten angewandt.

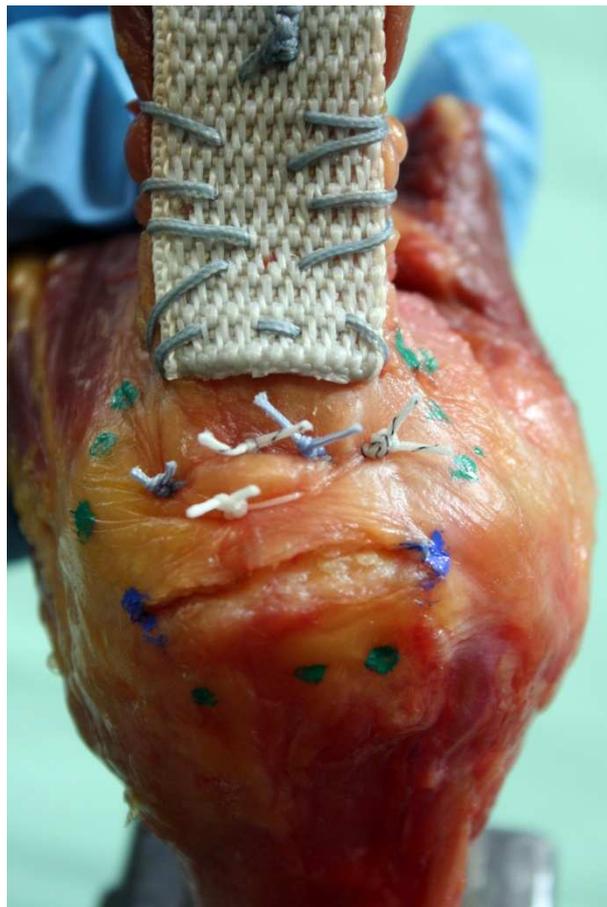


Abbildung 12: Single Row 2,5 cm, rechte Schulter. Diese Abbildung zeigt die fertige Rekonstruktion. Vier mediale und eine laterale Matratzennaht pressen die Sehne ebenfalls großflächig an den Knochen an.

### 3.7.3 „Double row“-Rekonstruktionen an großen Rupturen (DR 3,5 cm)

In der Gruppe der 3,5 cm langen „double-row“-Rekonstruktionen wurden sowohl in der medialen, als auch in der lateralen Reihe drei statt zwei Nahtanker implantiert. Für die mediale Reihe wurden die zweifach armierten BioCorkscrew FT Anker verwendet, die jeweils in einem Abstand von 10 mm zueinander, entlang einer gedachten Linie etwas lateral der Knorpel-Knochen-Grenze gesetzt wurden. Mit Hilfe der, von den Ankern ausgehenden, Fäden wurde anschließend die Supraspinatussehne durch eine Reihe aus sechs Matratzennähten am Knochen refixiert. Komplettiert wurde diese Konfiguration durch die laterale Reihe von PushLock Ankern, die das kreuzweise Verspannen der von den Matratzennähten ausgehenden Fäden ermöglichte. Auch hier lag damit eine moderne, „transosseous-equivalent-suture-bridge-repair“ vor.

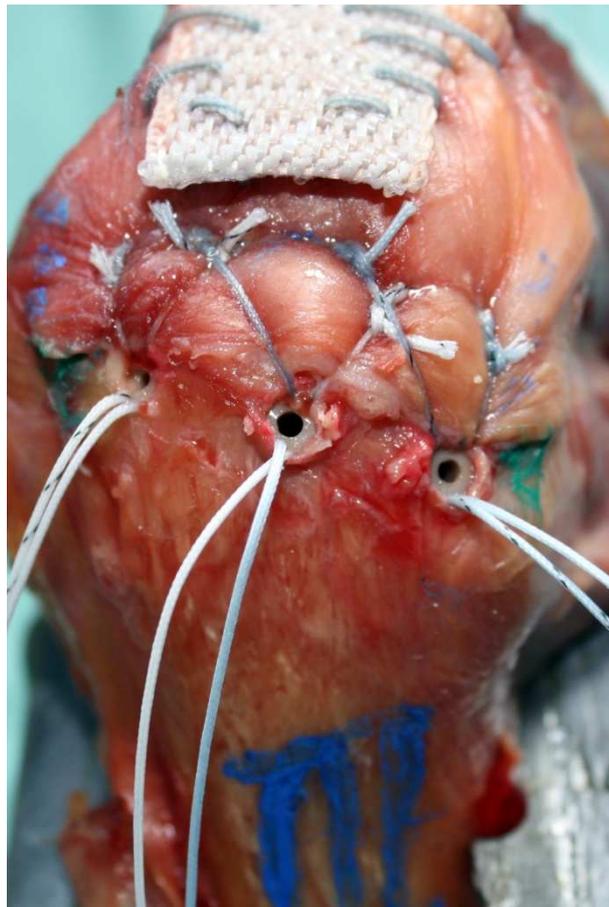


Abbildung 13: Double Row 3,5 cm, linke Schulter. Fertige Rekonstruktion. Die von den 6 medialen Matratzennähten ausgehenden Fäden sind kreuzweise mit den PushLock-Ankern verspannt.

### 3.7.4 „Single-row“-Rekonstruktionen an großen Rupturen (SR 3,5 cm)

Bei den „single-row“-Rekonstruktionen an großen Rupturen wurden jeweils drei der 5,5 mm x 16 mm Corkscrew FT Titananker verwendet. Die Vorgehensweise ähnelte der bei den SR 2,5 cm-Rekonstruktionen, wobei hier die Ankerreihe lediglich um eine Position verlängert wurde. Sechs anstatt vier Matratzennähte bildeten die mediale Reihe und fixierten die rupturierte Sehne im Bereich der Ansatzregion. Nach lateral folgten zwei weitere Matratzennähte, die dazu dienten die distalen Sehnenbereiche besser an den Knochen anzupressen und die Footprint-Rekonstruktion zu vergrößern.

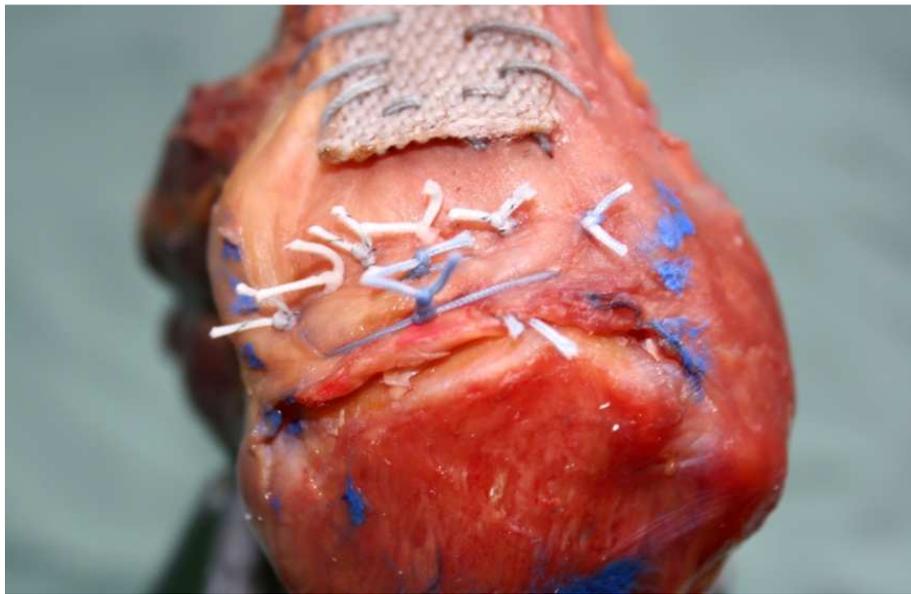


Abbildung 14: Single Row 3,5 cm, rechte Schulter. Fertige Rekonstruktion. Von medial nach lateral: Innere Nahtreihe bestehend aus 6 Matratzennähten, darauf folgend eine kleine und eine große laterale Matratzennaht.

### 3.5 Materialprüfmaschine und Videoextensometer

In der Studie wurde eine Universalmaterialprüfmaschine der Firma Zwick, Modell BTC-FR020TH.A50 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) verwendet. Diese ermöglichte es, das Testmaterial mit Hilfe eines Computerprogramms (TestXpert 8.1, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) einer zyklischen Belastung zu unterziehen.

Die Maschine besteht aus zwei Halterungsvorrichtungen, zwischen denen das Testmaterial eingespannt wird. Die untere Halterung befindet sich im feststehenden Bereich der Maschine, während die obere Halterung an der beweglichen Traverse befestigt ist. Durch das Variieren der Traversenposition kann mittels Dehnung oder Stauchung, eine Zug- oder Druckkraft auf das Testmaterial ausgeübt werden. Mithilfe der Software können verschiedene Prüfprotokolle (z.B. zyklische Belastung mit steigender Zugkraft, anschließend maximaler Belastungsmodus) programmiert und zur Untersuchung des Testmaterials abgespielt werden.



Abbildung 15: Universalmaterialprüfmaschine der Firma Zwick.

Zusammen mit der Materialprüfmaschine wurde ein Vollbild-Videoextensometer der Firma „Messphysik“ (Messphysik Laborgeräte G.m.b.H. Fürstenfeld, Österreich) verwendet. Dieses registriert berührungslos und hochauflösend, während der zyklischen Belastung durch die Materialprüfmaschine, die Bewegung zweier am Präparat angebrachter Markierungsstreifen. Die minimale Auflösung entspricht, bei dem in der Studie verwendeten vertikalen Gesichtsfeld, etwa 1,6  $\mu\text{m}$ .



Abbildung 16: Videoextensometer der Firma Messphysik. Nach vorhergehender Kalibrierung und Ausrichtung misst es den Abstand der zwei am Präparat angebrachten Messstreifen. Gleichzeitig wird das Präparat einer zyklischen Belastung durch die Materialprüfmaschine unterzogen.

Die vom Videoextensometer gemessenen Elongationswerte wurden zusammen mit den korrespondierenden Zugkräften der Materialprüfmaschine von der TestXpert Software (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) registriert und in tabellarischer Form gespeichert.

### 3.6 Versuchsaufbau

Um die Belastungstests an den Schulterpräparaten durchführen zu können, mussten diese kranial und kaudal in die Materialprüfmaschine eingespannt werden. Für die kraniale Fixierung wurde der M. supraspinatus und das mediale Drittel der Ansatzsehne mithilfe einer Krackow-Naht an ein Stück hochvernetztes Kunststoffband (Breite 10 mm, Länge ca. 30 cm) angenäht. Als Faden kam ein FiberWire® der Stärke 5,0 zum Einsatz (Abbildung 17). Dieses Konstrukt sollte während des späteren Versuches den Muskel stabilisieren und die Kraftübertragung von der Materialprüfmaschine auf die Supraspinatussehne ermöglichen. Diese Konfiguration zur Befestigung wurde bereits in vorhergehenden Studien erfolgreich verwendet [42]. Kaudal wurde der, auf eine Länge von 22 cm gekürzte, Humerusschaft in einer speziell für diesen Zweck konstruierten Halterung stabil befestigt. Wie in vergleichbaren Studien [36, 44, 73] wurde ein Einspannwinkel von 135 Grad (Verhältnis aus Zugrichtung der Supraspinatussehne im Bezug zum Humerusschaft) gewählt. Dies entspricht der physiologischen Zugrichtung der Supraspinatussehne bei einer Arm-Abduktion von 45 Grad.

