

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke)

**Biomechanische Evaluation von Techniken zur
Subscapularissehnenrefixation**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des doctor medicinae
der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von
Wiebringhaus, Philipp Hermann Alexander
aus Schwelm/Deutschland
2012

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-
Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Schmitz

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Wolf Petersen

2. Berichterstatter.: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

Tag der mündlichen Prüfung: 08.11.2012

EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die Dissertation mit dem Titel:

Biomechanische Evaluation von Techniken zur Subscapularissehnenrefixation

aus dem Universitätsklinikum Münster

Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

unter Anleitung von: **Prof. Dr. W. Petersen**

1. selbstständig angefertigt,
2. nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeit angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet,
3. keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
4. sie weder in der gegenwärtigen noch in einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semester- arbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Anschrift:

Philipp Wiebringhaus

Magdalenenstr. 6

48143 Münster

Münster, 08.11.2012

Philipp Wiebringhaus

Diese Dissertation widme ich meinen Eltern

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke
Referent: Prof. Dr. med. Wolf Petersen
Ko-Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke

Zusammenfassung

Biomechanische Evaluation von Techniken zur Subscapularissehnenrefixation:

Wiebringhaus, Philipp

Ziel der vorliegenden Studie war es, verschiedene Sehnen-Refixationstechniken, die bei kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne angewandt werden, unter biomechanischen Gesichtspunkten zu vergleichen.

Isolierte Rupturen der Subscapularis-Sehne sind selten und häufig traumatischer Genese. Zur Rekonstruktion der Subscapularis-Sehne können verschiedene Techniken angewandt werden. Die vorliegende Studie untersucht die biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Subscapularissehnen-Refixationstechniken an humanen Schulterpräparaten. Zur Durchführung wurde an humanen Schulterpräparaten die Subscapularis-Sehne präpariert und in einer Materialtestmaschine (MTS) die maximale axiale Ausreißkraft, Dehnung sowie Steifigkeit bis zum Ausriss der Sehne bestimmt. Folgende Refixationstechniken wurden daraufhin getestet: 1) einreihige (*single row*: SR) Fadenankerfixation am knöchernen Sehnenansatz und 2) zweireihiger Anordnung mit überkreuzten Fadenenden (*double row*: DR) über eine mediale Reihe mit Fäden beladener Anker und eine laterale Reihe knotenloser Anker. Das Belastungsprotokoll entsprach dem der nativen Serie, enthielt jedoch zusätzlich eine zyklische Phase am Anfang der Testreihe.

Die native Sehne zeigte eine durchschnittliche maximale axiale Ausreißkraft der Sehne von 720N bei einer Sehnen-Steifigkeit von 115N/mm. Die DR-Rekonstruktion konnte 48% (332N) der maximalen axialen Ausreißkraft wieder herstellen, bei einer Steifigkeit von 82N/mm und einer Elongation von $1,2\text{mm} \pm 0,3\text{mm}$. Die SR-Technik zeigte eine signifikant ($p=0,0001$) niedrigere axiale Ausreißkraft (244N) und Steifigkeit (55N/mm) sowie höhere Elongation ($1,7\text{mm} \pm 0,5\text{mm}$). Aus biomechanischer Sicht können wir die DR-Rekonstruktion bei kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne gegenüber SR-Technik empfehlen.

Tag der mündlichen Prüfung: 08.11.2012

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Anatomie des M. Subscapularis.....	1
1.2	Funktion der Subscapularis-Sehne.....	4
1.3	Einteilung von Rupturen der Subscapularis-Sehne.....	8
1.4	Prinzipien von Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen.....	11
2	Fragestellung und Hypothese.....	15
3	Material und Methoden.....	16
3.1	Vorbereitung der Schulterpräparate (Präparation).....	16
3.2	Aufbau der Testvorrichtung.....	17
3.3	Versuchsprotokoll.....	19
3.4	Operationsmethoden.....	20
3.4.1	Single row (SR)-Technik.....	21
3.4.2	Double row (DR)-Technik.....	23
3.5	Biomechanische Testung.....	25
3.6	Statistische Methoden.....	27
4	Ergebnisse.....	28
5	Diskussion.....	32
6	Bewertung.....	40
7	Literaturverzeichnis.....	41
8	Anhang.....	I
8.1	Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen.....	I
8.2	Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen.....	III
8.3	Lebenslauf und Danksagung.....	IV

1 Einleitung

1.1 Anatomie des M. Subscapularis

Der M. Subscapularis ist der volumenstärkste aller Rotatorenmanschetten-Muskeln und hat seinen Ursprung an der ventralen Fläche der Skapula, von wo er, durchsetzt mit horizontalen Sehnenanteilen, fächerförmig kaudal des Proc. Coracoideus zum ventralen Humerus zieht [4, 12, 31, 67].

Der Ansatz des M. Subscapularis ist zweigeteilt (Abb. 2). Die oberen 2/3 des Ansatzes liegen als sehniger Anteil vor und setzen zum größten Teil am Tuberculum minus an [15, 16, 52].

Die mittlere kraniokaudale Ausdehnung des Sehnenansatzes wird mit 26-40mm, die mittlere mediolaterale Ausdehnung des Sehnenansatzes mit 18-20mm angegeben. Curtis et al. beschreiben zudem ein keilförmiges Zulaufen des kaudalen Sehnenansatzes am Tuberculum minus mit einer mittleren Ausdehnung des Sehnenansatzes von 18mm (Abb. 1). Die Dicke der intraartikulär verlaufenden Sehne wird mit 5-11mm angegeben [15, 52].

Das untere 1/3 des Ansatzes ist muskulärer Natur und inseriert unterhalb des Tuberculum minus am Humerus [27, 29].



Abb. 1: Blau: Ansatz des M. Subscapularis und kaudal spitzes Zulaufen desselben; aus Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR (2006) The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. Arthroscopy 22: 609

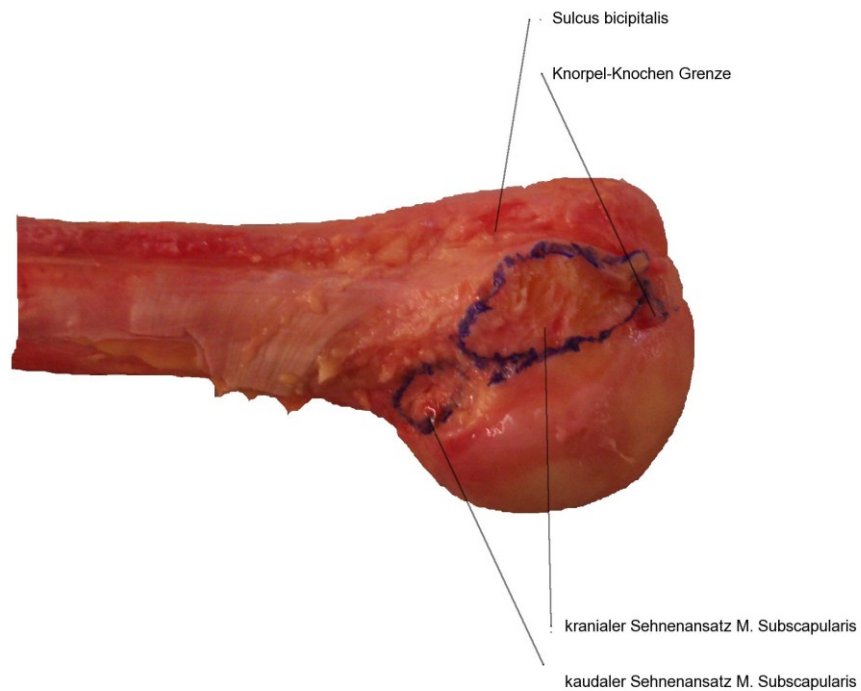


Abb. 2: Markierung des humeralen Ansatzes der Subscapularis-Sehne. Darstellung des zweigeteilten Ansatzes.

Die Zweiteilung des Muskelansatzes ist nicht nur anatomisch nachvollziehbar. Insbesondere zeigen EMG-Untersuchungen bei Abduktion, Innenrotation und Adduktion, dass kranialer und kaudaler Subscapularis-Sehnenanteil von unterschiedlichen Nervenästen innerviert werden. So erfolgt die Innervation des kranialen Sehnenansatzes durch den N. Subscapularis superior. Der kaudale Sehnenansatz wird durch den N. Subscapularis inferior innerviert. Beide Nerven entspringen dem Fasciculus posterior aus den Segmenten C5 und C6 [32, 46].

Arai beschreibt den kranialen Teil des Ansatzes des M. Subscapularis als zusätzlichen intraartikulären Stabilisator der langen Bizepssehne [2]. In seiner Kadaver-Studie zeigten sich bei makro- und mikroskopischen Untersuchungen des Sehnenansatzes, dass dieser tendinöse Anteil teils über den Sulcus bicipitalis hinausgeht und mit dem Ansatz des M. Supraspinatus verschmilzt. Auf diese Weise trägt der kraniale Anteil zur Stabilisierung der langen Bizepssehne bei [29].

Die Subscapularis-Sehne verläuft kaudal des Proc. Coracoideus. In diesem Zusammenhang konnte bei Patienten mit einem anlagebedingt reduzierten subcoracoidalen Intervall im Vergleich zu einer Kontrollgruppe ($5\text{mm} \pm 1,7\text{mm}$ verglichen mit $10\text{mm} \pm 1,3\text{mm}$) eine erhöhte Rate von Partialrupturen der Subscapularis-Sehne nachgewiesen werden [21, 54, 55].

Im Hinblick auf den Pathomechanismus kommt es bei diesen Patienten in Innenrotation des Armes zu einer Einklemmung der Subscapularis-Sehne zwischen prominentem Proc. Coracoideus und dem anterioren Humerus, was langfristig zu Rupturen der Subscapularis-Sehne führen kann (Abb. 3) [37,38]. Dieser Mechanismus wurde von Lo et al. als „Roller-Wringer Effect“ beschrieben [37].

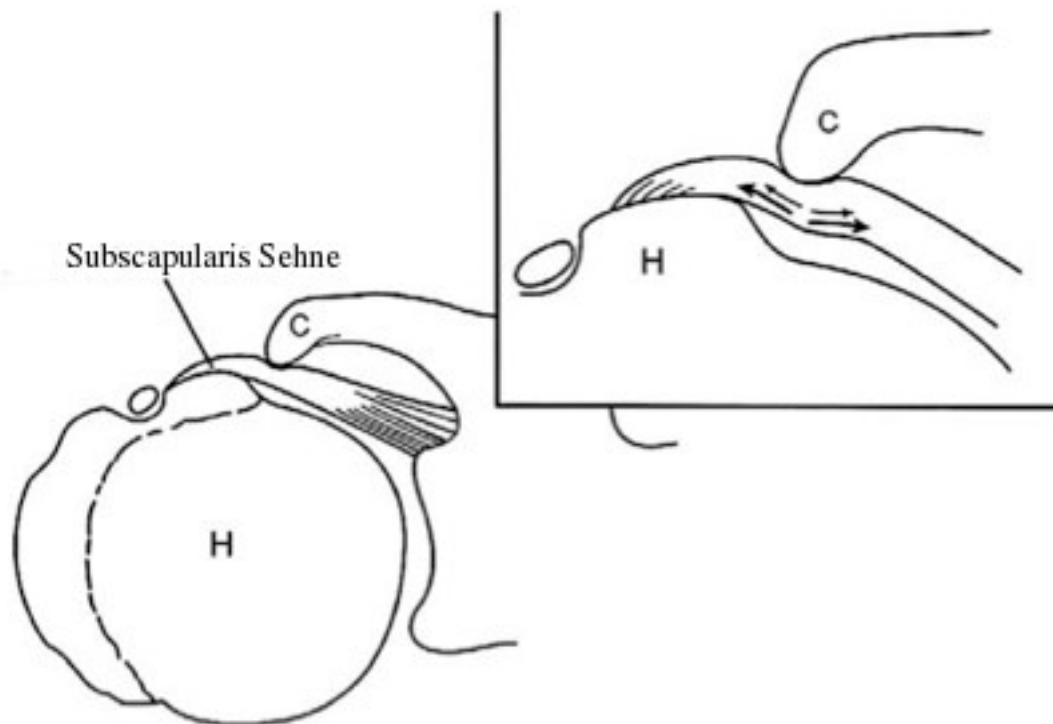


Abb. 3: „Roller-Wringer Effect“ bei subcoracoidalem Impingement, aus Lo IK, Burkhart SS (2003) The etiology and assessment of subscapularis tendon tears: a case for subcoracoid impingement, the roller-wringer effect, and TUFF lesions of the subscapularis. Arthroscopy 19: 1142-50

1.2 Funktion des M. Subscapularis

Der M. Subscapularis hat einen wesentlichen Anteil für das Bewegungsgleichgewicht im Schultergelenk [28, 62].

Seine Hauptfunktionen sind die Innenrotation und Abduktion des Armes [19]. Aufgrund seines Verlaufes ventral des Rotationszentrums ist er der einzige Innenrotator innerhalb

der Rotatorenmanschette [28]. Der kraniale Muskelanteil, welcher oberhalb des Rotationszentrums des Humeruskopfes liegt, ist zusammen mit dem M. Deltoideus wesentlicher Abduktor in 0° Stellung [36]. Der kaudale Muskelanteil fungiert als Adduktor, dies vor allem ab einer Armposition von >60° Abduktion [36]. So werden je nach Position des Humeruskopfes die unterschiedlichen Komponenten des Muskels aktiviert.