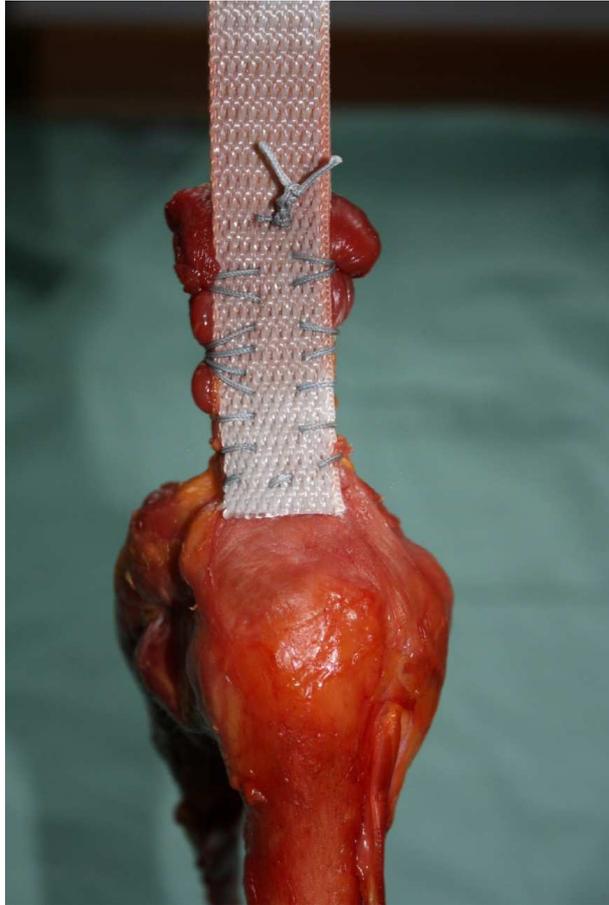


Abbildung 17: Rechte Schulter. Das hochvernetzte Kunststoffband wurde mit Hilfe einer Krackow-Naht an die Supraspinatussehne angenäht. Die Nähte reichen bis in den sehnigen Anteil hinein.



Abbildung 18: Montage des Präparats in der Materialprüfmaschine. Die Halterungsvorrichtung mitsamt Präparat ist im feststehenden Bereich der Maschine, das hochvernetzte Kunststoffband im Bereich der beweglichen Traverse, fixiert.

Durch die, von der Materialprüfmaschine generierte, Zugkraft kommt es zu einer Längsdehnung im Bereich des gesamten Präparates. Die Elongation wird in der vorliegenden Studie als die Längsdehnung des, sich zwischen den beiden Messstreifen befindlichen, Gewebes definiert. Der untere Messstreifen ist dabei an der lateralen Kante des Tuberkulum majus am Humerus, der obere Messstreifen knapp kranial der Rekonstruktion im Bereich der Supraspinatussehne positioniert (Abbildung 19). Das Videoextensometer misst die Dislokation der Kontraststreifen, es wurde mithilfe eines Stativs in 100 cm Entfernung positioniert (Abbildung 20).

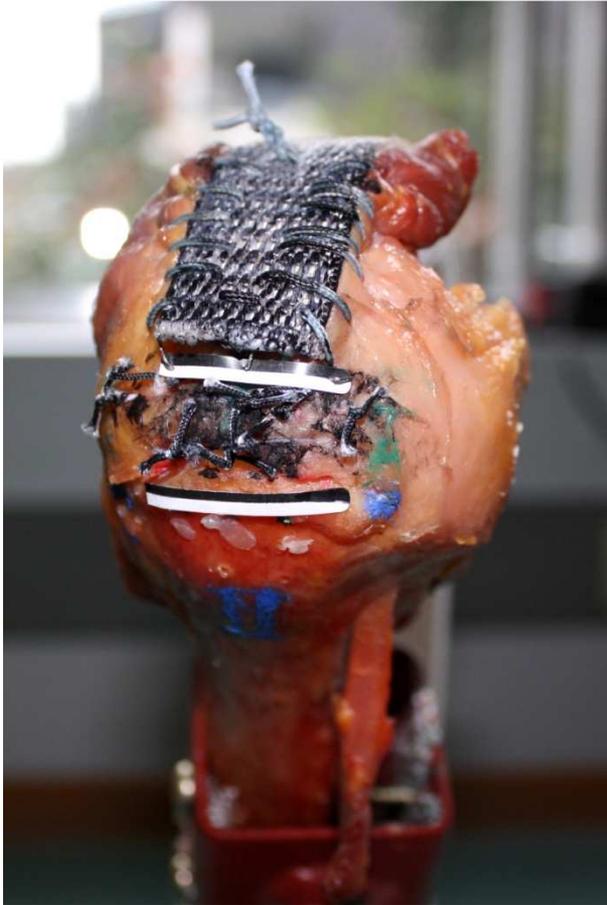


Abbildung 19: Position der Messstreifen: Laterale Kante des Tuberkulum majus und knapp oberhalb der Rekonstruktion.

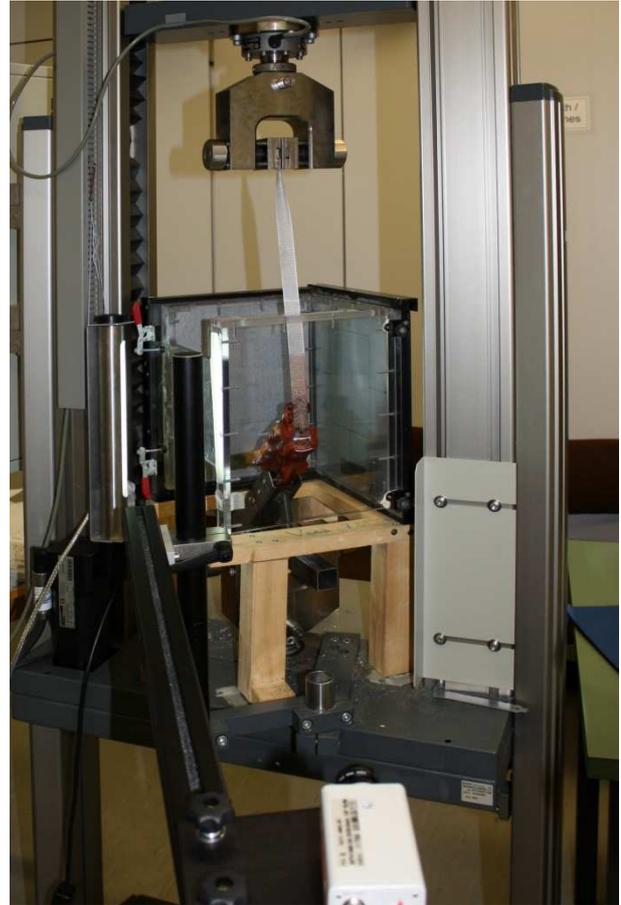


Abbildung 20: Präparat unter Belastung. Sicht aus der Position des Videoextensometers.

### 3.7 Versuchsablauf

Nach dem Einbau der Präparate, Ausrichtung und Kalibrierung des Videoextensometers wurde die Materialprüfmaschine durch die TestXpert-Software gesteuert. Dabei wurden die Präparate einem vordefinierten Prüfprotokoll ausgesetzt:

Als Grundeinstellung belastete die Materialprüfmaschine die Präparate mit einer Vorlast von 10 Newton. Aus der Grundeinstellung wurden dann zyklisch höhere Kräfte angefahren. Die Zyklen wurden in jeder Kraftstufe fünfzig Mal wiederholt. Als Kraftstufen wurden 60, 100, 180 und 250 Newton vordefiniert. Dies sind Werte, die in vergleichbaren biomechanischen Arbeiten häufig zur Anwendung kommen. Die Sollkraft wurde jeweils für 0,3 Sekunden aufrecht erhalten. Die Traversengeschwindigkeit wurde auf, in der Literatur beschriebene, 33 mm/s [13] eingestellt.

Um die Elongation im Bereich der Rekonstruktion unter den verschiedenen Belastungszyklen zu objektivieren, maß das Videoextensometer die Dislokation der Messstreifen jeweils am Ende der verschiedenen Belastungsstufen. Damit ergaben sich fünf Messpunkte:

- Beginn der Belastung: Grundeinstellung, Zugkraft 10 N
- Abschluss der 50 Zyklen: 10 N – 60 N bei einer Zugkraft von 60 N
- Abschluss der 50 Zyklen: 10 N – 100 N bei einer Zugkraft von 100 N
- Abschluss der 50 Zyklen: 10 N – 180 N bei einer Zugkraft von 180 N
- Abschluss der 50 Zyklen: 10 N – 250 N bei einer Zugkraft von 250 N

Für die statistische Auswertung wurde jeweils die Differenz der Dislokation von Grundeinstellung und der jeweiligen Kraftstufe ermittelt. Daraus ergaben sich die Werte für die Elongation unter dem jeweiligen Belastungszyklus.

Dem letzten Zyklus schloss sich der Versagensmodus an, bei dem die Präparate progressiv bis auf 1000 Newton belastet wurden. Ziel dieses Schrittes war es, eine maximale Versagenslast für die Rekonstruktionen zu ermitteln. Ein Versagen und damit das Prüfungsende wurde als unterschreiten der Kraftabschaltsschwelle definiert. Die Kraftabschaltsschwelle war erreicht wenn 50 % der maximal während des Versuchs aufgewendeten Kraft unterschritten wurde. Die maximal während des Versuchs aufgewendete Kraft wurde als maximale Versagenslast definiert.

Ein Prüfprotokoll des TestXpert Programms ist in der nächsten Abbildung beispielhaft dargestellt. Die Abszisse stellt die Zeitachse in Sekunden dar, die Ordinate zeigt die zu den verschiedenen Zeitpunkten wirkende Kraft in Newton an.

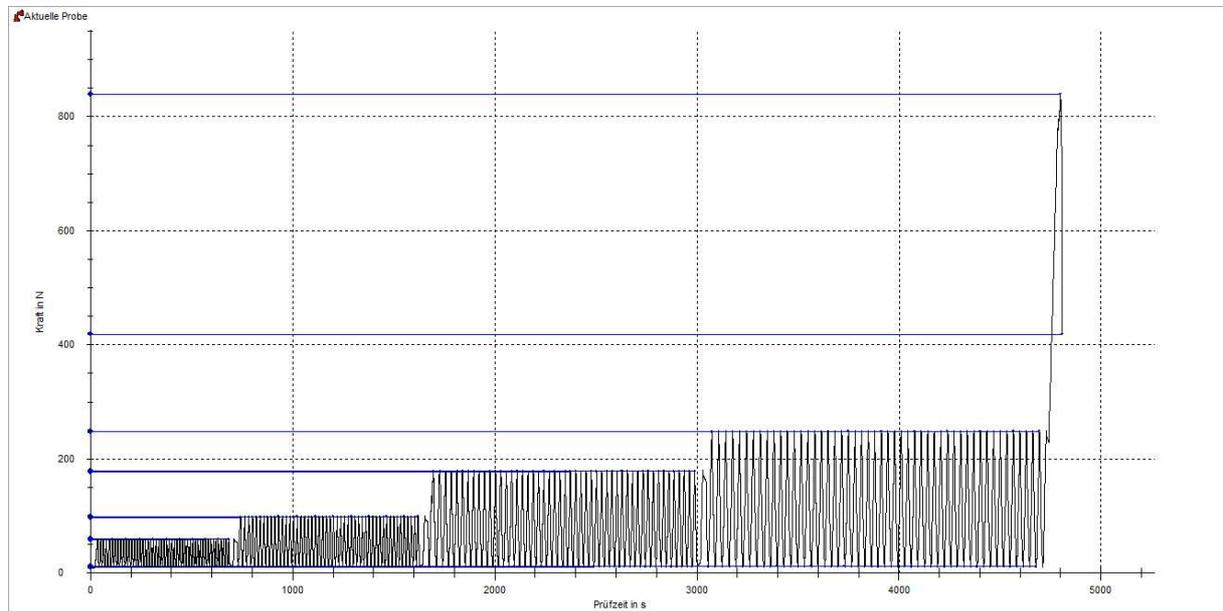


Abbildung 21: Ausschnitt aus dem TestXpert Prüfprotokoll des Versuchs DR 3,5 cm 1. Jeweils 50 Zyklen 60, 100, 180 und 250 Newton. Der letzte Peak entspricht dem Versagensmodus, wobei in diesem Versuch der ventrale Anker bei etwa 839,6 Newton ausreißt. Darauf folgt der Kraftabfall mit unterschreiten der Kraftabschaltswelle.

### **3.8 Footprint der Supraspinatussehne**

Der Ansatz der Supraspinatussehne wurde einmal im Nativzustand und jeweils einmal, nach durchgeführter Rekonstruktion vermessen. Für die Messung wurde ein digitaler Messschieber verwendet, da sich dieser bei der Footprintmessung in der Literatur bewährt hat [46]. Während der Messung waren die Präparate unter einer Vorlast von 10 N und einer Arm-Abduktion von 45 Grad in die Materialprüfmaschine eingespannt. Es wurde stets der mediolaterale Durchmesser der Supraspinatussehne in der paracoronaren Ebene, mittig auf dem Tuberculum majus, gemessen.

Der Prozentwert „Footprint-Wiederherstellung“ wird aus dem Verhältnis von initialem und rekonstruiertem Footprint berechnet und ermöglicht es einen Vergleich zwischen den beiden Rekonstruktionsverfahren anzustellen.

$$\text{Footprint Wiederherstellung} = \frac{\text{Footprint nach erfolgter Rekonstruktion (mm)}}{\text{Footprint bei intakter Rotatorenmanschette (mm)}} * 100$$

### **3.9 Auswertung und statistische Methoden**

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte computergestützt, mithilfe der Software Excel (Microsoft Office 2007, United States) und SPSS (IBM SPSS Statistics 19, United States). Zu den einzelnen Messwerten aus den Vergleichsgruppen wurden jeweils Mittelwert und Standardabweichung berechnet. Die statistische Analyse erfolgt mittels t-Test für unverbundene Stichproben, als Signifikanzniveau wurde  $p \leq 0,05$  gewählt. Um die Ergebnisse der Knochendichtemessung und die Ergebnisse der maximalen Versagenslast auf eine lineare Abhängigkeit hin zu untersuchen wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Die Elongation unter zyklischer Belastung

Gemessen wurde die Elongation unter zyklischer Belastung nach jeweils 50 Zyklen 10-60, 10-100, 10-180 und 10-250 Newton. Die gemessenen Elongationswerte entsprechen der Auseinanderdehnung der am Präparat angebrachten Messstreifen, nach 50 Zyklen der jeweiligen Belastung im Vergleich zu den anfänglichen 10 Newton Zugkraft.

In den nachfolgenden Tabellen werden die gemittelten Messwerte der verschiedenen Gruppen in tabellarischer Form aufgelistet. In Tabelle 6 sind die Ergebnisse aus der Gruppe mittelgroße Rupturen nach Bateman, in Tabelle 7 die Ergebnisse aus der Gruppe große Rupturen nach Bateman wiedergegeben.

Tabelle 6: Elongationswerte 2,5 cm Rupturen. Der Mittelwert entspricht der durchschnittlichen Elongation in mm. SD ist die Standardabweichung (ns = nicht signifikant,  $p > 0,05$ )

	<b>DR 2,5 cm</b> <b>Mittelwert ± SD</b>	<b>SR 2,5 cm</b> <b>Mittelwert ± SD</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Elongation 10N – 60 N</b>	2,37 ± 1,09	2,08 ± 0,49	ns
<b>Elongation 10 N – 100 N</b>	4,09 ± 1,66	3,01 ± 0,70	ns
<b>Elongation 10 N – 180 N</b>	6,21 ± 2,53	4,60 ± 1,54	ns
<b>Elongation 10 N – 250 N</b>	7,26 ± 2,98	6,18 ± 1,42	ns

Tabelle 7: Elongationen 3,5 cm Rupturen. Der Mittelwert entspricht der durchschnittlichen Elongation in mm. SD ist die Standardabweichung (ns = nicht signifikant,  $p > 0,05$ )

	<b>DR 3,5 cm</b> <b>Mittelwert ± SD</b>	<b>SR 3,5 cm</b> <b>Mittelwert ± SD</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Elongation 10N – 60 N</b>	2,32 ± 0,39	2,07 ± 0,40	ns
<b>Elongation 10 N – 100 N</b>	3,77 ± 0,84	2,98 ± 0,50	ns
<b>Elongation 10 N – 180 N</b>	6,13 ± 1,74	4,29 ± 0,69	$p=0,037$
<b>Elongation 10 N – 250 N</b>	7,33 ± 1,78	5,08 ± 0,89	$p=0,020$

#### 4.1.1 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 60 N

Nach 50 Zyklen mit einer Belastung von 60 Newton, zeigten sich weder bei den mittelgroßen noch bei den großen Rupturen signifikante Unterschiede ( $p > 0,05$ ). In der Gruppe der mittelgroßen Rupturen präsentierte die „single-row“-Rekonstruktion mit  $2,08 \pm 0,49$  mm, gegenüber der „double-row“-Rekonstruktion mit  $2,37 \pm 1,09$  mm, eine geringere Elongation. Bei den großen Rupturen wurden bei der „single-row“-Rekonstruktion Elongationswerte von  $2,07 \pm 0,40$  mm, bei der „double-row“-Rekonstruktion Elongationswerte von  $2,32 \pm 0,39$  mm gemessen.

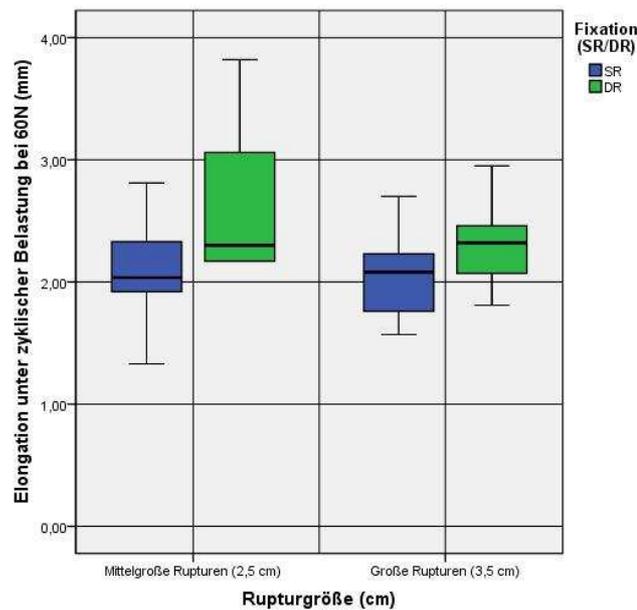


Abbildung 22: Elongation unter zyklischer Belastung bei 60 N

#### 4.1.2 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 100 N

Nach 50 Zyklen mit einer Belastung von 100 Newton zeigte sich in der Gruppe der 2,5 cm Rupturen kein signifikanter Unterschied. Die „single-row“-Rekonstruktionen zeigten eine durchschnittliche Elongation von  $3,01 \pm 0,70$  mm, die „double-row“-Rekonstruktionen eine Elongation von  $4,09 \pm 1,66$  mm.

In der Gruppe der 3,5 cm Rupturen wurde für die „single-row“-Rekonstruktionen ein Mittelwert von  $2,98 \pm 0,50$  mm, für die „double-row“-Rekonstruktionen ein Mittelwert von  $3,77 \pm 0,84$  mm gemessen. Auch hier waren die Unterschiede nicht signifikant.

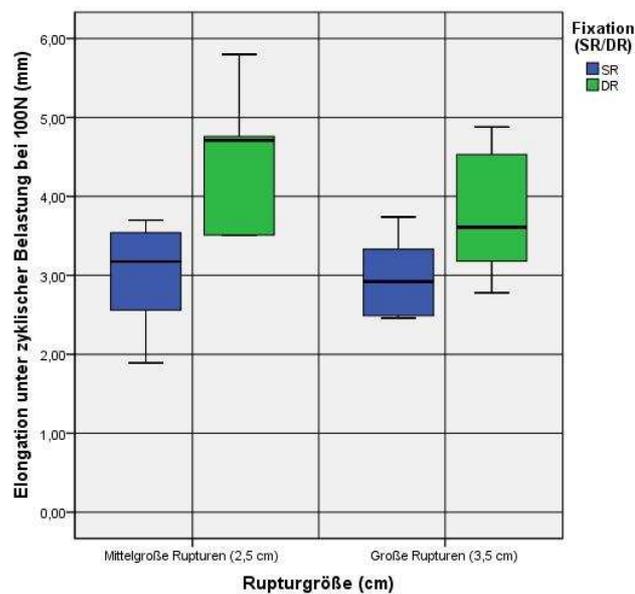


Abbildung 23: Elongation unter zyklischer Belastung bei 100 N

### 4.1.3 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 180N

Nach 50 Zyklen mit einer Belastung von 180 N wurden in der Gruppe der mittelgroßen Rupturen Durchschnittswerte von  $4,60 \pm 1,54$  mm für die „single-row“-Rekonstruktion und  $6,21 \pm 2,53$  mm für die „double-row“-Rekonstruktion gemessen. Die Unterschiede waren nicht signifikant.