Der Muskelansatz des M. Subscapularis besitzt die größte Ausdehnung und mit bis zu 642N passiver Ausreiskraft die höchste Belastungsfähigkeit aller Rotatorenmanschettenmuskeln [19].

Der M. Subscapularis leistet zudem einen wichtigen Beitrag zur vorderen Stabilisierung des Glenohumeralgelenkes. So wird bei 0° Abduktion in Außenrotationstellung des Armes der Humeruskopf in der Fossa Glenoidalis zentriert. Dies wird durch die anterioren Scherkräfte des M. Subscapularis im horizontalen Kräftepaar M. Teres minor/ M. Subscapularis erreicht [67]. Dabei neutralisiert der Muskel als anteriorer Bestandteil des horizontalen Kräftepaares die posterior gerichteten Zugkräfte des M. Infraspinatus und M. Teres minor. Die resultierende Gesamtkraft ist somit orthograd auf das Glenoid-Zentrum ausgerichtet. Zusätzlich kommt es bei zunehmender Abduktion des Armes durch Einstrahlung von Sehnenfasern des M. Subscapularis in die Gelenkkapsel zur Spannung derselben und mit den ebenfalls angespannten glenohumeralen Ligamenten zu einer zusätzlichen anterioren Stabilisation im Glenohumeralgelenk [35, 47, 63].

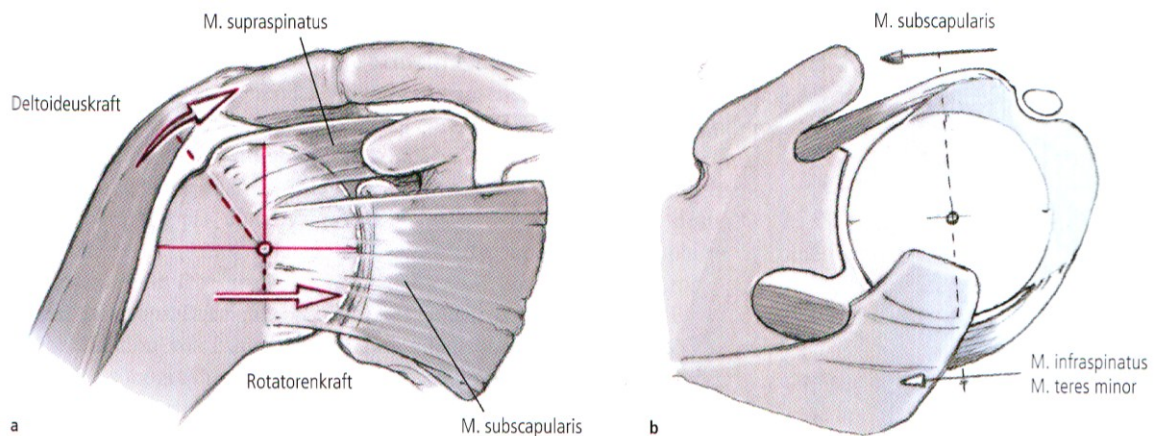


Abb. 4: Horizontales und vertikales Kräftepaar; aus Burkhart SS (1991) Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. Clin Orthop Relat Res J 267: 45-56

Zusätzlich stellt der M. Subscapularis den unteren Teil des sogenannten vertikalen Kräftepaares der Schulter dar. Der obere Anteil hauptsächlich vom mittleren Anteil des M. Deltoideus gebildet. Bleibt bei Rupturen der Rotatorenmanschette dieses Kräftepaar erhalten, ist die Ruptur nach Burkhart biomechanisch kompensiert und führt somit weder zu einer Instabilität, noch zu einer statischen Dezentrierung im Gelenk [9].

Kommt es jedoch zu Rupturen der antero-superioren Rotatorenmanschette mit Beteiligung des M. Subscapularis, wird die Biomechanik der Schulter signifikant verändert, was schlussendlich zu einer erhöhten antero-superioren Translation bei Belastung führen kann. So konnten Su et al. zeigen, dass schon eine zu 50% rupturierte Subscapularis-Sehne eine erhöhte Translation in antero-superiorer und superiorer Richtung zur Folge hat. In ihrer Kadaverstudie wurde die Translation von 5 Schultern mit 50%iger bzw. 100%iger Ruptur der Subscapularis-Sehne in antero-superiorer und rein superiorer Richtung gemessen. Dabei stieg die Translation in antero-superiorer und

superiorer Richtung im Vergleich zu Schultern mit intakter Sehne um bis zu 100% an [58].

Diese erhöhte Translation kann bei externer Krafteinwirkung im Rahmen eines Unfalls zu einer Schulterluxation führen [41, 58].

Während eine vorbestehende Ruptur der Subscapularis-Sehne eine anteriore Schulterluxation provozieren kann, sind umgekehrt auch im Rahmen einer traumatischen anterioren Schulterluxation assoziierte Rupturen der Subscapularis-Sehne beschrieben. Ursache hierfür ist der ähnliche Verletzungsmechanismus beider Läsionen (Abb. 5). So besteht der typische Mechanismus einer traumatischen Ruptur der Subscapularis-Sehne in einer starken Außenrotation und kombinierten Abduktion des Armes [41].

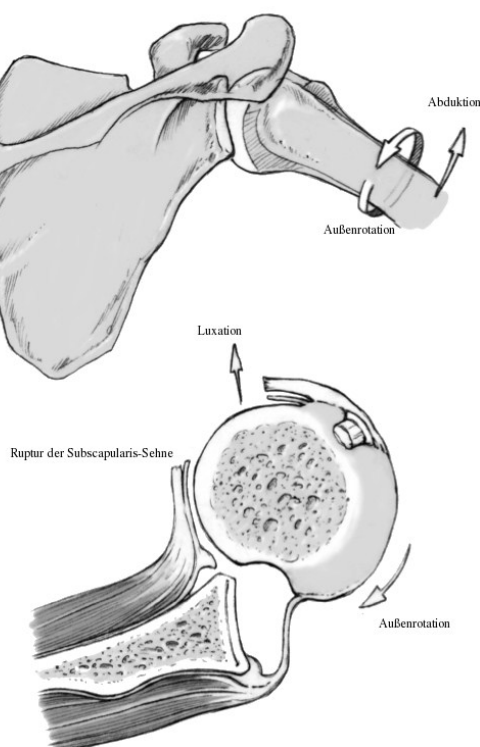


Abb. 5: Schematische Darstellung der vorderen Luxation mit Ruptur der Subscapularis-Sehne

1.3 Einteilung von Rupturen der Subscapularis-Sehne

Grundsätzlich sind traumatische von chronischen Rupturen der Subscapularis-Sehne zu unterscheiden.

Die kumulative Inzidenz von Partial- und Komplett rupturen der Subscapularis-Sehne im Rahmen arthroskopischer Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen wird mit ca. 30% angegeben [3, 4].

Sakurai et al. bestimmten in einer Kadaverstudie die Inzidenz von chronischen Rupturen der Subscapularis-Sehne. Dabei zeigte sich in 17 von 46 Schultern eine Partialruptur der Subscapularis-Sehne, welche vor allem im oberen Drittel der Subscapularis-Sehne lokalisiert war [57]. Bei 60% der Rupturen der Subscapularis-Sehne lag eine begleitende Läsion der langen Bizeps-Sehne (LHB) vor. Der Anteil einer Partial- bzw. Vollruptur der LHB lag bei 23%. In 37% der Fälle kam es zu einer Avulsion der Sehne [57].

Isolierte traumatische Rupturen der Subscapularis-Sehne sind insgesamt selten. In der Literatur wird eine Inzidenz von ca. 0,8-3% aller Rotatorenmanschetten-Rupturen angegeben [17, 41].

Degenerative Partialrupturen der Subscapularis-Sehne zeigen dagegen eine höhere Prävalenz und kommen primär bei Patienten >60 Jahre vor. Sie sind typischerweise im oberen Drittel des Sehnenansatzes lokalisiert, hier meist in Kombination mit Rupturen der Supraspinatus-Sehne [40, 57]. Bei chronischen Rupturen wird vor allem das oben beschriebene subcoracoidale Impingement und der damit erhöhte Stress auf die Subscapularis-Sehne als möglicher Pathomechanismus vermutet [5, 37]. In der Folge kann es im Spontanverlauf ohne chirurgische Therapie zu einer teilweise reversiblen

Atrophie des Muskels und zu einer irreversiblen interstitiellen Fett- und Bindegewebsproliferation im Muskel mit nachfolgender Retraktion der Sehne kommen [25].

Bei fortgeschrittener Retraktion der Sehne ist eine spannungsfreie Naht der Sehne an den Humerus nicht mehr möglich, da der Muskel durch den stark erhöhten Fett- und Bindegewebsanteil nicht mehr die nötige Elastizität für die Rückführung an den anatomischen Sehnenansatz bietet [23, 24, 25].

Assoziiert mit einer luxationsbedingten Ruptur der Subscapularis-Sehne sind auch Ausrisse der Gelenkkapsel vom Calcar humeri mit Desinsertion des inferioren glenohumeralen Bandes beschrieben, die sogenannte HAGL-Läsion [6]. Dabei kann eine Rekonstruktion der Sehne die Rezidivquote der anterioren Schulterdislokation vermindern und die Stabilität im Schultergelenk wiederherstellen [30].

Bei akuten Rupturen im oberen Teil der Sehne beschreiben Gerber et al. in der Hälfte der Fälle eine assoziierte Verletzung des Halteapparates der langen Bizeps-Sehne (Bizeps-Sehnen-Pulley), die in der Folge sowohl nach medial disloziert, als auch teil- bzw. vollrupturiert sein kann [24].

In der Literatur werden verschiedene Klassifikationen von Rupturen der Subscapularis-Sehnen beschrieben. Die am häufigsten verwendete ist die von Fox und Romeo (Abb. 6) [20]. Sie unterteilt die Rupturen der Subscapularis-Sehne entsprechend des arthroskopischen Befundes:

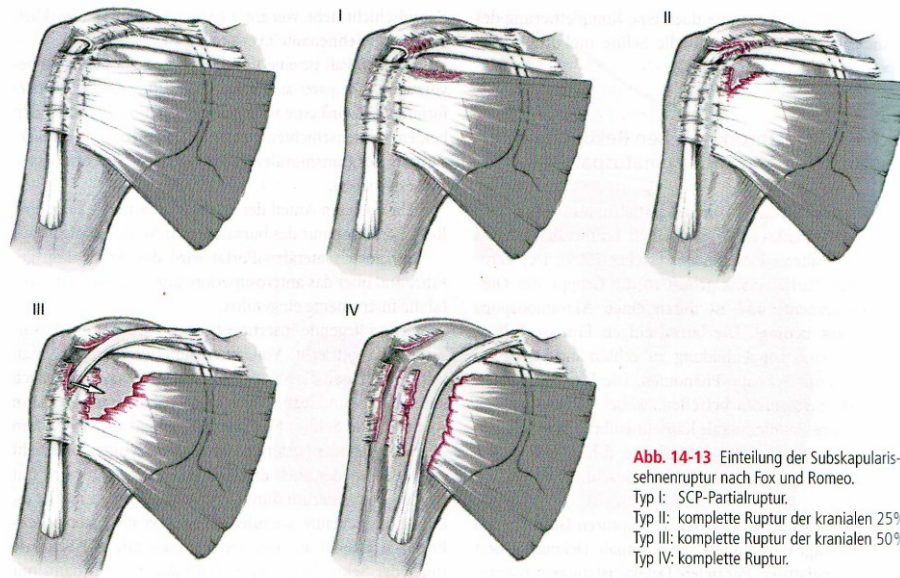


Abb. 6: Schematische Darstellung von Rupturen der Subscapularis-Sehnen, Einteilung nach Fox/Romeo; aus Habermeyer, Schulterchirurgie, 4. Auflage, Elsevier 2010.

1.4 Prinzipien der Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen

Rekonstruktionen der Subscapularis-Sehne können entweder offen oder arthroskopisch erfolgen [18, 22, 29, 34, 42].

Offene Techniken zeigen eine postoperative Verbesserung für die Schulterbeweglichkeit sowie Schmerzreduktion und auch langfristig gute klinische Resultate, wobei hier unterschiedliche Techniken zum Einsatz kommen [4, 7, 34]. Edwards et al. verwendeten Fadenanker, da die früher zur Refixation der Sehne am Humerus verwendeten Metallklammern zu einer erhöhten Migration des rekonstruierten Sehnenansatzes führten [18]. In ihrer Studie kam es zu einer Re-Ruptur der Sehne in 23% der Fälle. Zur Fixierung der Sehne am Tuberculum minus wurden je nach Größe der Ruptur ein oder mehrere Fadenanker verwandt. Auch eine Fixierung über transossäre Nähte, wie sie Maier et al. untersuchten, kann zu guten klinischen Ergebnissen führen [42]. Die Ankerpositionen variierten dabei. Es kristallisierte sich die Verwendung entweder der einreihigen („Single Row: SR“) oder zweireihigen Anordnung („Double Row: DR“) für die Versenkung der Fadenanker im Humerus heraus.