In der Gruppe der großen Rupturen waren die Unterschiede signifikant ( $p=0,037$ ). Hier zeigte die „single-row“-Rekonstruktion mit  $4,29 \pm 0,69$  mm im Vergleich zur „double-row“-Rekonstruktion mit  $6,13 \pm 1,74$  mm eine geringere Elongation.

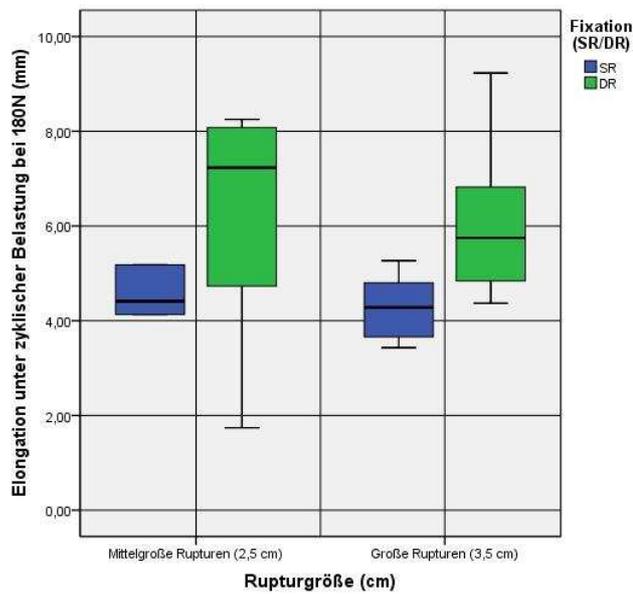


Abbildung 24: Elongation unter zyklischer Belastung bei 180 N

#### 4.1.4 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 250 N

6,18 ± 1,42 mm betrug die durchschnittliche Elongation der „single-row“-Rekonstruktion, 7,26 ± 2,98 mm die durchschnittliche Elongation der „double-row“-Rekonstruktion in der Gruppe der mittelgroßen Rupturen. Die Unterschiede waren nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

In der Gruppe der großen Rupturen ergab sich bei der „single-row“-Rekonstruktion ein Durchschnittswert von 5,08 ± 0,89 mm, während die „double-row“-Rekonstruktion mit 7,33 ± 1,78 mm schlechter abschneidet. Die Unterschiede waren signifikant ( $p = 0,020$ ).

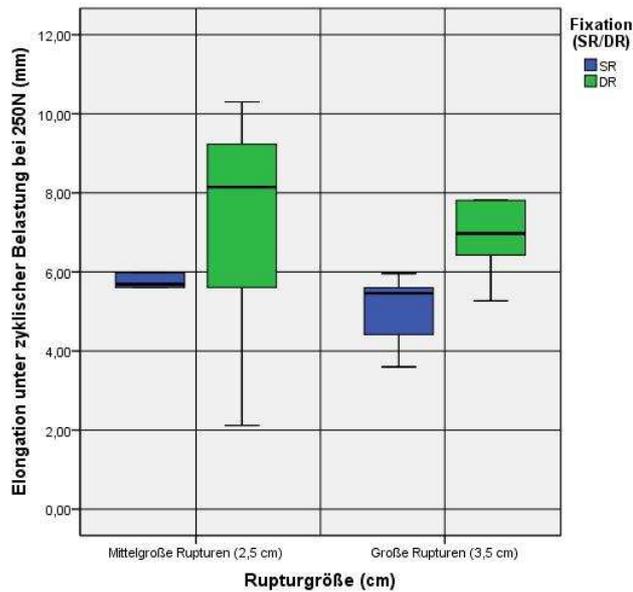


Abbildung 25: Elongation unter zyklischer Belastung bei 250 N

## 4.2 Die maximale Versagenslast

Die Bestimmung der maximalen Versagenslast stellte den letzten Schritt des angewandten Prüfprotokolls dar. Die Präparate wurden hier progressiv bis auf 1000 Newton belastet. Ein Versagen und damit das Prüfungsende wurde als unterschreiten der Kraftabschaltsschwelle definiert. Der höchste gemessene Wert entsprach der maximalen Versagenslast.

In der Gruppe der mittelgroßen Rupturen (25 mm) wurde für die „double-row“-Rekonstruktionen eine durchschnittliche maximale Versagenslast von  $681 \pm 250$  N gemessen. Die „single-row“-Rekonstruktion erreichte  $533 \pm 107$  N. Die Unterschiede waren nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

Bei den großen Rupturen erreichten die „double-row“-Rekonstruktionen einen Mittelwert von  $891 \pm 174$  N, die „single-row“-Rekonstruktionen  $792 \pm 122$  N. Auch hier waren die Unterschiede nicht signifikant ( $p > 0,05$ ).

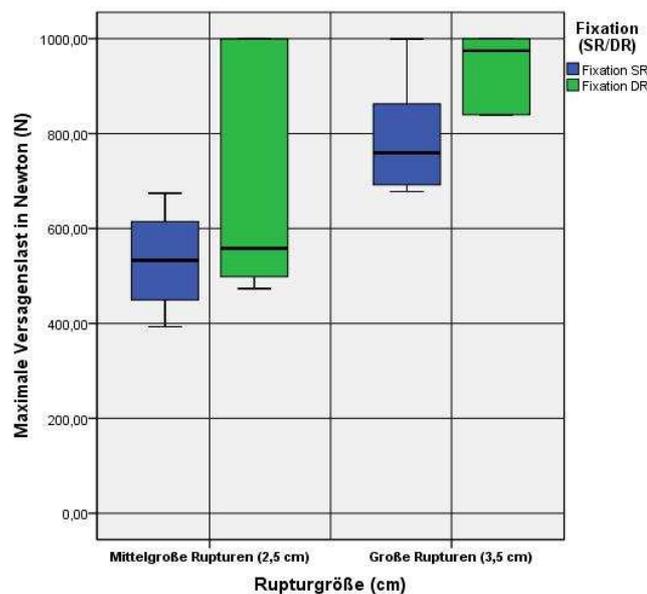


Abbildung 26: Ergebnisse des Versagensmodus: Maximale Versagenslast in Newton

Während im Vergleich der Elongationswerte die „single-row“-Rekonstruktionen tendenziell besser abschneiden, scheinen die „double-row“-Rekonstruktionen eine höhere maximale Versagenslast aufzuweisen. Es konnten jedoch keine statistisch signifikanten Unterschiede aufgezeigt werden.

Tabelle 8: Maximale Versagenslast in Newton. (ns = nicht signifikant,  $p > 0,05$ )

	Mittelwert (N)	Standardabweichung (N)	Signifikanz
<b>DR 2,5 cm</b>	681,22	249,70	ns
<b>SR 2,5 cm</b>	532,83	106,74	
<b>DR 3,5 cm</b>	891,25	174,01	ns
<b>SR 3,5 cm</b>	791,87	122,33	

Als Versagensmodi kamen mit absteigender Häufigkeit der Sehnenauriss, der Ankerauriss und der Knochenbrückenaauriss vor. Wie bereits in vielen anderen Studien gezeigt stellte die Kontaktfläche zwischen Naht und Sehne, die sog. „tendon-suture-interface“, die schwächste Stelle der Rekonstruktion dar [20, 36, 42, 44, 73].

### 4.3 Die Knochendichtemessung

Die Ergebnisse der Knochendichtemessung waren altersentsprechend. Durchschnittlich ergab sich eine Knochendichte von  $0,44 \pm 0,25 \text{ g/cm}^2$ . Diese Werte sind etwas geringer als die in der Literatur angegebenen Werte [55], zwischen den Gruppen waren die Ergebnisse der Knochendichtemessung jedoch vergleichbar (DR 2,5 cm:  $0,36 \pm 0,24$ ; SR 2,5cm:  $0,54 \pm 0,35$ ; DR 3,5 cm:  $0,42 \pm 0,23$ ; SR 3,5 cm:  $0,40 \pm 0,20$ ). Um die Frage zu beantworten, ob die Knochendichte in linearem Zusammenhang mit der maximalen Versagenslast steht, wurde der Korrelationskoeffizient nach Pearson berechnet. Der Korrelationskoeffizient betrug  $-0,32$ ; bei einem Signifikanzniveau von  $p = 0,138$ . Es konnte damit keine positive lineare Abhängigkeit zwischen beiden Merkmalen nachgewiesen werden (Korrelationskoeffizient =  $-0,32$ ; Signifikanzniveau =  $0,138$ ).

### 4.4 Der Footprint

Der Supraspinatussehnenfootprint wurde sowohl im Nativzustand, als auch nach erfolgter Rekonstruktion vermessen. Dies ermöglichte die Gegenüberstellung von initialem und rekonstruiertem Footprint und diesbezüglich den Vergleich der unterschiedlichen Rekonstruktionstechniken. Der durchschnittliche mediolaterale Durchmesser betrug initial 12 mm, nach erfolgter Rekonstruktion durchschnittlich 15 mm. Tabelle 9 gibt die gemessenen Werte gestaffelt nach angewandter Rekonstruktionstechnik wieder. Die „double-row“-Rekonstruktion ermöglichte eine signifikant ( $p=0,028$ ) großflächigere Rekonstruktion des Footprintes (16,2 mm), im Vergleich zu der getesteten „single-row“-Technik (13,8 mm). Mit 129 % bei den „double-row“-Rekonstruktionen und 121 % bei den „single-row“-Rekonstruktionen konnte der anatomische Footprint in beiden Gruppen vollständig wiederhergestellt werden.

Tabelle 9: Footprint nativ und nach Rekonstruktion. Es erfolgt hier keine Unterteilung in große und kleine Rupturen, lediglich die angewandte Rekonstruktionstechnik ist ausschlaggebend.

	<b>„Double-row“ (n = 12)</b>	<b>„Single-row“ (n = 12)</b>
<b>Footprint nativ (mm)</b>	12,6	11,4
<b>Footprint nach Rekonstruktion (mm)</b>	16,2	13,8
<b>Signifikanz (p)</b>	,028	
<b>Footprint-Wiederherstellung</b>	129 %	121 %

## 5. Diskussion

Obwohl die arthroskopische Rotatorenmanschettenrekonstruktion in den letzten Jahren enorme Fortschritte gemacht hat und sich zunehmend zum Standardverfahren entwickelt, stellen die unvollständige strukturelle Heilung und die Re-Ruptur immer noch die häufigsten Komplikationen dar. 1 Jahr postoperativ fanden Bishop et al. [10] in einer MRT-gestützten Untersuchung bei nur 53 %, der arthroskopisch rekonstruierten RM-Rupturen, intakte Sehnenverhältnisse vor. Gestaffelt nach Rupturgröße, zeigten sich vor allem bei den Rupturen größer 3 cm schlechte Ergebnisse (RM-Rupturen > 3 cm zu 24 % intakt, vs. RM-Rupturen < 3 cm zu 84 % intakt). Flurin et al. [25] untersuchten 576 Patienten nach arthroskopischer Rotatorenmanschettenrekonstruktion. Nur 74,7 %, der nach 1-2 Jahren untersuchten Patienten, zeigten in CT-/MRT-Arthrographie eine wasserdichte Rekonstruktion. Durch die Erforschung und Anwendung neuer Nahttechniken konnten diese Ergebnisse in den letzten Jahren weiter verbessert werden. Frank et al. [27] berichten bereits von Heilungsraten um 88 %, die mittels modifizierter „double-row“-Nahttechniken erzielt wurden. Die ideale Rotatorenmanschettenrekonstruktion zeichnet sich, wie von Gerber et al. [30] bereits im Jahr 1993 postuliert, durch eine hohe Fixationsfestigkeit und eine minimale Lückenbildung unter mechanischer Belastung aus, und dies solange, bis die biologische Heilung abgeschlossen ist. Um diese ideale Rotatorenmanschettenrekonstruktion zu entwickeln wurden zahlreiche experimentelle Studien durchgeführt, in denen die biomechanischen Eigenschaften verschiedener Rekonstruktionsverfahren miteinander verglichen wurden. Einige Arbeiten favorisieren die „double-row“-Verfahren gegenüber den „single-row“-Techniken [36, 47, 73], in anderen Arbeiten konnten keine Unterschiede zwischen den Rekonstruktionsverfahren nachgewiesen werden [42, 45, 53].

Kim et al. [36], Meier et al. [47] und Waltrip et al. [73] verglichen in ihren Arbeiten die biomechanische Belastbarkeit von „double-row“- versus „single-row“-Rekonstruktionsverfahren. Kim et al. [36] zeigten eine signifikant geringere Elongation unter zyklischer Belastung sowie eine höhere maximale Versagenslast für die „double-row“-Rekonstruktionen. Meier et al. [47] setzten ihre Präparate ebenfalls einer zyklischen Belastung, zwischen 10 und 180 Newton, aus. Endpunkt war das Versagen der Rekonstruktion oder das Erreichen von 5000 Zyklen. Erstaunlicherweise hielten die „double-row“-Rekonstruktionen allen 5000 Zyklen stand, während die „single-row“-Rekonstruktionen durchschnittlich nach  $798 \pm 73$  Zyklen versagten. Waltrip et al. [73] verwendeten ein vergleichbares Prüfprotokoll. Sie verglichen eine „single-row“-Technik mit einer hybriden

„double-row“-Technik, bestehend aus medialen ankerfixierten Matratzennähten und lateralen transossären Nähten. Die Hybridtechnik erreichte  $3694 \pm 1980$  Zyklen, während die „single-row“-Technik nur  $1414 \pm 1888$  Zyklen erreichte. Die Unterschiede waren auch hier signifikant ( $p < 0,05$ ). Die von Kim et al. [36], Meier et al. [47] und Waltrip et al. [73] gemessenen Ergebnisse können durch die vorliegende Studie nicht bestätigt werden. Die Unterschiede resultieren vermutlich aus der angewandten Nahttechnik. Auffällig ist, dass in allen drei Vergleichsstudien die gleiche Nahtkonfiguration für die „single-row“-Technik angewandt wurde: Einfach armierte Schraubanker mit vertikalen Nähten. Gerber et al. [30] beschrieben bereits 1993 die einfache vertikale Naht („simple stitch“) als „mechanically poor“. Horizontale Matratzennähte oder die modifizierte Mason-Allen-Naht konnten einer deutlich höheren mechanischen Belastung standhalten (2 x „simple stitch“: 184 N; 2 x „mattress“: 269 N; 2 x „mod. Mason-Allen“: 359 N). Cummins et al. [20] beschrieben die Verbindung zwischen Naht und Sehne als das schwächste Glied der Rekonstruktion. In einer klinischen Studie konnten sie nachweisen, dass die Re-Ruptur meist in dem Ausreißen der intakten Nähte aus der Sehne begründet ist. In einer späteren Studie postulierten Cummins et al. [19], dass durch die Erhöhung der Anzahl an Anker, durch die Verwendung mehrfach armierter Anker oder durch das Erhöhen der Menge an Sehnenmaterial pro Naht, die mechanische Stabilität der Rekonstruktionen deutlich erhöht werden könne. Dies zeigte sich auch in der vorliegenden Studie unter experimentellen Bedingungen. Häufigster Versagensmodus war auch hier der Sehnenauriss, jedoch erst bei hohen mechanischen Belastungen von über 500 Newton. Ma et al. [44] untersuchten im Jahr 2006 drei verschiedene „single-row“-Techniken, darunter die einfache vertikale Naht, die arthroskopische Mason-Allen-Naht sowie den, von ihnen entwickelten, „massiv-cuff-stitch“. Verglichen wurden diese mit einer „double-row“-Technik (medial „mattress“, lateral „simple stitch“). Die „double-row“-Technik war in Bezug auf die biomechanische Belastbarkeit den anderen Methoden überlegen, jedoch zeigten der „massiv-cuff-stitch“ und die arthroskopische Mason-Allen-Naht ebenfalls gute Ergebnisse. Mahar et al. [45] verwendeten mehrfach armierte Nahtanker beim Vergleich von „single-row“- und „double-row“-Verfahren. Hier konnten keine Unterschiede, weder in Bezug auf die Elongation unter zyklischer Belastung, noch in Bezug auf die zu einer Lückenbildung von 3, 5 oder 10 mm notwendige Zugkraft gezeigt werden. Nelson et al. [53] verglichen eine „single-row“-Technik, mit modifizierten Mason-Allen Nähten, und eine arthroskopische „double-row“-Technik. Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede, weder in Bezug auf die Elongation unter zyklischer Belastung, noch in Bezug auf die maximale Versagenslast. Auch Lorbach et al. [41, 42] konnten in einer

Studie an Schweinepräparaten aufzeigen, dass „single-row“-Rekonstruktionen mit mehrfach armierten Schraubankern und modifizierten Nahttechniken vergleichbare Ergebnisse, wie moderne „double-row“-Verfahren liefern. Zwar zeigte eine „double-row“-Technik mit doppelt armierten Schraubankern und modifizierter Mason-Allen-Naht in Bezug auf maximale Versagenslast und Elongation unter zyklischer Belastung die besten Ergebnisse, jedoch konnte die „single-row“-Technik mit zweifach armierten Schraubankern und Doppelmaträtzennähten ähnliche Ergebnisse liefern. Diese „single-row“-Konfiguration war der, damals ebenfalls getestet und auch in der vorliegenden Studie in abgewandelter Form angewandten, „transosseous equivalent suture bridge repair“-Technik in Bezug auf maximale Versagenslast und Elongation unter zyklischer Belastung überlegen. Barber et al. [5] propagieren die Anwendung von dreifach armierten Nahtankern in der „single-row“-Technik. In einer Studie aus dem Jahr 2010 wiesen sie für die „single-row“-Technik mit dreifach armierten Nahtankern eine signifikant geringere Elongation und einen höheren Dehnungswiderstand als die modernen „transosseous-equivalent-double-row“-Techniken nach. Bezüglich der maximalen Versagenslast waren die „double-row“-Techniken überlegen, die Unterschiede waren jedoch nicht signifikant. Auch in der vorliegenden Studie wurden dreifach armierte Nahtanker in der „single-row“-Technik verwendet. Die Platzierung der Nähte unterscheidet sich zwar von dem von Barber et al. angewandten Schema (6 vertikale Nähte mit oder ohne „rip-stop“-combination stitch), jedoch sind die Ergebnisse mit denen von Barber et al. vergleichbar. Die modifizierten „single-row“-Rekonstruktionen weisen eine höhere Steifigkeit und eine geringere Elongation unter zyklischer Belastung auf, die „double-row“-Rekonstruktionen erreichen tendenziell eine höhere maximale Versagenslast. Signifikante Vorteile der „single-row“-Rekonstruktion zeigten sich lediglich in Bezug auf die Elongation unter zyklischer Belastung bei 180 und 250 Newton an großen Rupturen ( $p < 0,05$ ). Durch das Variieren der Rupturgröße konnten keine Vorteile einer bestimmten Rekonstruktionstechnik aufgezeigt werden.

Neben den biomechanischen Eigenschaften, ist vor allem die Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne, die sogenannte „tendon-bone-interface“, von besonderem Interesse. Eine großflächige Wiederherstellung dieser Kontaktzone soll die Heilungschancen verbessern und die mechanische Stabilität und Funktion auf lange Sicht garantieren. In diversen Studien [1, 11, 48] wurden die verschiedenen Rekonstruktionsverfahren bezüglich der Wiederherstellung der anatomischen Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne untersucht. Apreleva et al. [1] zeigten in einer Studie, dass sich der Footprint mittels „single-row“-Technik nur zu 67 % im Vergleich zum ursprünglichen, gesunden Footprint wiederherstellen ließ. Dagegen waren

sogar die frühen, transossären Nahttechniken signifikant überlegen. Brady et al. [11] demonstrierten ebenfalls Nachteile der „single-row“-Technik gegenüber der „double-row“-Technik („footprint-restoration“ von  $47,3 \pm 9,2$  % in der „single-row“-Technik vs.  $119,3 \pm 42,3$  % in der „double-row“-Technik,  $p < 0,001$ ). Meier et al. [48] kamen in einer vergleichbaren Studie zu ähnlichen Ergebnissen („footprint restoration“ von 46 % in der „single-row“-Technik vs. 106 % in der „double-row“-Technik,  $p < 0,05$ ). Die vorliegende Studie konnte jedoch nachweisen, dass durch Anwendung modifizierter Nahttechniken auch mit der „single-row“-Technik eine großflächige Footprint-Wiederherstellung erreicht werden kann. Mit der hier angewandten, modifizierten „single-row“-Technik konnte der ursprüngliche Sehnenansatzbereich durchschnittlich zu 121 % wiederhergestellt werden. Demnach war der rekonstruierte Sehnenansatzbereich sogar breiter als der ursprünglich gemessene Footprint. Dies erscheint zunächst schwer vorstellbar, eine „Footprint-Wiederherstellung“ von über 100 Prozent kann jedoch durch 2 Faktoren bedingt sein: Zum einen besteht an der intakten Rotatorenmanschette intraartikulär zwischen Gelenkknorpel und Supraspinatussehnenansatz eine Lücke von etwa 1-2 mm [62]. Sowohl durch die „single-row“-, als auch durch die „double-row“-Rekonstruktionsverfahren wird diese Lücke vermindert und der Sehnenansatzbereich wird nach medial gerafft. Zum anderen kann der Footprint auch nach lateral, durch überstehendes Sehngewebe, leicht vergrößert werden. Die Unterschiede zu den vorhergehenden Studien beruhen vor allem auf der angewandten Nahttechnik. Apreleva et al. [1], Brady et al. [11] und Meier et al. [48] untersuchten lediglich einfache Nahttechniken, darunter entweder horizontale oder vertikale Nähte, und jeweils nur eine Naht pro Anker. Dies bedingt, dass die Sehne in einer geringen mediolateralen Ausdehnung am Knochen fixiert wird. Hinzu kommt, dass in den Studien von Brady et al. [11] und Meier et al. [48] an jedem Präparat zuerst die „single-row“-Rekonstruktion und dann die „double-row“-Rekonstruktion untersucht wurden. Folglich musste die „single-row“-Technik mit den Nahtankern der lateralen Reihe der „double-row“-Technik ausgeführt werden. Die Nahtanker stehen so sehr weit lateral, in ungünstiger Position für eine „single-row“-Rekonstruktion. Dagegen wurden in der vorliegenden Studie innerhalb der „single-row“-Technik zwei bzw. drei dreifach armierte Nahtanker mittig auf dem Tuberkulum majus implantiert. In der Gruppe der 25 mm Rupturen kamen 4 mediale und eine laterale Matratzennaht zum Einsatz. In der Gruppe der 35 mm Rupturen wurden von medial nach lateral 3 Nahtreihen mit einer Anzahl von jeweils 6, 1 und 1 Matratzennähten gesetzt. Damit war eine breitbasigere Fixierung der Supraspinatussehne am Knochen möglich. Schematisch kann dieser Sachverhalt durch die folgende Abbildung veranschaulicht werden.