Seit einigen Jahren wird vermehrt versucht, die Sehne arthroskopisch zu fixieren. In der Literatur ist dies mit unterschiedlichen klinischen Ergebnissen angegeben. Ide et al. zeigten, dass bei Patienten mit kombinierten Rupturen der Subscapularis- und Supraspinatus-Sehne und Rekonstruktion beider Sehnen in SR-Technik mit Re-Rupturen in 35% der Fälle zu rechnen ist [29]. Lafosse et al. führten bei siebzehn Patienten mit sowohl traumatischen als auch degenerativen Partial- und Vollrupturen der Subscapularis-Sehne über 29 Monate postoperative Nachuntersuchungen durch und

konnten eine signifikante Verbesserung der Schulterfunktion feststellen. In 2 von 16 Fällen (12,5%) kam es zu Re-Ruptur [34]. Ein biomechanischer Vergleich der initialen mechanischen Belastbarkeit von Subscapularis-Refixationen liegt bis dato nicht vor.

Es existieren dagegen diverse Studien zu den biomechanischen Eigenschaften der verschiedenen Refixationstechniken von Rupturen der Supra- und Infraspinatussehne [33, 39, 43, 57]. So konnte gezeigt werden, dass Rekonstruktionen mittels Fadenanker in DR-Anordnung die der SR-Anordnung in maximaler Ausreißkraft, Elongation und Steifigkeit überlegen sind [33, 39, 43, 57]. Zudem erwies sich der sogenannte „Massive Cuff Stitch“ (Abb.7) in SR-Anordnung in Elongation und Steifigkeit der DR-Fixation ebenbürtig, mit einer jedoch geringeren maximalen Ausreißkraft ($250 \pm 21\text{N}$ „Massive Cuff Stitch“ verglichen mit $287 \pm 24\text{N}$ „DR-Fixation“) [39].

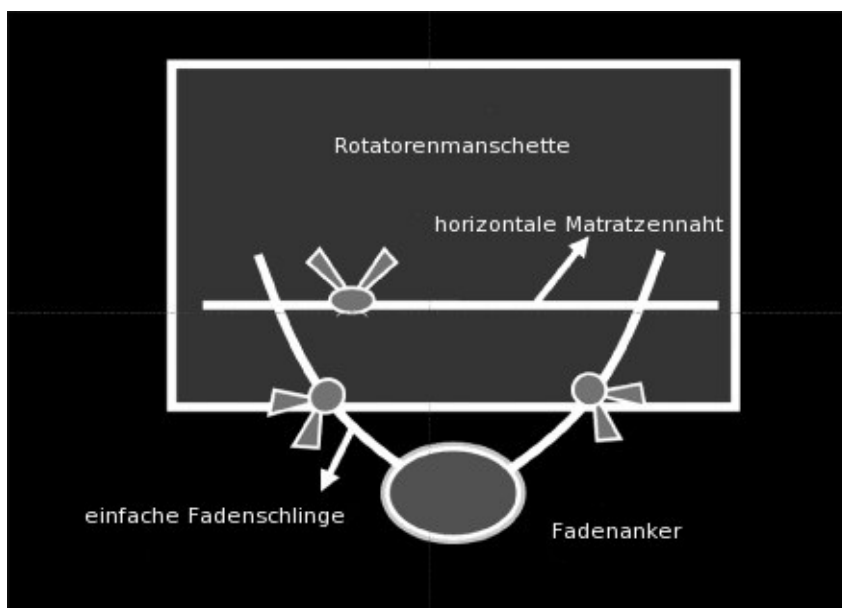


Abb. 7: Schematische Darstellung des „modifizierten Massive Cuff Stitches“ aus Ko SH, Friedman D, Seo DK, Jun HM, Warner JJ. A prospective therapeutic comparison of simple suture repairs to massive cuff stitch repairs for treatment of small- and medium-sized rotator cuff tears. *Arthroscopy*. 2009 Jun;25(6):583-9, 589.e1-4. Epub 2008 Dec 27

Eine Studienserie von Park et al. vergleicht zudem die sogenannte „Suture Bridge Technik“ mit den etablierten SR- und DR-Techniken [48-51]. Die „Suture Bridge Technik“ besteht aus sich überkreuzenden Fadenenden aus einer medialen Reihe Fäden beladener Anker und einer Fixierung über eine laterale Reihe knotenloser Anker, welche die zu adaptierende Sehne einschließt und somit eine größere Kompressionsfläche der Sehne auf den Knochen bietet (Abb. 8).

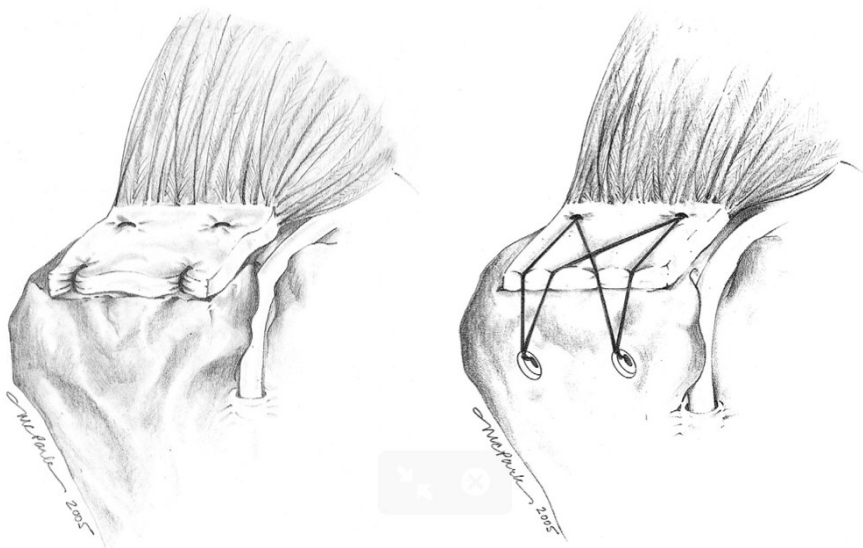


Abb. 8: Vergleich der DR-Technik mit der „Suture Bridge Technik“ in DR-Anordnung; aus Park MC, Elattrache NS, Ahmad CS, Tibone JE (2006) "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. Arthroscopy 22: 1360 e1-5

Die Ergebnisse zeigten eine Überlegenheit der DR-Anker Fixation in „Suture Bridge Technik“ gegenüber der konventionellen DR-Technik und der SR-Technik in allen biomechanischen Eigenschaften. Es konnte zudem eine signifikant bessere Rekonstruktion (77%) der Sehnenauflagefläche am Ansatz belegt werden. Für diesen vergrößerten Sehnen-Knochen-Kontakt konnte eine beschleunigte Anheilung der Sehne an den Knochen nachgewiesen werden [10].

Die oben genannten Studienserien beziehen sich jedoch auf Rupturen der Infra- und Supraspinatus-Sehne.

Unter Berücksichtigung der Größendimension des Ansatzes der Subscapularis-Sehne, bietet die DR-Rekonstruktion in „Suture Bridge Technik“ möglicherweise ein geeignetes Potential für Rekonstruktionen von Rupturen der Subscapularis-Sehne. Insbesondere könnte diese Rekonstruktionstechnik der Größe des Subscapularis-Sehnenansatzes sowie dem Bedarf an erhöhter Steifigkeit und mechanischer Belastbarkeit der Sehne am ehesten genügen. Nach unserem derzeitigen Wissensstand erfolgte noch keine Untersuchung, die die verschiedenen Fadenanker-Techniken bei traumatischen Rupturen der Subscapularis-Sehne vergleicht.

2 Fragestellung und Hypothese

Eine direkte Übertragbarkeit der Ergebnisse von Rupturen der Supraspinatus- bzw. Infraspinatus-Sehne auf Rupturen der Subscapularis-Sehne muss angezweifelt werden. Die speziellen Eigenschaften der Subscapularis-Sehne wie maximale Ausreißkraft, Größe des Ansatzes, anatomische und schließlich funktionelle Unterschiede verdeutlichen dies [15, 16, 57].

Ziel der vorliegenden Studie ist es, unter Berücksichtigung der oben genannten Eigenschaften, die unterschiedlichen Fixationstechniken biomechanisch zu vergleichen. Unsere Fragestellung beschäftigt sich damit, inwiefern die DR-Anker Fixation in „Suture Bridge Technik“ [47] der SR-Anker Rekonstruktion bei kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne in maximaler Ausreißkraft und Elongation bei Versagen sowie Steifigkeit überlegen ist. Unsere Hypothese ist, dass die DR-Rekonstruktionen eine höhere maximale Ausreißkraft, höhere Steifigkeit und weniger Elongation bietet.

3 Material und Methoden

3.1 Vorbereitung der Schulterpräparate

Für die Studie wurden 20 Schulterpräparate von Körperspendern ohne radiologischen Nachweis von Frakturen, Omarthrose oder einer Defektarthropathie ausgewählt.

Das durchschnittliche Alter der Schultern betrug 65,4 Jahre (52-78 Jahre). Die Schulterpräparate stammten von zwölf weiblichen und acht männlichen Spendern.

Für die biomechanischen Tests wurden vor Präparation alle Schultern einer Knochendichtemessung (QDR 4500W Dexascan, Bedford, MA, USA) unterzogen, um die Knochendichte (BMD) des Tuberculum minus zu bestimmen.

Die tiefgefrorenen Präparate wurden über Nacht aufgetaut und am Folgetag präpariert. Dabei wurden alle Muskeln ausschließlich des M. Subscapularis von ihrem Ansatz am Humerus abgetrennt. Es wurde darauf geachtet, dass die Gelenkkapsel im Bereich des M. Subscapularis intakt blieb.

Im nächsten Schritt wurde der Muskelbauch des M. Subscapularis von der Skapula angehoben und 2cm medial des muskulo-tendinösen Übergangs abgetrennt (Abb. 9). Des Weiteren wurde eine makroskopische Begutachtung der Sehne vorgenommen, um eventuelle Partialläsionen auszuschließen. Die Sehne wurde im Verlauf der Präparation kontinuierlich mit 0,9% NaCl- Lösung feucht gehalten, um einer Dehydrierung des Gewebes vorzubeugen.

Vor Beginn des Testprotokolls nahmen wir zudem eine Messung des Sehnenansatzes mit einer Schieblehre vor.



Abb. 9: Präparierter humeraler Ansatz des M. Subscapularis. Der Muskelbauch wurde 2cm distal des Sehnen-Muskelübergangs abgetrennt. Die Ansatzstelle mit Anteilen der Gelenkkapsel ist intakt. Der Blick ist frei auf das Tuberculum minus. Der Sehnenansatz kann einwandfrei identifiziert werden, eventuelle Teilläsionen können ausgeschlossen werden.

3.2 Aufbau der Testvorrichtung

Zur Vorbereitung des Präparats auf die biomechanischen Versuche wurde eine horizontale Osteomie 10cm distal des Humeruskopfes durchgeführt und anschließend das distale Humerusende mit zwei Komponenten polyurethanem Kunstharz (UREOL FC 53, Vantico GmbH, Wehr, Deutschland) in einem Messzylinder fixiert. Nach Aushärtung wurden zwei rostfreie Stahldrähte im Abstand von 5cm durch den fixierten Humerus geschraubt, um eine Rotation um die eigene Achse zu verhindern.

Die so präparierten Humeri wurden in einer speziell dafür konstruierten Vorrichtung in der Materialprüfmaschine ZWICK/ROELL Z005 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) befestigt, die den uniaxialen, horizontalen Muskelzug simulieren sollte. Die Fixierung am Testapparat erfolgte in neutraler Position und 0° Abduktion zur Simulation der physiologischen Zugrichtung. Zur Fixierung wurden Kryo-Klemmen benutzt, an die der Muskelbauch des M. Subscapularis über eine Kompressionsplatte befestigt wurde (Abb. 10). Nach Fixierung und Gefrieren des Muskelbauches wurde sofort mit dem Testprotokoll begonnen.



Abb. 10: Fixierung des Muskelbauchs an der Kryo-Klemme. Die Position ist in physiologischer Zugrichtung ausgerichtet (0° Abduktion in neutraler Position). Angebrachte rostfreie 5mm Stahldrähte verhindern eine Rotation des Humerus.

3.3 Versuchsprotokoll

Im ersten Teil der Testverfahren wurden die nativen Subscapularis-Sehnen auf Steifigkeit und maximale axiale Ausreißkraft untersucht. Die Vorlast betrug 0N, die Distraktionsgeschwindigkeit 50mm/min. Der Versagensmodus wurde dokumentiert und die Präparate entsprechend dieses Kriteriums Gruppen zugeordnet (ossärer Ausriss, tendinöse Ruptur, Avulsion der Sehne vom Ansatz). Schultern, bei denen es zu einem ossären Ausriss kam (n=3), wurden aus dem weiteren Verlauf des Testprotokolls ausgeschlossen und nicht mehr in die weitere Dokumentation aufgenommen, da hier eine suffiziente Fadenankerplatzierung im frakurierten Humerus nicht gewährleistet werden konnte.

Die verbliebenen Schulterpräparate wurden randomisiert in zwei Gruppen eingeteilt: In der ersten Gruppe wurde die SR-Technik mit zwei metallischen 5,5mm Corkscrew Fadenanker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) angewandt. In der zweiten Gruppe wurde die DR-Technik ebenfalls mit zwei metallischen 5,5mm Corkscrew Fadenanker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) für die mediale Ankerreihe sowie zwei knotenlose 4,5mm Bio-Push Lock Anker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) für die laterale Ankerreihe verwandt. Die Rekonstruktion der rupturierten Sehne an den Knochen in der jeweiligen Technik wurde von einem Operateur durchgeführt.