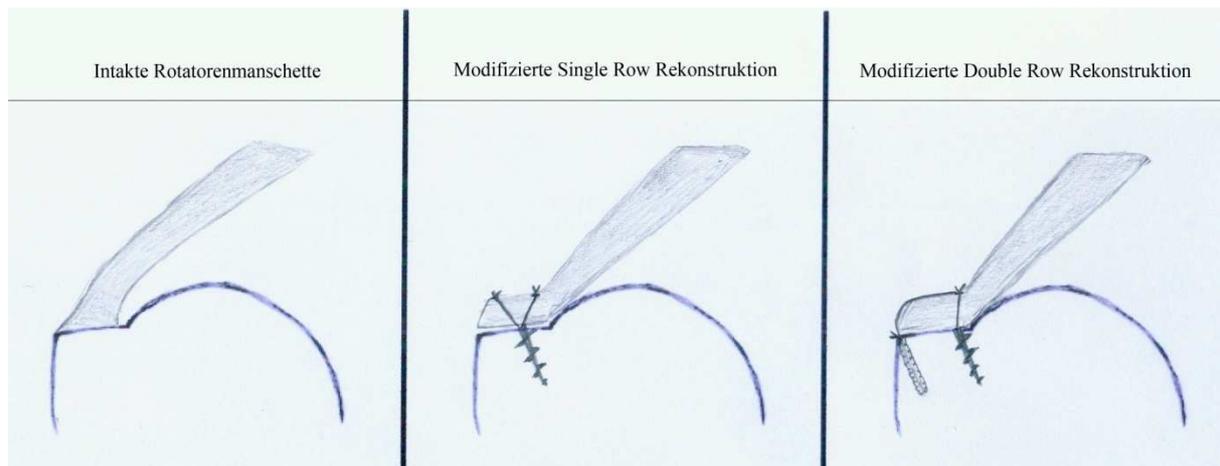


Abbildung 27: Eigenzeichnung zur schematischen Darstellung des nativen und rekonstruierten Footprintes bei modifizierten "single-row"- und "double-row"-Rekonstruktionen.

Unter Anwendung der „double-row“-Technik unterscheiden sich die in der vorliegenden Studie gemessenen Ergebnisse (Footprint-Wiederherstellung von 129 %) kaum von den von Brady et al. [11] (Footprint-Wiederherstellung von 119 %) und Meier et al. [48] (Footprint-Wiederherstellung von 106 %) veröffentlichten Resultaten. Geringe Unterschiede bestehen zwar in der angewandten Nahttechnik (vier einfach armierte Schraubanker in „double-row“-Konfiguration vs. „Suture-Bridge“-Technik mit doppelt armierten Schraubankern und PushLock-Ankern lateral), dies hat jedoch kaum einen Einfluss auf die mediolaterale Ausdehnung der Rekonstruktion im Bereich der Reparaturzone.

In Bezug auf das postoperative klinische „Outcome“ scheinen die „double-row“-Rekonstruktionen gegenüber den „single-row“-Rekonstruktionen keine signifikanten Vorteile aufzuweisen. Zur Objektivierung des postoperativen Outcomes kommen verschiedene klinische Scores zum Einsatz, darunter der ASES-Score, der UCLA-Score oder der Constant Score. Burks et al. [15], Franceschi et al. [26], Grasso et al. [32] und Koh et al. [37] konnten in verschiedenen prospektiven randomisierten klinischen Studien mit einem „follow-up“-Zeitraum von 12 bis 36 Monaten keine signifikanten Vorteile der „double-row“-Rekonstruktion gegenüber der „single-row“-Rekonstruktion, gemessen am ASES-, UCLA- und Constant-Score, nachweisen. Park et al. [56] zeigte in einer prospektiven Kohortenstudie, in der die Patienten nach Größe der Rotatorenmanschettenruptur stratifiziert wurden, dass die „double-row“-Technik für Rupturen >3 cm der „single-row“-Technik signifikant überlegen ist (ASES-Score 93,24 vs. 89,67,  $p=0,01$ ; Constant-Score 79,82 vs. 72,07,  $p<0,01$ ). Bei Rupturen kleiner als 3cm wurden keine signifikanten Vorteile der „double-row“-Technik gegenüber der „single-row“-Technik nachgewiesen.

In Bezug auf die Re-Rupturrate konnte auch nach ausgiebiger Literaturrecherche keine Studie mit hohem Evidenzgrad (<III) gefunden werden, in der signifikante Vorteile der „double-row“-Technik gegenüber der „single-row“-Technik nachgewiesen wurden. Aus einigen Studien [16, 23, 67] ergeben sich jedoch Hinweise auf eine günstigere strukturelle Heilung durch Anwendung von „double-row“-Verfahren. Beispielsweise zeigten Sugaya et al. [67] in einer retrospektiven Kohortenstudie mittels postoperativen MRT-Untersuchungen Vorteile der „double-row“-Refixationen gegenüber den „single-row“-Refixationen in Bezug auf die strukturelle Heilung (DR: 73,2 % / 17,1 % / 9,8 % vs. SR: 43,6 % / 30,8 % / 25,6 % im „follow-up“ in den Kategorien „sufficient thickness“ / „insufficient thickness“ / „retear“. Die Ergebnisse waren signifikant  $p < 0,01$ ). Auch Charouset et al. [16] konnten, ebenfalls in einer Kohortenstudie, mittels CT-Arthrographie bei 77,4 % der mit „double-row“-Technik behandelten Patienten einen wasserdichten Verschluss der Rotatorenmanschettenruptur, verglichen mit 60,0 % der mit „single-row“-Technik behandelten Patienten nachweisen ( $p = 0,13$ ). Dem gegenüber stehen drei prospektive randomisierte klinische Studien [15, 26, 37] in denen bezüglich der Rerupturrate keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den mit „single-row“- oder mit „double-row“-Technik behandelten Patienten nachweisbar waren. Burks et al. [15] konnten 1 Jahr post-OP keine Unterschiede zwischen den Operationstechniken feststellen. Sie propagieren eine Re-Rupturrate um 10 % sowohl bei den „single-row“- als auch bei den „double-row“-Rekonstruktionen. Außerdem zeigten sich im MRT in Bezug auf Sehnendicke, Sehnenqualität und „footprint-coverage“ keine signifikanten Unterschiede. Auch Koh et al. [37] fanden in postoperativen MRT-Untersuchungen, keine signifikanten Unterschiede bei den mit „single-row“- und den mit „double-row“-Technik operierten Patienten. Auch hier waren die Patienten randomisiert in die Versuchsgruppen eingeteilt worden. Zweieinhalb Jahre postoperativ präsentierten 4 der 24 mit einer SR-Technik behandelten Patienten, 6 der 23 mit einer DR-Technik behandelten Patienten vollständige Re-Rupturen. Auch Franceschi et al [26] untersuchten in einer prospektiven randomisierten Studie Patienten mit großen bis massiven Rupturen. 2 Jahre postoperativ erfolgte die MR-Arthrographie. Der Vergleich der SR- und DR- Technik ergab keine signifikanten Unterschiede ( $p > 0,05$ ; SR: 14 intakt / 10 partial-thickness-defekt / 2 full-thickness-defekt; DR: 18 intakt / 7 partial-thickness-defekt / 1 full-thickness-defekt).

Häufig zitiert, erfassten Duquin et al. [23] in einem systematischen Review aus dem Jahr 2010 signifikante Vorteile der „double-row“-Rekonstruktion bezüglich der Re-Rupturrate, sowohl bei Rupturen kleiner als 3 cm („retear rate“ von 7 % DR vs. 19 % SR,  $p < 0,001$ ), als auch bei Rupturen größer als 3 cm („retear rate“ von 26 % DR vs. 45 % SR,  $p < 0,001$ ). Stärke

dieses Reviews ist vor allem die hohe Anzahl an verfügbaren Daten zu 1252 gesammelten Rotatorenmanschettenrekonstruktionen aus 23 verschiedenen Studien. Trotzdem dürfen diese Ergebnisse nicht unkritisch übernommen werden, da in keiner der untersuchten Studien (Ausnahme: Die oben zitierte Studie von Franceschi et al. [26]) die Auswahl der Patienten randomisiert erfolgte. Fast alle zusammengefassten Studien entsprachen als „case studies“ Evidenzgrad 4. Duquin et al. [23] sprechen in ihrem Review als Limitation ein „inherent selection bias“ an, demzufolge könnten die Patienten mit retrahierten und schlecht mobilisierbaren Rupturen eher für die „single-row“-Rekonstruktion, die Patienten mit mobiler, weniger retrahierten Sehne eher für die „double-row“ Rekonstruktion selektioniert worden sein. „Single-row“ Techniken mit modifizierten Nahttechniken und breitbasiger Footprint-Rekonstruktion sind in dem Review nicht berücksichtigt.

Vermutlich lässt sich der, in einigen biomechanischen Arbeiten, propagierte Vorteil der „double-row“-Rekonstruktionen gegenüber den „single-row“-Rekonstruktionen nicht mit einem, anhand von klinischen Scores, messbaren Outcome beziffern. In Bezug auf die postoperative strukturelle Heilung konnten in einigen Studien [16, 23, 67] Vorteile der „double-row“-Technik nachgewiesen werden. Jedoch fehlen auch hier prospektive randomisierte klinische Studien mit einem ausreichenden Patientenkollektiv, um eine definitive Aussage treffen zu können. Als theoretische Grundlagen für die günstigere strukturelle Heilung durch die „double-row“ Rekonstruktion werden höhere mechanische Stabilität und die bessere „footprint coverage“ beschrieben [1]. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die „single-row“-Rekonstruktionen mit modifizierten Nahttechniken den „double-row“-Rekonstruktionen in Bezug auf die biomechanischen Eigenschaften nicht unterlegen sind. Auch die „footprint-coverage“ konnte durch die Anwendung modifizierter Nahttechniken deutlich verbessert werden. Zudem ermöglichen die „single-row“-Rekonstruktionen kürzere Operationszeiten bei gleichzeitig geringeren Implantatkosten. Daher sollten „single-row“-Rekonstruktionen mit modifizierten Nahttechniken weiterhin als Alternative zu den „double-row“-Techniken in Betracht gezogen werden.

Klinische Studien, in denen moderne „single-row“-Rekonstruktionen mit breitbasiger Footprint-Rekonstruktion, mit „double-row“-Techniken bezüglich der postoperativen Ergebnisse verglichen werden, sind zurzeit leider noch nicht vorhanden.

Mögliche Limitationen der Studie, sind das für Leichenstudien typische, verhältnismäßig hohe Durchschnittsalter der Präparate. Die Rekonstruktionsverfahren wurden an gesunden Schultern getestet. Dies entspricht nicht der klinischen Realität, da die meisten Patienten aufgrund von degenerativen Veränderungen eine Rotatorenmanschettenruptur entwickeln. Die künstliche Herstellung einer scharfen, kompletten Sehnenruptur ist aber nötig um einen Vergleich zwischen den zwei Versuchsgruppen anzustellen. Unterschiede der Sehnen- und Knochenqualität können nicht vollständig ausgeschlossen werden, jedoch wurden die Präparate einer Knochendichtemessung unterzogen um größere Unregelmäßigkeiten auszuschließen. Die Durchführung der Studie an humanen Präparaten ist als Vorteil zu werten, da sie die Realität besser abbilden, als dies am Tiermodell möglich wäre. Eine mögliche Verzerrung könnte durch die Verwendung von Titanankern in der „single-row“-Technik versus der Verwendung von Kunststoffankern in der „double-row“-Technik entstanden sein. In der Literatur [3, 4] erreichen Schraubanker aus bioresorbierbaren Kunststoffen jedoch vergleichbar gute biomechanische Eigenschaften wie Nahtanker aus Titan.

Um unsere Ergebnisse bezüglich der Wiederherstellung des Ansatzareals zu untermauern, wäre eine detailliertere Vermessung der Kontaktzone zwischen Sehne und Knochen sinnvoll gewesen, beispielsweise mittels der von Apreleva et al. [1] und Meier et al. [48] angewandten 3D Digitalisierungstechnik.

## **6. Konklusion**

Die getestete „single-row“-Rekonstruktion mittels dreifach armierten Schraubankern und einer modifizierten Nahttechnik erreichte vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie die getestete „double-row-suture-bridge“-Technik. Diese Resultate waren unabhängig von der Rupturgröße. Darüber hinaus konnte mit beiden Rekonstruktionstechniken das Sehnenansatzareal am Knochen („Footprint“) wiederhergestellt werden.

## 7.Literaturverzeichnis

- [1] Apreleva M, Ozbaydar M, Fitzgibbons PG et al. (2002) Rotator cuff tears: the effect of the reconstruction method on three-dimensional repair site area. *Arthroscopy* 18: 519-526
- [2] Aumüller G (2007) *Duale Reihe Anatomie*. 1st ed. Thieme, Stuttgart
- [3] Barber FA, Herbert MA, Beavis RC et al. (2008) Suture anchor materials, eyelets, and designs: update 2008. *Arthroscopy* 24: 859-867
- [4] Barber FA, Herbert MA, Coons DA et al. (2006) Sutures and suture anchors: update 2006. *Arthroscopy* 22: 1063 e1061-1069
- [5] Barber FA, Herbert MA, Schroeder FA et al. (2010) Biomechanical advantages of triple-loaded suture anchors compared with double-row rotator cuff repairs. *Arthroscopy* 26: 316-323
- [6] Bateman JE (1963) The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff. *Surg Clin North Am* 43: 1523-1530
- [7] Bennet G (1947) Shoulder and Elbow Lesions Distinctive of Baseball Players. *Ann Surg* 126 (1): 107-110
- [8] Bennett WF (2003) Arthroscopic repair of full-thickness supraspinatus tears (small-to-medium): A prospective study with 2- to 4-year follow-up. *Arthroscopy* 19: 249-256
- [9] Bennett WF (2003) Arthroscopic repair of massive rotator cuff tears: a prospective cohort with 2- to 4-year follow-up. *Arthroscopy* 19: 380-390
- [10] Bishop J, Klepps S, Lo IK et al. (2006) Cuff integrity after arthroscopic versus open rotator cuff repair: a prospective study. *J Shoulder Elbow Surg* 15: 290-299
- [11] 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
- [12] Breusch S (2006) *Klinikleitfaden Orthopädie*. 5th ed. Elsevier Urban & Fischer, München
- [13] Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA et al. (1997) Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy* 13: 720-724

- [14] Burkhart SS, Esch JC, Jolson RS (1993) The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "suspension bridge". *Arthroscopy* 9: 611-616
- [15] Burks RT, Crim J, Brown N et al. (2009) A prospective randomized clinical trial comparing arthroscopic single- and double-row rotator cuff repair: magnetic resonance imaging and early clinical evaluation. *Am J Sports Med* 37: 674-682
- [16] Charoussat C, Grimberg J, Duranthon LD et al. (2007) Can a double-row anchorage technique improve tendon healing in arthroscopic rotator cuff repair?: A prospective, nonrandomized, comparative study of double-row and single-row anchorage techniques with computed tomographic arthrography tendon healing assessment. *Am J Sports Med* 35: 1247-1253
- [17] Codman EA (1906) On stiff and painful shoulder. The anatomy of subdeltoid and subacromial bursa and its clinical importance. *Bost Med Surg J* 154: 613-616
- [18] Codman EA (1934) *The Shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa*. Boston: Thomas Todd.
- [19] Cummins CA, Appleyard RC, Strickland S et al. (2005) Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure. *Arthroscopy* 21: 1236-1241
- [20] 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
- [21] Debrunner AM (2002) *Orthopädie, orthopädische Chirurgie, patientenorientierte Diagnostik und Therapie des Bewegungsapparates*. 3rd ed. Huber, Bern
- [22] Dugas JR, Campbell DA, Warren RF et al. (2002) Anatomy and dimensions of rotator cuff insertions. *J Shoulder Elbow Surg* 11: 498-503
- [23] Duquin TR, Buyea C, Bisson LJ (2010) Which method of rotator cuff repair leads to the highest rate of structural healing? A systematic review. *Am J Sports Med* 38: 835-841
- [24] Ellman H (1990) Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 254: 64-74
- [25] Flurin PH, Landreau P, Gregory T et al. (2007) Cuff integrity after arthroscopic rotator cuff repair: Correlation with clinical results in 576 cases. *Arthroscopy-the Journal of Arthroscopic and Related Surgery* 23: 340-346

- [26] Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG et al. (2007) Equivalent clinical results of arthroscopic single-row and double-row suture anchor repair for rotator cuff tears: a randomized controlled trial. *Am J Sports Med* 35: 1254-1260
- [27] Frank JB, ElAttrache NS, Dines JS et al. (2008) Repair site integrity after arthroscopic transosseous-equivalent suture-bridge rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 36: 1496-1503
- [28] Gartsman GM, Brinker MR, Khan M (1998) Early effectiveness of arthroscopic repair for full-thickness tears of the rotator cuff: an outcome analysis. *J Bone Joint Surg Am* 80: 33-40
- [29] Gartsman GM, Khan M, Hammerman SM (1998) Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am* 80: 832-840
- [30] Gerber C, Schneeberger AG, Beck M et al. (1994) Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 76: 371-380
- [31] Goutallier D, Postel JM, Bernageau J et al. (1994) Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res* 78-83
- [32] Grasso A, Milano G, Salvatore M et al. (2009) Single-row versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a prospective randomized clinical study. *Arthroscopy* 25: 4-12
- [33] Habermeyer P, Lehmann L, Lichtenberg S (2000) Rotator cuff tears: diagnosis and therapy. *Orthopade* 29: 196-208
- [34] Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P (2010) *Schulterchirurgie*. 4th ed. Elsevier, Urban & Fischer, München
- [35] Johnson LL (1993) *Diagnostic and surgical arthroscopy of the shoulder*. 3rd ed. Mosby Press, St. Louis
- [36] Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE et al. (2006) Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 34: 407-414
- [37] Koh KH, Kang KC, Lim TK et al. (2011) Prospective randomized clinical trial of single-versus double-row suture anchor repair in 2- to 4-cm rotator cuff tears: clinical and magnetic resonance imaging results. *Arthroscopy* 27: 453-462
- [38] Lo IK, Burkhart SS (2003) Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff. *Arthroscopy* 19: 1035-1042

- [39] Loew M (2000) Traumatic development of rotator cuff lesion. Scientific principles and consequences for expert assessment. *Orthopade* 29: 881-887
- [40] Lohr JF, Uthoff HK (2007) Epidemiology and pathophysiology of rotator cuff tears. *Orthopade* 36: 788-795
- [41] Lorbach O, Anagnostakos K, Veas J et al. (2010) Three-dimensional evaluation of the cyclic loading behavior of different rotator cuff reconstructions. *Arthroscopy* 26: S95-105
- [42] Lorbach O, Bachelier F, Veas J et al. (2008) Cyclic loading of rotator cuff reconstructions: single-row repair with modified suture configurations versus double-row repair. *Am J Sports Med* 36: 1504-1510
- [43] Lorbach O, Pape D, Raber F et al. (2011) Arthroscopic rotator cuff repair using a single-row of triple-loaded suture anchors with a modified suture configuration. *Arch Orthop Trauma Surg* 131: 1073-1076
- [44] Ma CB, Comerford L, Wilson J et al. (2006) Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation. *J Bone Joint Surg Am* 88: 403-410
- [45] Mahar A, Tamborlane J, Oka R et al. (2007) Single-row suture anchor repair of the rotator cuff is biomechanically equivalent to double-row repair in a bovine model. *Arthroscopy* 23: 1265-1270
- [46] Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA et al. (2005) Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 33: 1861-1868
- [47] Meier SW, Meier JD (2006) The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study. *Arthroscopy* 22: 1168-1173
- [48] Meier SW, Meier JD (2006) Rotator cuff repair: the effect of double-row fixation on three-dimensional repair site. *J Shoulder Elbow Surg* 15: 691-696
- [49] Milgrom C, Schaffler M, Gilbert S et al. (1995) Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br* 77: 296-298
- [50] Moosmayer S, Smith HJ, Tariq R et al. (2009) Prevalence and characteristics of asymptomatic tears of the rotator cuff: an ultrasonographic and clinical study. *J Bone Joint Surg Br* 91: 196-200