3.4 Operationstechniken

Beide Rekonstruktionen wurden über einen offenen Zugang durchgeführt, wobei die Knoten-Adaptation analog arthroskopischer Techniken angewendet und entsprechende Instrumente verwendet wurden (Abb. 12). Die Ankerplatzierung erfolgte bei der SR-Technik direkt medial des Sulcus bicipitalis. Der vertikale Abstand der Anker betrug 15-18mm, je nach Ausmaß des anatomischen Ansatzes am Tuberculum minus. Gleiche Positionen wurden bei der DR-Technik für die laterale Ankerreihe verwendet. Die mediale Ankerreihe der DR-Fixation wurden unmittelbar lateral der Knorpel-Knochen Grenze, etwa 10-12mm medial der lateralen Anker-Positionen platziert (Abb. 11).

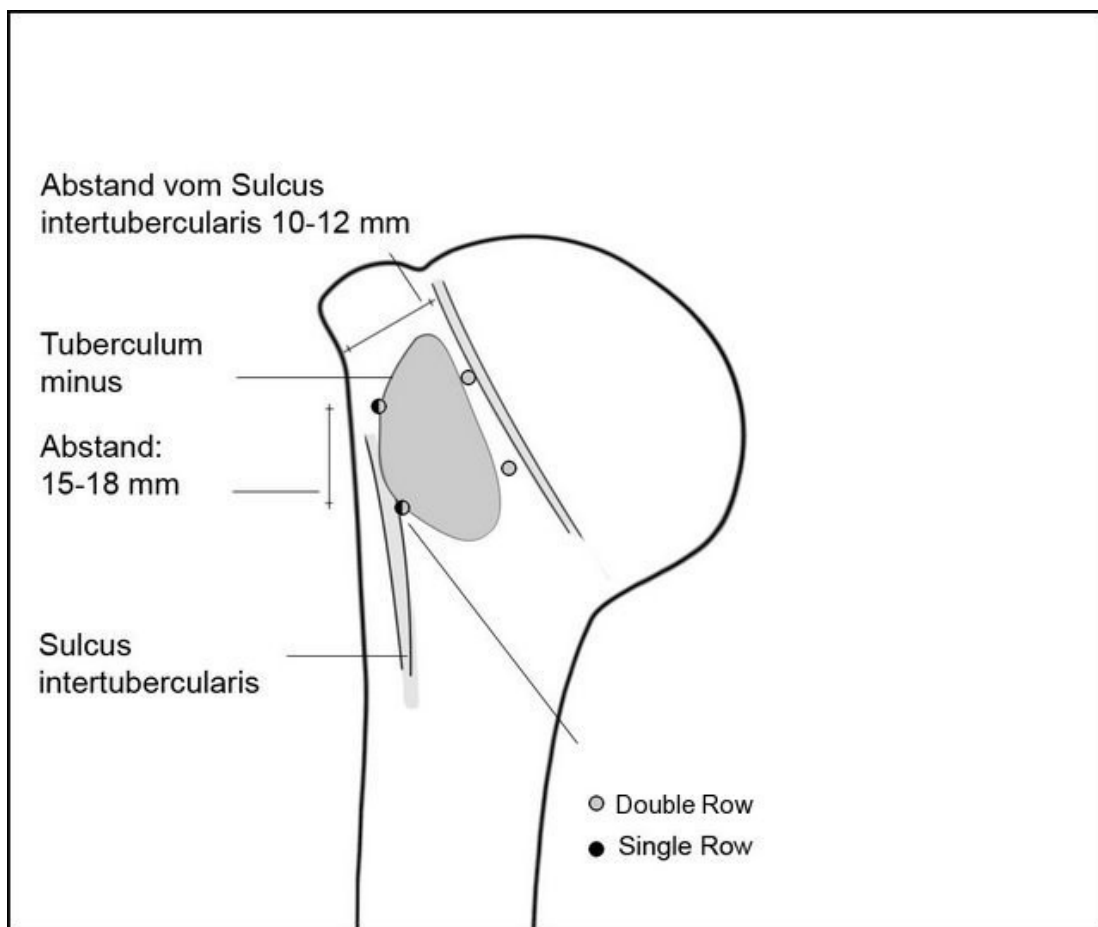


Abb. 11: Ankerpositionen für die SR- und DR-Technik („Suture Bridge Technik“).



Abb. 12: Verwendete Metall-Fadenanker: von links: metallischer 5,5mm Corkscrew Fadenanker, Firma Arthrex, Karlsfeld, Deutschland (zweimal); 4,5mm knotenlose resorbierbare Bio-Push Lock Fadenanker der Firma Arthrex, Karlsfeld, Deutschland (zweimal); 4,5mm Hand-Vorbohrer stumpf der Firma Arthrex, Karlsfeld, Deutschland.

3.4.1 Single Row

Zwei 5,5mm FT Corkscrew Fadenanker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) wurden mit zwei Nr. 2 Fiberwire Nähten armiert. Die Fadenanker wurden direkt medial des Sulcus bicipitalis am Tuberculum minus des Humerus im 45° Winkel eingeschraubt. Zur Befestigung der Fäden an die Sehne wurden große Sehnennadeln benutzt. Als Nahttechnik wurde eine modifizierte Mason-Allen Naht verwandt, die eine Kombination aus einer horizontalen Matratzen- und einer vertikalen Einzelknopfnahnt darstellt. Die Nähte wurden in einer Distanz von 10mm vom Sehnenrand und im Abstand von 15-18mm voneinander entfernt platziert. Das Knoten erfolgte in chirurgischer Knotentechnik, wobei die ersten beiden Halbschläge in gleicher Richtung durchgeführt wurden. Danach wurde der Knoten mit zwei Halbschlägen in wechselnder Richtung geblockt. Insgesamt wurden sechs Halbschläge zur Fixation gesetzt (Abb. 13 und 14).

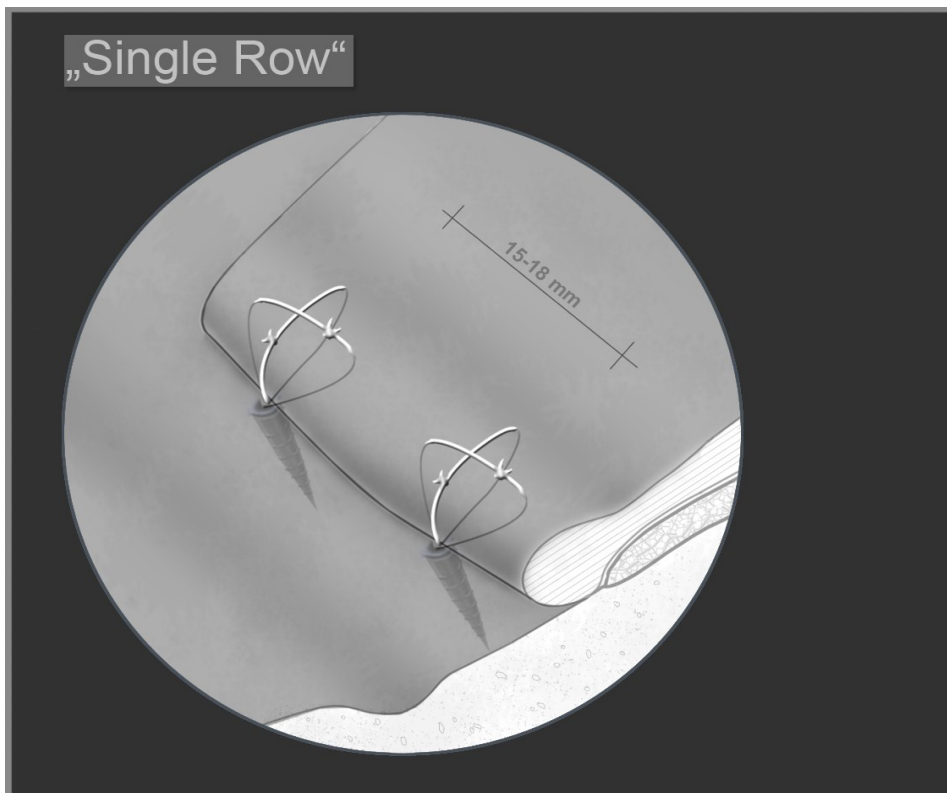


Abb. 13: Schematische Darstellung der Mason-Allen-Naht bei der SR-Fixation.

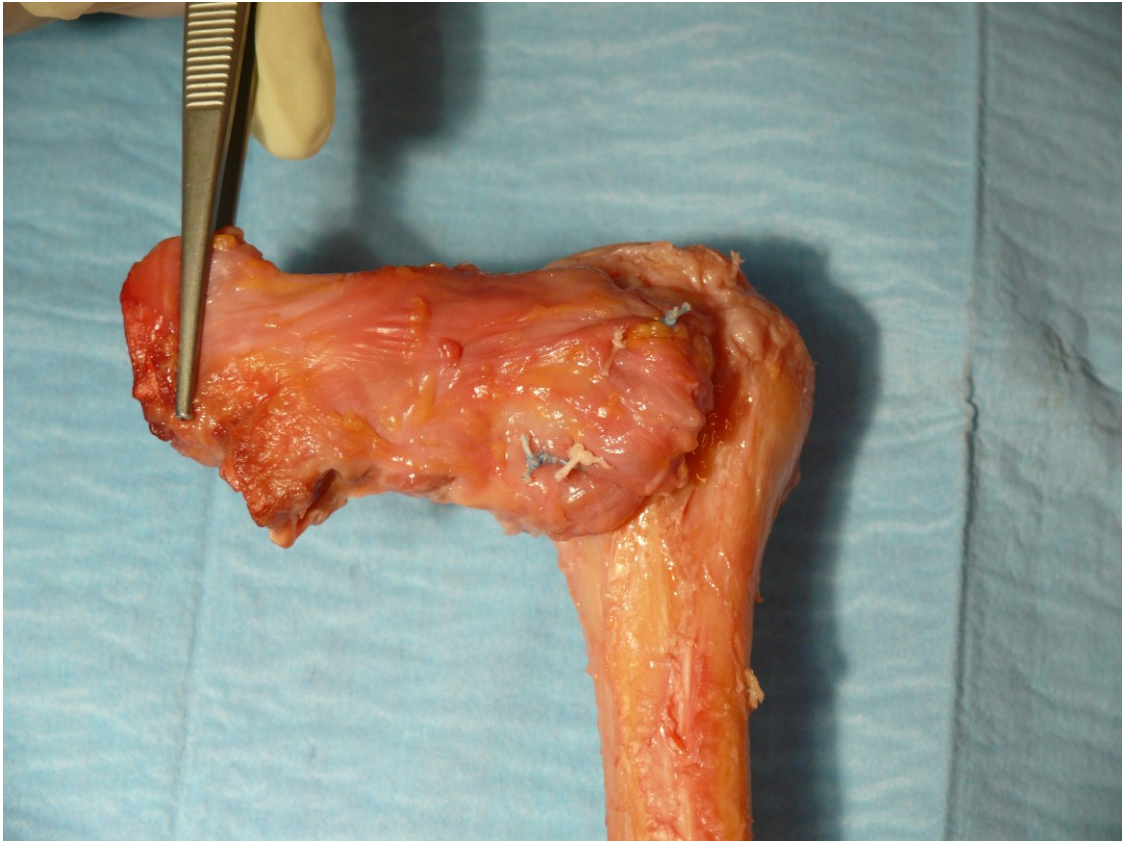


Abb. 14: SR-Rekonstruktion in vivo. Zwei 5,5mm starke Corkscrew FT Fadenanker wurden für die Fixation direkt medial des Sulcus bicipitalis platziert und mit einer modifizierten Mason-Allen Naht an der Sehne fixiert.

3.4.2 Double Row

Bei der DR-Technik benutzen wir zwei 5,5mm starke Corkscrew FT Fadenanker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) die ebenfalls im 45° Winkel 10-12mm medial des Sulcus bicipitalis, direkt lateral der Knorpel-Knochen Grenze gesetzt wurden. Die Subscapularis-Sehne wurde mit dieser medialen Ankerreihe über horizontale Matratzen-Nähte gesichert (Abb. 15 und 16). Der Abstand zwischen beiden Matratzen-Nähten betrug 15mm, um ausreichend großes Sehnenvolumen zu erfassen.

Für die lateralen Anker wurden knotenlose resorbierbare 4,5mm Bio-Push Lock Fadenanker (Arthrex, Karlsfeld, Deutschland) benutzt. Die Vorbohrungen für die

beiden lateralen Anker wurden direkt medial an den Sulcus bicipitalis im 45° Winkel gesetzt. Danach wurden von jedem medialen Anker jeweils ein einzelner Faden durch die Nadelöhre der Bio-Push Lock Anker geführt und im Knochen verankert. Durch diese Technik kommt es zu einer X-Konfiguration der Nähte zwischen der medialen und lateralen Ankerreihe. Die lateralen Anker wurden unter Zug an den Fadenschenkeln in die Bohrlöcher der lateralen Reihe mit einem Hammer eingebracht und somit im Knochen fixiert.