- [51] Müller W (1912-1914) Operationen an der Oberen Extremität. Aus Bier A, Braun H, Kühn H: Chirurgische Operationslehre. 1st ed. Bastei, Leipzig
- [52] Neer CS, 2nd (1972) Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 54: 41-50
- [53] Nelson CO, Sileo MJ, Grossman MG et al. (2008) Single-row modified mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy* 24: 941-948
- [54] Nho SJ, Provencher MT, Seroyer ST et al. (2009) Bioabsorbable anchors in glenohumeral shoulder surgery. *Arthroscopy* 25: 788-793
- [55] Okamura K, Ozaki J (1999) Bone mineral density of the shoulder joint in frozen shoulder. *Arch Orthop Trauma Surg* 119: 363-367
- [56] Park JY, Lhee SH, Choi JH et al. (2008) Comparison of the clinical outcomes of single- and double-row repairs in rotator cuff tears. *Am J Sports Med* 36: 1310-1316
- [57] Park MC, Elattrache NS, Ahmad CS et al. (2006) "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. *Arthroscopy* 22: 1360 e1361-1365
- [58] Park MC, ElAttrache NS, Tibone JE et al. (2007) Part I: Footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg* 16: 461-468
- [59] Park MC, Tibone JE, ElAttrache NS et al. (2007) 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: 469-476
- [60] Patte D (1990) Classification of rotator cuff lesions. *Clin Orthop Relat Res* 254: 81-86
- [61] Reilly P, Macleod I, Macfarlane R et al. (2006) Dead men and radiologists don't lie: a review of cadaveric and radiological studies of rotator cuff tear prevalence. *Ann R Coll Surg Engl* 88: 116-121
- [62] Ruotolo C, Fow JE, Nottage WM (2004) The supraspinatus footprint: an anatomic study of the supraspinatus insertion. *Arthroscopy* 20: 246-249
- [63] Schünke M, Schulte E, Schumacher U et al. (2005) Prometheus, LernAtlas der Anatomie, Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 1st ed. Thieme, Stuttgart

- [64] Smith CD, Alexander S, Hill AM et al. (2006) A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 88: 2425-2431
- [65] Snyder SJ (1997) Technique of arthroscopic rotator cuff repair using implantable 4-mm Revo suture anchors, suture Shuttle Relays, and no. 2 nonabsorbable mattress sutures. *Orthop Clin North Am* 28: 267-275
- [66] Snyder SJ, Pachelli AF, Del Pizzo W et al. (1991) Partial thickness rotator cuff tears: results of arthroscopic treatment. *Arthroscopy* 7: 1-7
- [67] Sugaya H, Maeda K, Matsuki K et al. (2005) Functional and structural outcome after arthroscopic full-thickness rotator cuff repair: single-row versus dual-row fixation. *Arthroscopy* 21: 1307-1316
- [68] Tempelhof S, Rupp S, Seil R (1999) Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg* 8: 296-299
- [69] Thomazeau H, Boukobza E, Morcet N et al. (1997) Prediction of rotator cuff repair results by magnetic resonance imaging. *Clin Orthop Relat Res* 275-283
- [70] Uthoff HK, Hammond DI, Sarkar K et al. (1988) The role of the coracoacromial ligament in the impingement syndrome. A clinical, radiological and histological study. *Int Orthop* 12: 97-104
- [71] Uthoff HK, Sano H (1997) Pathology of failure of the rotator cuff tendon. *Orthop Clin North Am* 28: 31-41
- [72] Waldeyer A, Fanghänel J (2009) *Waldeyer Anatomie des Menschen*. 17th ed. de Gruyter, Berlin [u.a.]
- [73] Waltrip RL, Zheng N, Dugas JR et al. (2003) Rotator cuff repair. A biomechanical comparison of three techniques. *Am J Sports Med* 31: 493-497

## 8. Abkürzungsverzeichnis

ASES-Score	American Shoulder and Elbow Surgeon-Score
DEXA	Dual-Energy X-ray Absorptiometry
DR	Double-Row
DR 3,5 cm	Double-Row-Rekonstruktionen an großen Rupturen nach Bateman (3,5 cm)
DR 2,5 cm	Double-Row-Rekonstruktionen an mittelgroßen Rupturen nach Bateman (2,5 cm)
FT	Full Thread (Vollgewinde)
ISP	Musculus infraspinatus
Lig.	Ligamentum
LBS	Lange Biceps Sehne
M.	Musculus
N	Newton
ns	nicht signifikant
PEEK	Poly-Ether-Ether-Keton
PLLA	Poly-L-Lactic-Acid
Proc.	Processus
SD	Standard Deviation (Standardabweichung)
sog.	sogenannt
SR	Single-Row
SR 3,5 cm	Single-Row-Rekonstruktionen an großen Rupturen nach Bateman (3,5 cm)
SR 2,5 cm	Single-Row-Rekonstruktionen an mittelgroßen Rupturen nach Bateman (2,5 cm)
SSP	Musculus supraspinatus
UCLA-Score	University of California-Los Angeles Shoulder Score

## 9. Publikationen

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Arthroscopic rotator cuff repair using a single-row of triple-loaded suture anchors with a modified suture configuration.

Arch Orthop Trauma Surg. 2011 Aug;131(8):1073-6. Epub 2011 Mar 4.

**Lorbach O**, Kieb M, Raber F, Busch LC, Kohn D, Pape D

Comparable Biomechanical Results for a Modified Single-Row Rotator Cuff Reconstruction Using Triple-Loaded Suture Anchors Versus a Suture-Bridging Double-Row Repair.

Arthroscopy. 2012 Feb;28(2):178-87. Epub 2011 Nov 23.

### Vorträge

**Lorbach O**, Kieb M, Raber F, Kohn D, Pape D

Einfluss der initialen Rupturgröße und Fixationstechnik zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette auf die biomechanischen Eigenschaften und Wiederherstellung der Ansatzfläche

Annual Meeting of the German Association for Shoulder and Elbow Surgery (DVSE)

May 7<sup>th</sup> – 8<sup>th</sup> 2010, Rosenheim, Germany

**Lorbach O**, Kieb M, Raber F, Kohn D, Pape D

Single-row rotator cuff repair with a modified suture configuration versus a suture-bridging double-row technique - comparable biomechanical results and complete footprint coverage independent of the initial tear size

27<sup>th</sup> Annual Meeting of the German Speaking Association for Arthroscopy (AGA)

9<sup>th</sup> – 11<sup>th</sup> September 2010, Vienna, Austria

**Lorbach O**, Kieb M, Raber F, Kohn D, Pape D

Einfluss der initialen Rupturgröße und Fixationstechnik zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette auf die biomechanischen Eigenschaften und Wiederherstellung der Ansatzfläche

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DGOU)

Oktober 2010, Berlin, Germany

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Single-row RC-repair using a mod. suture configuration versus a suturebridge double-row repair - comparable biomechanical results and complete footprint coverage independent of the initial tear size

8<sup>th</sup> Biennial ISAKOS Congress • Rio de Janeiro, Brazil • May 15 - 19, 2011

**Lorbach O**, Kieb M , Raber F, Kohn D, Pape D

Single-row RC-repair using a mod. suture configuration versus a suturebridge double-row repair - comparable biomechanical results and complete footprint coverage independent of the initial tear size  
AANA Annual Meeting, April 14<sup>th</sup> – 16<sup>th</sup>, 2011, San Francisco, USA

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Cyclic loading of different Rotator cuff repairs under static external rotation  
18<sup>th</sup> Annual of the German Shoulder and Elbow Society, 27<sup>th</sup>-28<sup>th</sup> May 2011, Stuttgart, Germany

**Lorbach O**, Kieb M , Raber F, Kohn D, Pape D

Initial rupture size and tendon subregions significantly influence cyclic loading behaviour of rotator cuff repairs.

AOSSM Annual Meeting, July 7<sup>th</sup> -10<sup>th</sup>, 2011, San Diego, USA

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Cyclic loading of different Rotator cuff repairs under static external rotation  
24<sup>th</sup> Annual Meeting of the german speaking arthroscopy association (AGA), September 22<sup>th</sup>-24<sup>th</sup>, Regensburg, Germany

### **Poster-Präsentationen**

**Lorbach O**, Kieb M, Raber F, Kohn D, Pape D

Einfluss der initialen Rupturgröße und Fixationstechnik zur Rekonstruktion der Rotatorenmanschette auf die biomechanischen Eigenschaften und Wiederherstellung der Ansatzfläche  
Annual Meeting of the Society for Orthopaedic Traumatologic Sports Medicine (GOTS)  
June 18<sup>th</sup> - 20<sup>th</sup> 2010, Munich, Germany

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Cyclic displacement in single-row and double-row rotator cuff reconstructions under a static external rotation  
AANA Annual Meeting, April 14<sup>th</sup> – 16<sup>th</sup>, 2011, San Francisco, USA

**Lorbach O**, Pape D, Raber F, Kohn D, Kieb M

Cyclic displacement in single-row and double-row rotator cuff reconstructions under a static external rotation  
8th Biennial ISAKOS Congress • Rio de Janeiro, Brazil • May 15 - 19, 2011

## **10. Danksagung**

Zunächst möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. D. Kohn für die Überlassung des Studienthemas als auch für die Unterstützung bei der Korrektur der Arbeit bedanken. Herrn Dr. med. O. Lorbach danke ich für die Betreuung der Arbeit, Anleitung und Unterstützung bei den Versuchen, sowie für die zahlreichen Hilfestellungen bei praktischen und organisatorischen Problemen. Auch bei der Auswertung der Ergebnisse und bei der Korrektur der Arbeit war seine Hilfe von unschätzbarem Wert.

Herrn Korst aus der Abteilung für Radiodiagnostik, danke ich für die Hilfe bei der Durchführung der Knochendichtemessung an den Versuchspräparaten. Des Weiteren möchte ich mich bei Herrn Dr. Thomas Georg für die statistische Betreuung meiner Doktorarbeit bedanken. Gleiches gilt für die Firma Arthrex GmbH (Karlsfeld, Deutschland), die ihre Produkte für unsere Versuche zur Verfügung stellte.

Besonders Danken möchte ich auch meiner Familie, Susanne Itt-Raber, Paul Raber, Julia Raber und Christian Raber, die mir die schulische Ausbildung und das Medizinstudium durch ihre Unterstützung und Beistand ermöglicht haben. Auch Frau Julia Dorschner möchte ich für die moralische Unterstützung und Hilfe bei der Korrektur der Arbeit danken.

Besonders wichtig ist es mir an dieser Stelle auch die zahlreichen Körperspender zu erwähnen, die ihren Leichnam zum Zweck der medizinischen Forschung zur Verfügung gestellt haben. Ohne deren Unterstützung wäre die Arbeit in dieser Form nicht möglich gewesen.