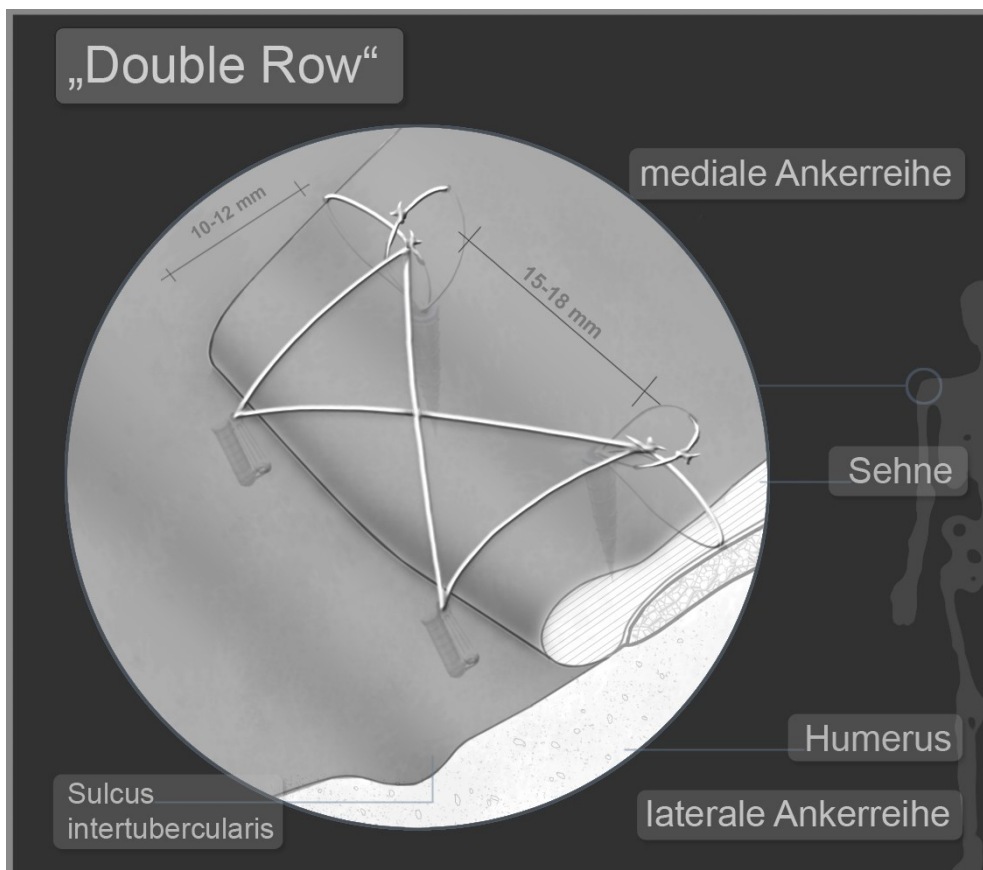


Abb. 15: schematische Darstellung der DR-Rekonstruktion

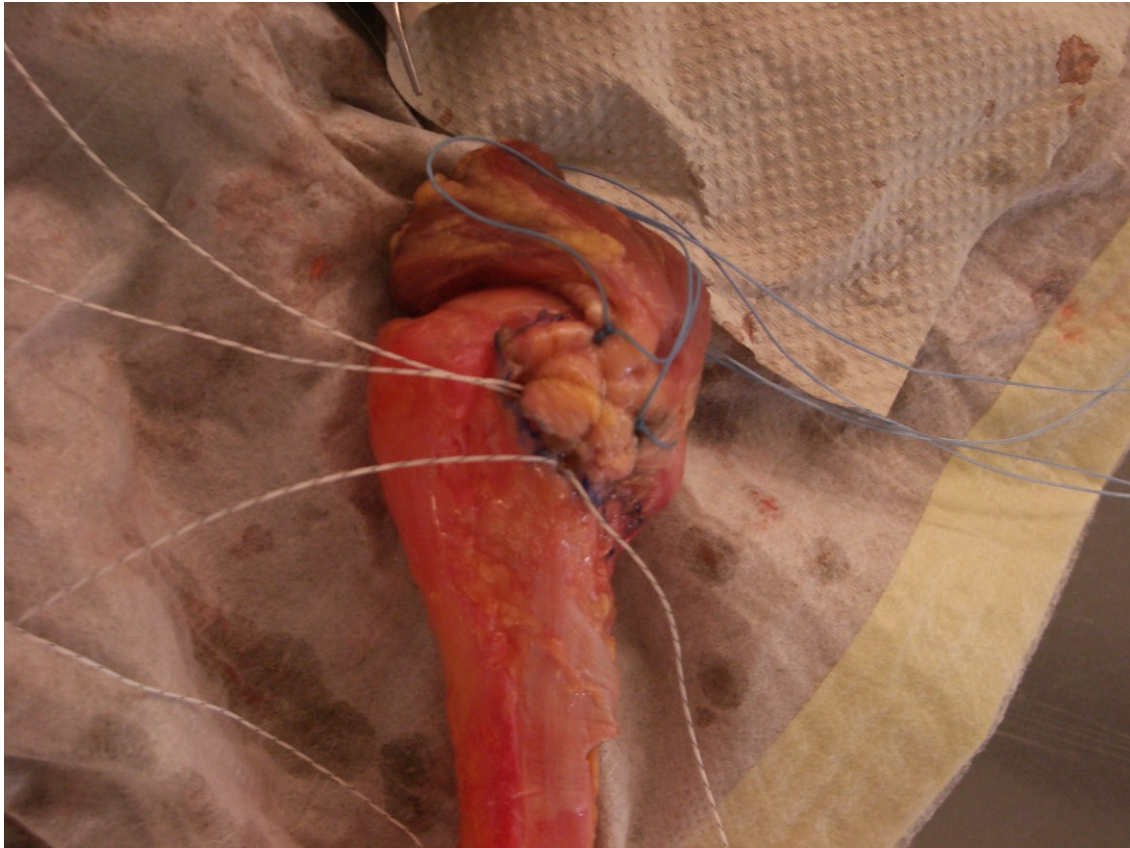


Abb. 16: DR-Rekonstruktion in vivo.

3.5 Biomechanische Testung der Fixationsmethoden

Nach Rekonstruktion in der jeweiligen Technik konnte das Testprotokoll gestartet werden. Das Protokoll enthielt eine Vorlast von 10N und wurde als zyklischer Test durchgeführt. Vor Beginn des eigentlichen zyklischen Teils wurden 10 Vorzyklen mit einer Last von 0-10N durchgeführt, um die Sehne auf Vorlast zu bringen und das Kriechdehnungsphänomen zu vermeiden. Im zyklischen Teil wurden 50 Zyklen von 10-50N durchgeführt, entsprechend einer Rehabilitationssituation, in der wenigstens 5%

der maximalen Kraft aufgewendet wird. Die *Elongation* im zyklischen Teil wurde als Längendifferenz zwischen erstem und letztem Zyklus definiert. Direkt im Anschluss an den letzten Zyklus wurden die Rekonstruktionen zum Versagen gebracht. Die Geschwindigkeit der Elongation betrug hierbei 1mm/s mit einer Vorlast von 10N. Die Kraft-Dehnungs-Kurven wurden aufgezeichnet (Abb. 17).

Folgende Parameter der Versuchsprotokolle wurden aufgezeichnet: *Kraft-Dehnungs-Kurve*, *Steifigkeit*, *maximale Kraft* und *Elongation bei Versagen*. Die Steifigkeit der Sehne wurde anhand der linearen Steigung in der Kraft-Dehnungs-Kurve berechnet, wobei der Korrelations-Koeffizient (R^2) größer als 0.975 sein musste.

Die *ultimate load* wurde als maximale Kraft am höchsten Punkt der Kraft-Dehnungs-Kurven der Rekonstruktionen definiert. Es wurde ebenfalls die *Art des Versagens* bei jedem Versuch festgehalten.

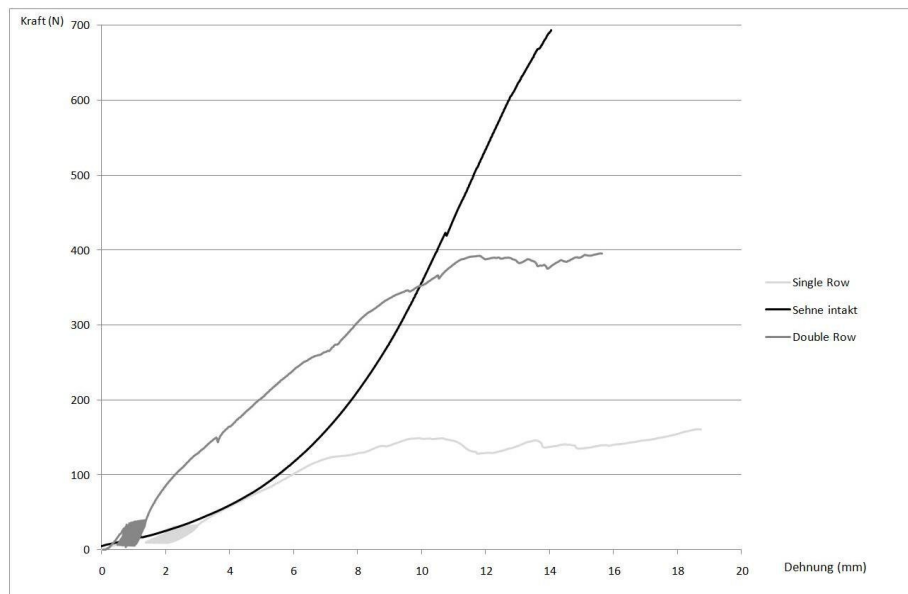


Abb. 17: Charakteristische Darstellung der Kraft-Dehnungskurven der intakten Sehne im Vergleich zu den beiden Rekonstruktionstechniken während zyklischer Dehnung (50 Zyklen 10-50N) und der anschließenden Testung der maximalen Ausreißkraft.

3.6 Statistische Methoden

Jede Rekonstruktion wurde an nur einer Schulter eines Körperspenders durchgeführt. Die Seite der Schulter sowie die angewendete Technik (DR oder SR) wurden randomisiert. Kofaktoren, die das Ergebnis eventuell beeinflussen konnten, wie z.B. Alter der Körperspender, Knochendichte des Tuberculum minus und Maße der Subscapularis-Sehne wurden auf die Gruppen gepaart. Die Knochendichte und die Größendimension der Sehne (Breite, Dicke) zeigten keinen signifikanten Unterschied der Körperspender. Eine Testung auf Varianzgleichheit wurde durchgeführt und mögliche Unterschiede zwischen den Gruppen mittels ANOVA bestimmt.

Hierfür wurde der T-Test für nicht gepaarte Stichproben verwandt. Es wurde ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ angesetzt. Mit 20 Präparaten wurde für die Studienergebnisse eine *statistische Power* von 80% kalkuliert.

4 Ergebnisse

Die native Subscapularis-Sehne zeigte eine mittlere Steifigkeit von 115N (1. Gruppe: 117,6±18,1 N, 2. Gruppe: 112,6±14,1 N) sowie eine maximale Ausreißkraft bei Versagen von 720N (1. Gruppe: 689±142 N, 2. Gruppe: 750±177 N). Die mittlere Dehnung der intakten Sehne bei Versagen betrug 13,9mm (1. Gruppe: 13,7±3,0mm, 2. Gruppe: 14,2±5,6mm). In 13 Fällen (65%), und damit als häufigste Versagensart, wurde eine Avulsion der Sehne am humeralen Ansatz beobachtet. In 4 Fällen (20%) kam es zu einer intratendinösen Ruptur im mittleren Bereich der Sehne. In 3 von 20 Fällen (15%) wurde eine Ausrissfraktur des Tuberculum minus beobachtet (Tabelle 1). Alle Schultern, bei denen es zu einer Ausrissfraktur des Tuberculum minus gekommen war, wurden aus dem Testprotokoll ausgeschlossen. In diesen Fällen wäre eine vergleichbare Fixation der Fadenanker im kompromittierten Knochenbett nicht zu gewährleisten gewesen.

Tab. 1: Versagensmodus der nativen Sehne und den verschiedenen Rekonstruktionen der Subscapularis-Sehne

	Intakte Sehne	Single-Row Rekonstruktion	Double-Row Rekonstruktion
Versagensmodus	Avulsion des humeralen Sehnenansatzes N = 13	Ruptur der Naht N = 7	Ruptur der Naht N = 8 (beginnend an der medialen Ankerreihe)
	Intratendinöse Ruptur im mittlere Teil der Sehne N = 4	Ausrissfraktur des Tuberculum minus N = 1	
	Ausrissfraktur des Tuberculum minus N = 3		

Zusammenfassend konnten weder die DR-Technik noch die SR-Technik die biomechanischen Eigenschaften der nativen Sehne wiederherstellen.

Die DR-Technik erreichte 332 ± 39 N als maximale Ausreißkraft bei Versagen. Dieser Wert entsprach 48% der maximalen Ausreißkraft der nativen Sehne. Die SR-Technik konnte nur 32% der maximalen Ausreißkraft der nativen Sehne wiederherstellen, was 244 ± 40 N entsprach (Abb. 18).

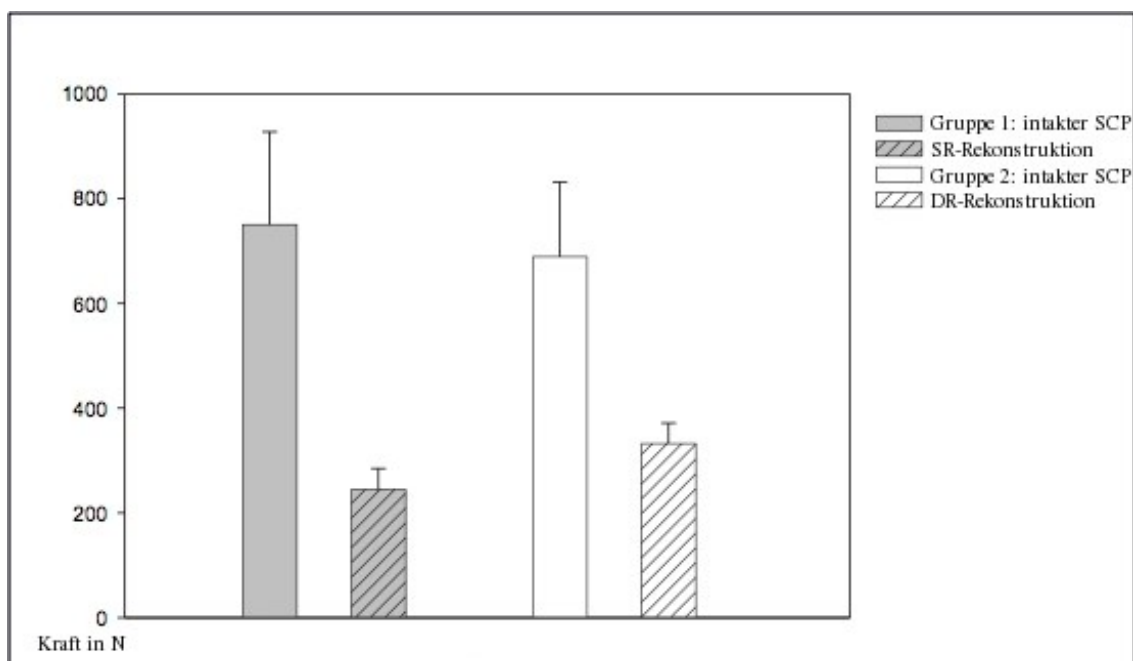


Abb. 18: Darstellung der maximalen Ausreißkraft von intakter Subscapularis-Sehne, SR-Technik und DR-Technik.

Die Ergebnisse der Steifigkeit zeigten ein ähnliches Bild: So erreichte die DR-Technik signifikant ($p=0,0001$) bessere Ergebnisse als die SR-Technik. Die DR-Technik konnte 72% der Steifigkeit der nativen Sehne wiederherstellen (80.9 ± 12 N/mm), die SR-Technik nur 47% (55.4 ± 8 N/mm) (Abb. 19).

Beide Techniken zeigten im uniaxialen Ausreißversuch bei maximaler Belastung eine signifikant höhere Elongation als im Nativ-Versuch. So wurde mit der DR-Technik eine

Dehnung von $17.4 \pm 5.8 \text{ mm}$, mit der SR-Technik eine Dehnung von $22.6 \pm 6.3 \text{ mm}$ erreicht. Beide Techniken liegen hinter den Werten der nativen Sehne, die beim Versagen gemessen wurde (1. Gruppe: $13.7 \pm 3.0 \text{ mm}$, 2. Gruppe: $14.2 \pm 5.6 \text{ mm}$).

Bei Vergleich der zyklischen Dehnung am Beginn des Versuchsprotokolls beider Rekonstruktionen ist die DR-Technik ($1.2 \pm 0.3 \text{ mm}$) der SR-Technik ($1.7 \pm 0.5 \text{ mm}$) ebenfalls signifikant ($p=0,0034$) überlegen (Abb. 20).

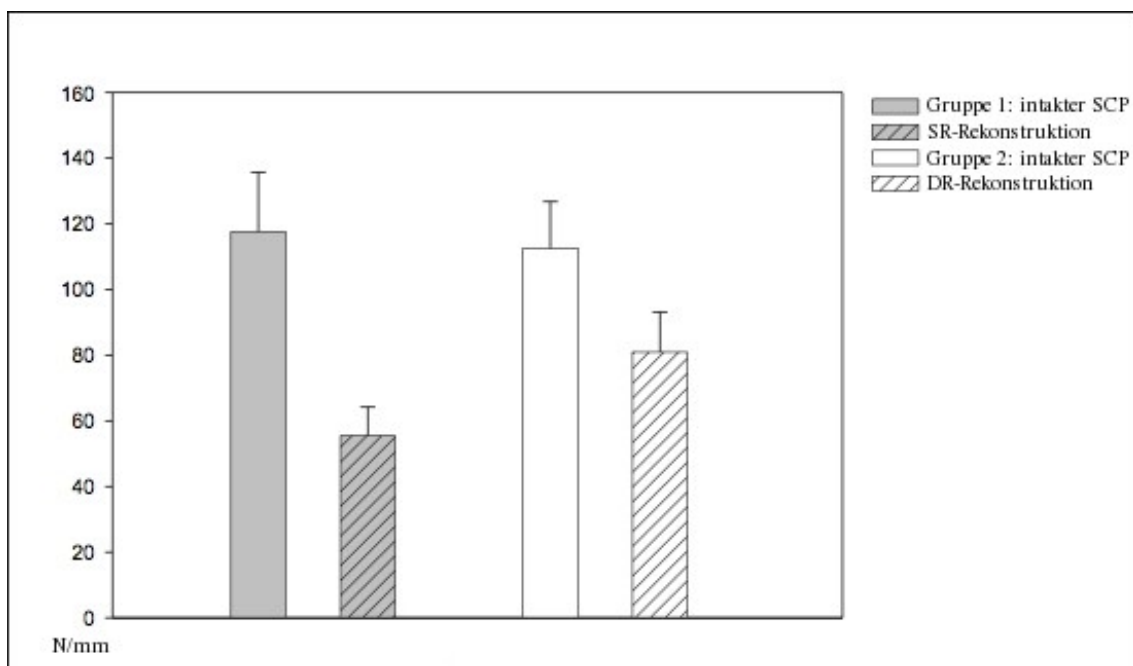


Abb. 19: Steifigkeit (N/mm) im Vergleich der verschiedenen Gruppen

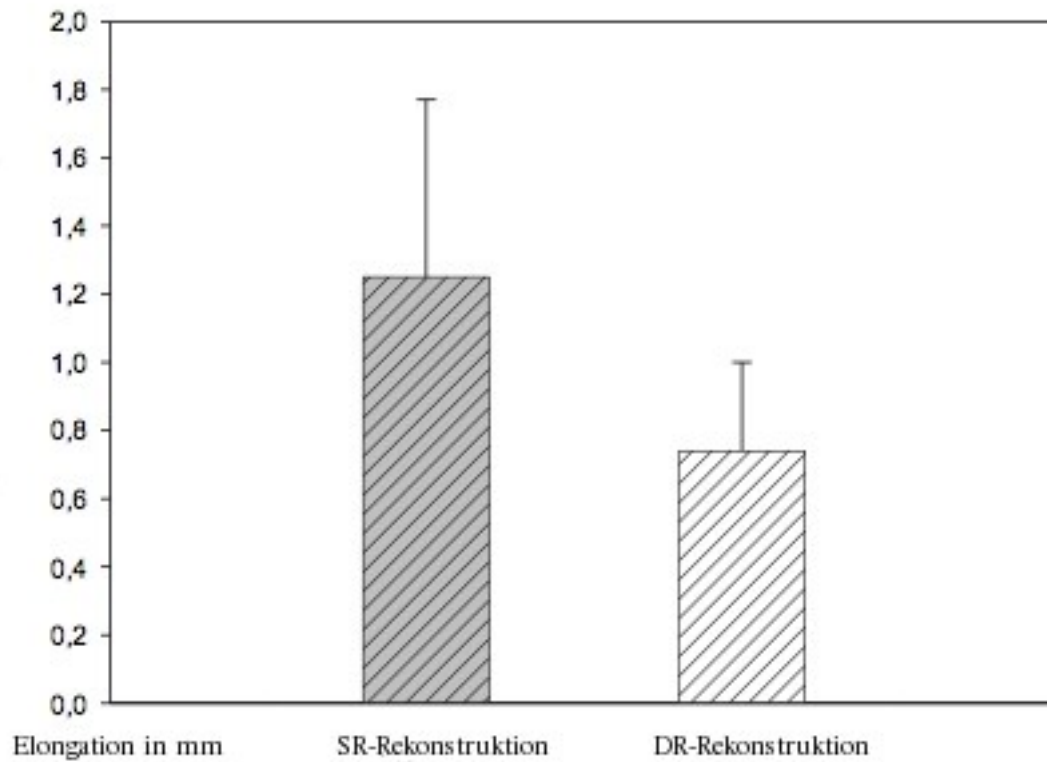


Abb. 20: Elongation (in mm) im zyklischen Teil des Versuchsprotokolls.

5 Diskussion

Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen unsere eingangs aufgestellte Hypothese, dass die DR-Rekonstruktion in „Suture Bridge Technik“ bei kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne in den biomechanischen Eigenschaften maximale Ausreißkraft, Elongation bei Versagen und Steifigkeit der Rekonstruktion in SR-Technik überlegen ist.

Die DR-Technik erzielte eine signifikant (36%) höhere maximale Ausreißkraft (332N) verglichen mit der SR-Technik (244N). Die erreichten Werte entsprechen 48% bzw. 32% der maximalen Ausreißkraft der nativen Sehne.

Die DR-Rekonstruktion zeigte eine ebenfalls signifikant höhere Steifigkeit verglichen zur SR-Rekonstruktion (DR: 81N/mm; SR: 55N/mm). Dabei konnte die Rekonstruktion in DR-Technik 72% der Steifigkeit der nativen Sehne erreichen.

Die Elongation der Sehne während des Testprotokolls war bei der Rekonstruktion in DR-Technik aufgrund der geringeren Elastizität ebenfalls weniger stark ausgeprägt als bei der SR-Technik (1.2mm verglichen mit 1.7mm). Als Elongation verstanden wir die Migration des refixierten Sehnenstumpfes am knöchernen Ansatz, ein „Durchschneiden der Fäden durch die Sehne“ sowie die intrinsische Elongation der Sehne.

Die erhöhte maximale Ausreißkraft der DR-Technik könnte klinisch relevant sein, da in biomechanischen Modellen eine durchschnittliche Kraftentwicklung des M. Subscapularis von bis zu 283N während Ab- und Adduktionsbewegungen des unbelasteten Armes gemessen werden konnte [28]. So wurde bereits für die Durchführung des Belly-Press-Tests mit einer Kraftausübung von 20N eine

Kraftentwicklung des M. Subscapularis von 200N berechnet. Auch die alltäglich auf den M. Subscapularis einwirkenden Kräfte von durchschnittlich 280N scheint entsprechend unserer Ergebnisse sicherer mit einer DR-Fixation zu erreichen sein. Die Differenz zwischen beiden Techniken kann daher in geringeren Fällen von Re-Rupturen resultieren. Ein klinischer Beleg für diese These existiert allerdings bis heute nicht.

Nur wenige Studien haben die biomechanischen Eigenschaften speziell von Rekonstruktionen der Subscapularis-Sehne untersucht. Dabei konzentrierten sich die Autoren ausschließlich auf die Refixation der Sehne nach Tenotomie derselben, wie sie im Rahmen von Schulterendoprothesenimplantationen durchgeführt wird [1, 34].

Bezüglich der in unserer Studie ermittelten geringeren Elongation können ebenfalls Parallelen zu vorherigen Studien gezogen werden. Die Elongation ist ähnlich der in einer biomechanischen Studie von DR-Rekonstruktionen am Modell der Supraspinatus-Sehne (1,3mm) [39]. Das 50%ige Versagen einer Rekonstruktion wird mit einer Elongation von >5mm angegeben [8]. Beide Rekonstruktionen in unserer Studie blieben stets unter diesem Wert und erfüllen damit die Voraussetzung für postoperative Rehabilitationsprotokolle mit sukzessiver Belastungssteigerung.

Park et al. ermittelten ebenfalls eine biomechanische Überlegenheit der DR-Rekonstruktion in „Suture Bridge Technik“ gegenüber der SR-Technik in maximaler Ausreißkraft und Steifigkeit bei der Rekonstruktion von Rupturen der Supraspinatus-Sehne und sind mit unseren Ergebnissen für die Subscapularis-Sehne zu vergleichen [51].

In der Literatur werden momentan einige verschiedene Rekonstruktionsmöglichkeiten für die Subscapularis-Sehne diskutiert. Van den Berghe et al. hat zum Beispiel drei verschiedene Rekonstruktionen miteinander verglichen [64]. In der Kadaver-Studie wurden nach scharfer Abtrennung der Subscapularis-Sehne vom Tuberculum minus bzw. der Kapsel vier Nr. 2 Fiberwire Nähte zur Fixierung der defekten Sehne entweder a) als Sehne zu Sehne b) über Bohr-Kanäle in das Tuberculum minus als Sehne zu Knochen und c) nach Osteotomie des Tuberculum minus über transossäre Nähte als Knochen zu Knochen refixiert.

Bei allen Rekonstruktionen wurde eine einfache Matratzen-Naht verwendet.

Im Vergleich dieser drei Methoden erscheint nur die Rekonstruktion von Sehne zum Knochen den biomechanischen Ansprüchen für eine Rekonstruktion nach traumatischen Rupturen der Subscapularis-Sehnen zu genügen. Bei näherer Analyse der Daten fällt auf, dass 67% der Rekonstruktionen in transossärer Naht Technik schon bei einer Belastung von 150N versagten [64].

Ahmad et al. vergleichen in einer weiteren biomechanischen Arbeit Subscapularis-Rekonstruktionen durch einen „transossären Tunnel“ mit einer kombinierten Methode aus direkten Sehnen- und transossären Tunnelnähten, in der je vier Mason-Allen Nähte verwendet wurden [1]. Dabei zeigte sich die kombinierte Technik der transossären Tunnelnaht biomechanisch durch eine geringere Elongation im zyklischen Teil des Belastungsprotokolls überlegen. Bei beiden Techniken wurde als Versagensmodus eine Avulsion der Sehne zuerst im superioren Teil beobachtet [64].

Die maximalen Belastungen beider Techniken unterschieden sich jedoch nicht signifikant voneinander (279N transossäre Tunnelnaht verglichen mit 448N kombinierte Technik) und sind auch nicht mit den Ergebnissen (244N SR-Technik verglichen mit

332N DR-Technik) unserer Studie zu vergleichen. Hauptsächlich ist dies dadurch zu begründen, dass die Sehnen in der beschriebenen Studie manuell scharf vom Humerus abgetrennt wurden und nicht - wie in unserer Studie - ein traumatischer Ausriss durch uniaxialen Zug simuliert wurde.

Ein weiteres wichtiges Ergebnis der Studie von Ahmad et al. ist die nur zu 32% wiederhergestellte Fläche des nativen Ansatzes der Sehne [1]. Ahmad et al. beobachteten eine Migration des rekonstruierten Sehnenansatzes um 9,1mm in medialer Richtung und um 5,5mm in superiorer Richtung. In Kenntnis dieser Ergebnisse stellen sich einige Anforderungen an eine adäquate Fixation der Subscapularis-Sehne. So sollte nicht nur nach einer stärkeren Sehnen-Knochen Fixierung [1, 64], sondern auch nach einer stabileren und größeren Rekonstruktion des Ansatzes der Sehne gesucht werden [1].

In der vorliegenden Studie versuchten wir, diese Aspekte zu berücksichtigen und verglichen die Fixationen der Sehne an den Knochen mit Fadenanker in den oben beschriebenen zwei unterschiedlichen Rekonstruktionsmethoden.

Eine biomechanische Evaluation von Rotatorenmanschetten-Refixationstechniken wurde in der Literatur meist am Model der Supraspinatus-Sehne umgesetzt [13, 48]. Ein Transfer der hierbei etablierten DR-Technik auf die Rekonstruktion der Subscapularis-Sehne wurde bis jetzt nicht beschrieben.

Bei der DR-Rekonstruktion in „Suture Bridge Technik“ dient die laterale Ankerreihe als Fixierungspunkt für die medialen Fadenschenkel, die über eine Intefferenzschraube oder knotenlose Fadenanker im Knochen fixiert sind. Diese Technik besitzt unserer Meinung nach einige Vorteile gegenüber einer konventionellen DR-Anordnung. Erstens besitzt sie eine für die Supraspinatus-Sehne signifikant höhere maximale Ausreißkraft

(443N) verglichen mit der konventionellen DR-Rekonstruktion (299N) [50]. Zweitens wurde gezeigt, dass diese Technik im Gegensatz zur konventionellen DR-Anordnung einen verbesserten und großflächigeren Kontakt der Sehne zum Knochen herstellt [49]. Dies scheint insbesondere für die M. Subscapularis-Sehne relevant, da diese die größte humerale Ansatzfläche aller Rotatorenmanschettemuskeln besitzt. In Studien am Modell des vorderen Kreuzbandes konnte gezeigt werden, dass die Kompression des Ansatzes mit entsprechendem Druck an den Knochen für die biologische Einheilung des Sehnenansatzes von entscheidender Bedeutung ist [65]. Ein weiterer Vorteil dieser Technik ist der x-förmige und rahmenartige Verlauf der Nähte auf der Sehne, wodurch eine zusätzliche Stabilität der Sehne erreicht wird. Zudem wird für diese Technik ein sogenannter „low profile repair“ beschrieben, da die medialen Knoten der Matratzennähte mit der Sehne im Knochen versenkt werden [48]. Die besonders flache Anordnung der Rekonstruktion kann somit ein potentiell Impingement im subcoracoidalen Raum verhindern [36]. Da ein signifikanter Zusammenhang zwischen einem engen coracohumeralen Raum und Rotatorenmanschetten-Rupturen beschrieben wurde, bietet sich besonders diese „low profile repair“ Technik für Rekonstruktionen bei Rupturen von Subscapularis-Sehnen an [54].

Im Gegensatz zu den Ergebnissen aus unserer Untersuchung steht die Studie von Lorbach et al [38]. Diese ermittelten beim biomechanischen Vergleich von SR- zu DR-Technik eine höhere maximale Ausreißkraft für die SR-Technik bei Rekonstruktionen von Rupturen der Infraspinatus-Sehne vom Schwein ($256 \pm 73\text{N}$ verglichen mit $163 \pm 59\text{N}$). Er verwendete doppelte Corkscrew-Anker und eine modifizierte Mason-Allen Naht für die SR-Rekonstruktion [38]. In einer ähnlichen Studie von Nelson et al.

wurde ein vergleichbares Ergebnis erreicht [43]. Dabei wurde eine SR-Technik mit modifizierten Mason-Allen Nähten mit einer DR-Technik verglichen. Jedoch beinhaltete die DR-Rekonstruktion nur einen lateralen Anker mit doppelten Fäden und zwei einfachen Nähten sowie zwei mediale Anker unter Durchführung jeweils einer Matratzennaht. Die modifizierte Mason-Allen Naht wurde nur in der SR-Technik verwendet, was biomechanisch ein Ersatz für die laterale Ankerreihe darstellen könnte.

Im Hinblick auf unsere Ergebnisse können möglicherweise zwei Faktoren die Überlegenheit der DR-Technik erklären: Im Gegensatz zu der von Lorbach et al. verwendeten „Suture Bridge Technik“ (zwei einfache Matratzennähte für die mediale Ankerreihe), verwendeten wir eine modifizierte Mason-Allen Naht, bei welcher jeweils beide Fäden der medialen Anker nochmals miteinander verknotet wurden. Die Nahttechnik in dieser Form zeichnet sich durch eine dreimal höhere maximale Ausreißkraft als eine einfache Matratzen-Naht aus (233N verglichen mit 77N) [39].

Ergänzend sollte die höhere Knochendichte des Ansatzes vom M. Subscapularis Berücksichtigung finden. Tingert et al. konnten zeigen, dass die Stärke, mit der ein Fadenanker aus der Tuberculum minus gerissen wurde, um 32% höher war als der gleiche Anker, ausgerissen aus dem Tuberculum majus [61]. Da in unserer DR-Rekonstruktion vier Fadenanker im Tuberculum minus versenkt wurden, könnte dies ebenfalls die biomechanischen Vorteile unserer DR-Rekonstruktion erklären.

Limitationen der Studie

In unserer Studie wurden beide Techniken an den Humeruspräparaten über einen offenen Zugang angewendet. Beide Techniken sind jedoch für eine arthroskopische Rekonstruktion vorgesehen. Vor diesem Hintergrund erscheint es schwierig, gleiche Ergebnisse über einen arthroskopischen Zugang zu erreichen, da hier die Übersicht auf den Ansatz des M. Subscapularis limitiert ist. Lafosse et al. zeigten, dass lediglich die mittleren zwei Drittel der Sehne in der Beach-Chair-Lagerung vom posterioren Zugang aus suffizient einzusehen sind [34]. Somit ist eine Rekonstruktion des unteren Drittels der Sehne über einen arthroskopischen Zugang eher kritisch zu betrachten.

Vor diesem Hintergrund sollte für die DR-Rekonstruktion von kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne die Art des Zugangs überdacht und ein offener deltopectoraler Zugang gewählt werden. Wir verwendeten den offenen deltopectoralen Zugang, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse und eine uneingeschränkte Übersichtlichkeit auf den Ansatz des M. Subscapularis zu erhalten. Das arthroskopische Verfahren bei DR-Rekonstruktionen sollte nur in Erwägung gezogen werden, wenn die Retraktion der Sehne nicht zu stark ist und eine ausreichende Mobilisation der Sehne nach lateral zur Rekonstruktion erfolgen kann.

Als eine weitere Einschränkung kann das mittlere Alter von $65,4 \pm 13$ Jahre der Präparate gelten. Für eine biomechanische Kadaverstudie war dies sicherlich ein akzeptables Alter der Präparate. Dennoch sind die Ergebnisse nicht unmittelbar mit den in der Klinik verwendeten Rekonstruktionen zu vergleichen. Der Erfolg der Rekonstruktionen von Rotatorenmanschetten-Rupturen ist abhängig vom Alter und geht mit einer erhöhten Re-Ruptur Rate von bis zu 42% bei Patienten über 65 Jahre einher

[11]. Heilungswahrscheinlichkeit und postoperative Stabilität sind bei jüngeren Patienten mit Rotatorenmanschetten-Rekonstruktionen erhöht, obwohl auch eine Rekonstruktion bei Patienten über 65 Jahre zu guten Ergebnissen führen kann [11, 29].

Ide et al. beschreiben eine höhere Erfolgsquote von Rekonstruktionen der Subscapularis-Sehne bei jüngeren Patienten (58,1 Jahre verglichen mit 68,4 Jahren) [29].

Weiterhin fehlt in unserer Studie eine suffiziente Kontrolle der Elongation. Eine Überprüfung, inwieweit sich verschiedene Faktoren wie Aufbau des Versuchsprotokolls, ausgewähltes Material und Fixationstechnik auf die Elongation auswirkt, führten wir nicht durch. Zwar berechneten wir die Elongation anhand der Kraft-Dehnungs-Kurven unseres Versuchsprotokolls, setzten visuelle Marker, um im Testprotokoll zu verifizieren, dass es zu keinem Abrutschen der Klemmen kam, dennoch konnten wir nicht mit abschließender Sicherheit ein Abrutschen der Sehne innerhalb der Kryo-Klemmen ausschließen.

6 Bewertung

Zusammenfassend zeigt unsere Studie die biomechanische Überlegenheit der DR-Technik gegenüber der SR-Technik in Rekonstruktionen von kompletten Rupturen der Subscapularis-Sehne. Die DR-Technik erreichte eine höhere maximale Ausreißkraft bei Versagen, eine stärkere Steifigkeit und eine geringere Elongation im Vergleich zur SR-Technik. Für Rekonstruktionen kompletter Rupturen der Subscapularis-Sehne empfehlen wir deshalb die DR-Technik in oben beschriebener Form.

Weitere positive Eigenschaften könnten aus der verwendeten „Suture Bridge Technik“ der Fäden in der DR-Rekonstruktion resultieren. Die Vorteile liegen hierbei vor allem in einem größeren Anpressdruck der Sehne auf den Knochen, was in einer suffizienteren Heilungsprozesses des Sehnenansatzes münden könnte. Ebenso könnte die flache Anordnung der DR-Rekonstruktion aufgrund des „low profile repairs“ einem subacromialen Impingement vorbeugen. Hier sollten weitere Studien folgen.

7 Literaturverzeichnis

1. Ahmad CS, Wing D, Gardner TR, Levine WN, Bigliani LU (2007) Biomechanical evaluation of subscapularis repair used during shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg* 16: 59-64
2. Arai R, Sugaya H, Mochizuki T, Nimura A, Moriishi J, Akita K (2008) Subscapularis tendon tear: an anatomic and clinical investigation. *Arthroscopy* 24: 997-1004
3. Barth JR, Burkhart SS, De Beer JF (2006) The bear-hug test: a new and sensitive test for diagnosing a subscapularis tear. *Arthroscopy* 22: 1076-84
4. Bennett WF (2003) Arthroscopic repair of isolated subscapularis tears: A prospective cohort with 2- to 4-year follow-up. *Arthroscopy* 19: 131-43
5. Bergin D, Parker L, Zoga A, Morrison W (2006) Abnormalities on MRI of the subscapularis tendon in the presence of a full-thickness supraspinatus tendon tear. *AJR Am J Roentgenol* 186: 454-9
6. Bokor DJ, Conboy VB, Olson C (1999) Anterior instability of the glenohumeral joint with humeral avulsion of the glenohumeral ligament. A review of 41 cases. *J Bone Joint Surg Br* 81: 93-6
7. Burkhart SS, Brady PC (2006) Arthroscopic subscapularis repair: surgical tips and pearls A to Z. *Arthroscopy* 22: 1014-27
8. Burkhart SS, Johnson TC, Wirth MA, Athanasiou KA (1997) Cyclic loading of transosseous rotator cuff repairs: tension overload as a possible cause of failure. *Arthroscopy* 13: 172-6

9. Burkhart SS (1991) Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res* (267): 45-56
10. Charousset C, Grimberg J, Duranthon LD, Bellaïche L, Petrover D (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: 1247-53
11. Charousset C, Bellaïche L, Kalra K, Petrover D (2010) Arthroscopic repair of full-thickness rotator cuff tears: is there tendon healing in patients aged 65 years or older? *Arthroscopy* 26(3): 302-9
12. Clark JM, Harryman DT, 2nd (1992) Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am* 74: 713-25
13. Cole BJ, ElAttrache NS, Anbari A (2007) Arthroscopic rotator cuff repairs: an anatomic and biomechanical rationale for different suture-anchor repair configurations. *Arthroscopy* 23: 662-9.
14. Craig EV (1984) The posterior mechanism of acute anterior shoulder dislocations. *Clin Orthop Relat Res* 190: 212-216
15. Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR (2006) The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. *Arthroscopy* 22: 609
16. D'Addesi LL, Anbari A, Reish MW, Brahmabhatt S, Kelly JD (2006) The subscapularis footprint: an anatomic study of the subscapularis tendon insertion. *Arthroscopy* 22: 937-40

17. Deutsch A, Altchek DW, Veltri DM, Potter HG, Warren RF (1997) Traumatic tears of the subscapularis tendon. Clinical diagnosis, magnetic resonance imaging findings, and operative treatment. *Am J Sports Med* 25: 13-22
18. Edwards TB, Walch G, Sirveaux F, Mole D, Nove-Josserand L, Boulahia A, Neyton L, Szabo I, Lindgren B (2005) Repair of tears of the subscapularis. *J Bone Joint Surg Am* 87: 725-30
19. Favre P, Sheikh R, Fucentese SF, Jacob HA (2005) An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin Biomech* 20: 822-33
20. Fox J (2003) Arthroscopic subscapularis repair. Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgery, New Orleans 2003
21. Friedman RJ, Bonutti PM, Genez B (1998) Cine magnetic resonance imaging of the subcoracoid region. *Orthopedics* 21: 545-8
22. Fuchs B, Gilbert MK, Hodler J, Gerber C (2006) Clinical and structural results of open repair of an isolated one-tendon tear of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am* 88: 309-16
23. Gerber C, Hersche O, Farron A (1996) Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am* 78: 1015-23
24. Gerber C, Krushell RJ (1991) Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. *J Bone Joint Surg Br* 73: 389-94
25. Gerber C, Meyer DC, Schneeberger AG, Hoppeler H, von Rechenberg B (2004) Effect of tendon release and delayed repair on the structure of the muscles of the rotator cuff: an experimental study in sheep. *J Bone Joint Surg Am* 86A:1973-82

26. Halder A, Zobitz ME, Schultz E, An KN (2000) Structural properties of the subscapularis tendon. *J Orthop Res* 18: 829-34
27. Hinton M, Parker A M, Drez D J, MD, Altcheck D M, L C (1994) An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg* 1994: 224-9
28. Hughes RE, An KN. Force analysis of rotator cuff muscles. (1996) *Clin Orthop Relat Res* (330): 75-83
29. Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H (2007) Arthroscopic repair of traumatic combined rotator cuff tears involving the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg AM* 89: 2378-88
30. Itoi E, Tabata S (1992) Rotator cuff tears in anterior dislocation of the shoulder. *Int Orthop* 16: 240-4
31. Jost B, Koch PP, Gerber C (2000) Anatomy and functional aspects of the rotator interval. *J Shoulder Elbow Surg* 9: 336-41
32. Kadaba MP, Cole A, Wootten ME, McCann P, Reid M, Mulford G, April E, Bigliani L (1992) Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *J Orthop Res* 10: 394-7
33. Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun BJ, DeLaMora SN, Kvitne RS, Lee TQ (2006) Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 34: 407-14
34. Lafosse L, Jost B, Reiland Y, Audebert S, Toussaint B, Gobezie R (2007) Structural integrity and clinical outcomes after arthroscopic repair of isolated subscapularis tears. *J Bone Joint Surg Am* 89: 1184-93

35. Lee SB, Kim KJ, O'Driscoll SW, Morrey BF, An KN (2000) Dynamic glenohumeral stability provided by the rotator cuff muscles in the mid-range and end-range of motion. A study in cadavera. *J Bone Joint Surg Am* 82: 849-57
36. Liu J, Hughes RE, Smutz WP, Niebur G, Nan-An K (1997) Roles of deltoid and rotator cuff muscles in shoulder elevation. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 12: 32-8
37. Lo IK, Burkhart SS (2003) The etiology and assessment of subscapularis tendon tears: a case for subcoracoid impingement, the roller-wringer effect, and TUFF lesions of the subscapularis. *Arthroscopy* 19: 1142-50
38. Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D (2008) Cyclic loading of rotator cuff reconstructions: single-row repair with modified suture configurations versus double-row repair. *Am J Sports Med* 36: 1504-10
39. Ma CB, Comerford L, Wilson J, Puttlitz CM (2006) Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation. *J Bone Joint Surg Am* 88: 403-10
40. MacMahon PJ, Taylor DH, Duke D, Brennan DD, O'Brien J, Eustace SJ (2007) Contribution of full-thickness supraspinatus tendon tears to acquired subcoracoid impingement. *Clin Radiol* 62: 556-63
41. McLaughlin H, MacLellan DI (1997) Recurrent anterior dislocation of the shoulder.II. A comparative study, *J Trauma* 7: 191-201
42. Maier D, Jaeger M, Suedkamp NP, Koestler W (2007) Stabilization of the long head of the biceps tendon in the context of early repair of traumatic subscapularis tendon tears. *J Bone Joint Surg Am* 89: 1763-9

43. Nelson CO, Sileo MJ, Grossman MG, Serra-Hsu F (2008) Single-row modified Mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy* 24: 941-8
44. Neviasser RJ, Neviasser TJ, Neviasser JS (1988) Concurrent rupture of the rotator cuff and anterior dislocation of the shoulder in the older patient. *J Bone Joint Surg Am* 70: 1308-11
45. Nove-Josserand L, Levigne C, Noel E, Walch G (1994) Isolated lesions of the subscapularis muscle. Apropos of 21 cases. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 80: 595-601
46. O'Connell NE, Cowan J, Christopher T (2006) An investigation into EMG activity in the upper and lower portions of the subscapularis muscle during normal shoulder motion. *Physiother Res Int* 11: 148-51
47. Ovesen J, Sojbjerg JO (1986) Lesions in different types of anterior glenohumeral joint dislocation. An experimental study. *Arch Orthop Trauma Surg* 105: 216-8
48. Park MC, Elattrache NS, Ahmad CS, Tibone JE (2006) "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. *Arthroscopy* 22: 1360 e1-5
49. Park MC, ElAttrache NS, Tibone JE, Ahmad CS, Jun BJ, Lee TQ (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: 461-8
50. Park MC, Idjadi JA, Elattrache NS, Tibone JE, McGarry MH, Lee TQ (2008) The effect of dynamic external rotation comparing 2 footprint-restoring rotator cuff repair techniques. *Am J Sports Med* 36: 893-900

51. Park MC, Tibone JE, ElAttrache NS, Ahmad CS, Jun BJ, Lee TQ (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: 469-76
52. Pearsall AWt, Holoavacs TF, Speer KP (2000) The intra-articular component of the subscapularis tendon: anatomic and histological correlation in reference to surgical release in patients with frozen-shoulder syndrome. *Arthroscopy* 16: 236-42
53. Porcellini G (2006) Shoulder instability and related rotator cuff tears: arthroscopic findings and treatment in patients aged 40 to 60 years, *Arthroscopy* 22(3): 270-276
54. Richards DP, Burkhart SS, Campbell SE (2005) Relation between narrowed coracohumeral distance and subscapularis tears. *Arthroscopy* 21: 1223-8
55. Richards DP, Burkhart SS, Lo IK (2003) Subscapularis tears: arthroscopic repair techniques. *Orthop Clin North Am* 34: 485-98
56. Richards DP, Burkhart SS, Tehrany AM, Wirth MA (2007) The subscapularis footprint: an anatomic description of its insertion site. *Arthroscopy*. 23(3): 251-4
57. Sakurai G, Ozaki J, Tomita Y, Kondo T, Tamai S (1998) Incomplete tears of the subscapularis tendon associated with tears of the supraspinatus tendon: cadaveric and clinical studies. *J Shoulder Elbow Surg* 7: 510-5
58. Su WR, Budoff JE, Luo ZP (2009) The effect of anterosuperior rotator cuff tears on glenohumeral translation. *Arthroscopy* 25(3): 282-9
59. Scheibel MT, Habermeyer P(2003)A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. *Arthroscopy* 19: 330-3

60. Smith CD, Alexander S, Hill AM, Huijsmans PE, Bull AM, Amis AA, De Beer JF, Wallace AL (2006) A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 88: 2425-31
61. Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Warner JJ (2003) Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 85-A: 2190-8
62. Tokish JM, Decker MJ, Ellis HB, Torry MR, Hawkins RJ (2003) The belly-press test for the physical examination of the subscapularis muscle: electromyographic validation and comparison to the lift-off test. *J Shoulder Elbow Surg* 12: 427-30
63. Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG (1981) Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 63: 1208-17
64. Van den Berghe GR, Nguyen B, Patil S, D'Lima DD, Mahar A, Pedowitz R, Hoenecke HR (2008) A biomechanical evaluation of three surgical techniques for subscapularis repair. *J Shoulder Elbow Surg* 17: 156-61
65. Weiler A, Hoffmann RF, Bail HJ, Rehm O, Sudkamp NP. Tendon healing in a bone tunnel (2002) Part II: Histologic analysis after biodegradable interference fit fixation in a model of anterior cruciate ligament reconstruction in sheep. *Arthroscopy* 18: 124-35
66. Weishaupt D, Zanetti M, Tanner A, Gerber C, Hodler J (1999) Lesions of the reflection pulley of the long biceps tendon. MR arthrographic findings. *Invest Radiol* 34: 463-9

67. Werner CM, Zingg PO, Lie D, Jacob HA, Gerber C (2006) The biomechanical role of the subscapularis in latissimus dorsi transfer for the treatment of irreparable rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg.* 15(6): 736-42

8 Anhang

8.1 Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen

Abbildung 1:

Markierung des zweigeteilten Subscapularis-Ansatzes am Humerus Situs.

Abbildung 2:

Größendimension des Sehnenansatzes des M. Subscapularis, aus Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. Arthroscopy 2006;22:609 e1

Abbildung 3:

Schematische Darstellung des "Roller-Wringer Effects" im Rahmen des subcoracoidalen Impingement aus Lo IK, Burkhart SS (2003) The etiology and assessment of subscapularis tendon tears: a case for subcoracoid impingement, the roller-wringer effect, and TUFF lesions of the subscapularis. Arthroscopy 19: 1142-50

Abbildung 4:

Horizontales und vertikales Kräftepaar der Schulter aus Inman, Burkhart SS (1991) Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. Clin Orthop Relat Res Jun(267): 45-56

Abbildung 5:

Unfallmechanismus von anteriorer Dislokation mit gleichzeitiger Ruptur der Subscapularis-Sehne

Abbildung 6:

Klassifikation der Subscapularis-Sehnen Rupturen nach Fox/Romeo aus Habermeyer (2010) Schulterchirurgie, 4. Auflage, Elsevier, München

Abbildung 7:

Schematische Darstellung des Massive Cuff Stitches aus Ko SH, Friedman D, Seo DK, Jun HM, Warner JJ (2009) A prospective therapeutic comparison of simple suture repairs to massive cuff stitch repairs for treatment of small- and medium-sized rotator cuff tears. Arthroscopy 25(6): 583-9

Abbildung 8:

Schematische Darstellung der konventionellen DR-Technik im Vergleich zur DR-Rekonstruktion mit "Suture Bridge" aus Park MC, Elattrache NS, Ahmad CS, Tibone JE (2006) "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. Arthroscopy 22:1360-5

Abbildung 9:

Präparierter humeraler Ansatz des M. Subscapularis.

Abbildung 10:

Testaufbau mit Fixation der Subscapularis-Sehne über Kryo-Klemme in der Material-Test-Maschine

Abbildung 11:

Schematische Darstellung der Fadenanker-Positionen am Tuberculum minus für die SR- und DR-Rekonstruktion.

Abbildung 12:

Verwendete Fadenanker.

Abbildung 13:

Schematische Darstellung der SR-Rekonstruktion.

Abbildung 14:

Darstellung der SR-Rekonstruktion in situ.

Abbildung 15:

Schematische Darstellung der DR-Rekonstruktion.

Abbildung 16:

Darstellung der DR-Rekonstruktion in situ.

Abbildung 17:

Exemplarische Darstellung der Kraft-Dehnungskurven.

Abbildung 18:

Darstellung der maximalen Ausreißlast im Vergleich.

Abbildung 19:

Darstellung der Steifigkeit im Vergleich.

Abbildung 20:

Darstellung der Elongation im zyklischen Teil des Versuchsprotokolls im Vergleich.

8.2 Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen

Tabelle 1:

Versagensmodus der Ausreißversuche im Vergleich.

8.3 Lebenslauf

8.3 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Wolf Petersen und Priv-Doz. Dr. med. Mathias Wellmann für die freundliche Überlassung des Themas und die stets großzügige, zeitintensive und wertvolle Hilfe.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Michael J. Raschke möchte ich freundlich für die Möglichkeit danken, meine Promotionsarbeit im Forschungslabor der Klinik und Poliklinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie der Universitätsklinik Münster durchführen zu können.

Herzlichst möchte ich auch Herrn Dr. rer. medic. Steffen Schanz, M.Sc. für die hilfreiche Unterstützung bei allen technischen Fragen danken.

Außerdem bedanke ich mich bei Felix Bützow für die großartige graphische Umsetzung meiner Skizzen.

Der allergrößte Dank gilt selbstverständlich meinen Eltern für die großzügige Unterstützung während meines Studiums und meines beruflichen Werdegangs.