

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

**Eine biomechanische Untersuchung der
Einreihenrefixation im Vergleich zur
Doppelreihenrefixation bei der Rekonstruktion von
Rotatorenmanschettenrupturen unter Berücksichtigung
des Nahtmaterials und der Nahttechnik**

INAUGURAL – DISSERTATION

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

vorgelegt von
Björn Poppendieck
aus Hannover

Göttingen 2011

Dekan: Prof. Dr. med. C. Frömmel

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

II. Berichterstatter/in: PD Dr. med. Dumont

III. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Crozier

Tag der mündlichen Prüfung: 09.11.2011

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Einführung	1
1.2	Topographische und funktionelle Anatomie der Rotatorenmanschette	1
1.3	Konzept der Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals der Rotatorenmanschette	4
1.4	Rotatorenmanschettenruptur	6
	<i>1.4.1 Definition</i>	6
	<i>1.4.2 Epidemiologie</i>	6
	<i>1.4.3 Pathogenese</i>	7
	<i>1.4.4 Klassifikationen</i>	8
	<i>1.4.5 Klinik und Diagnostik der Rotatorenmanschettenruptur</i>	10
	<i>1.4.6 Konservative Therapie</i>	11
	<i>1.4.7 Operative Therapie</i>	12
1.5	Historie der Rotatorenmanschettenrekonstruktion	14
1.6	Nahtankerrefixation von Rotatorenmanschettenrupturen	15
1.7	Nahttechniken	18
1.8	Nahtmaterialien	19
1.9	Das Schafmodell	21
1.10	Fragestellung und Hypothese der Studie	22

2	Material und Methoden	23
2.1	Konservation und Präparation der Schafschultern	23
2.2	Refixationstechniken	24
2.3	Weichteilbefestigung	27
2.4	Messprotokoll	29
	2.4.1 <i>Der Zugversuch</i>	29
	2.4.2 <i>Zyklische Belastung</i>	30
	2.4.3 <i>Konstante Belastung bis zur maximalen Versagenslast</i>	31
2.5	Statistik	32
3	Ergebnisse	34
3.1	Entwicklung einer 5-mm-Gap-Formation	34
3.2	Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation	37
3.3	Beständigkeit über 3000 Zyklen	39
3.4	Versagensmodi	40
4	Diskussion	42
5	Zusammenfassung	59
6	Literaturverzeichnis	60

1 Einleitung

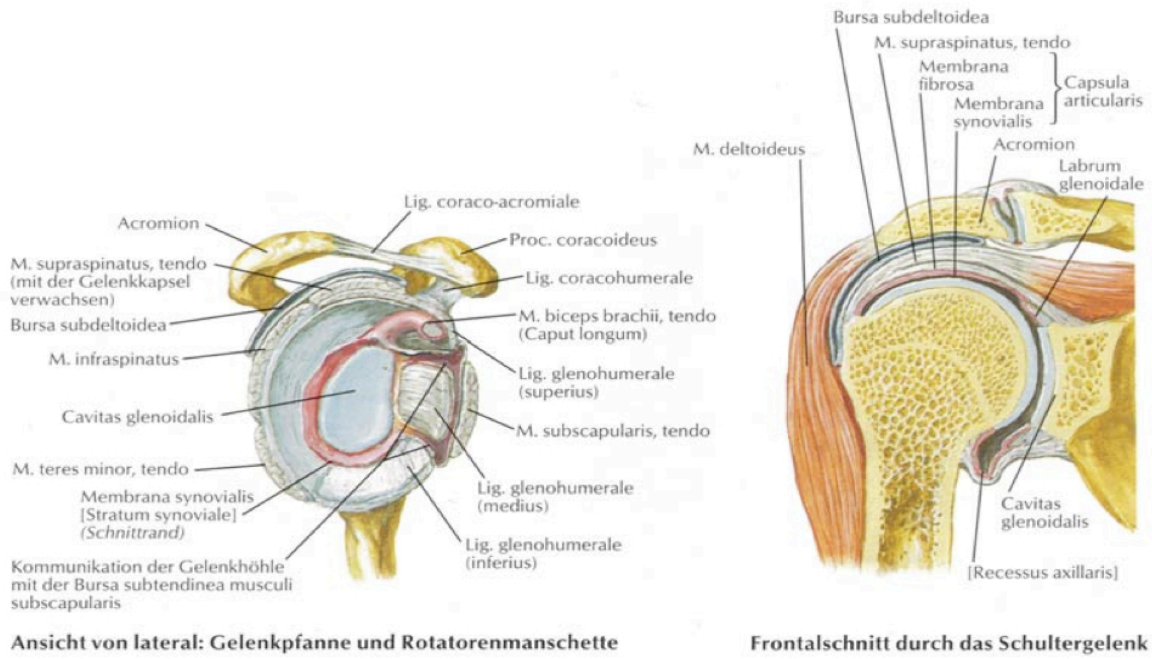
1.1 Einführung

Rotatorenmanschettenrupturen (RM-Rupturen) stellen einen der häufigsten Gründe für Schmerzen und Dysfunktionalität der Schulter dar (MANTONE et al. 2000). Ihre Prävalenz steigt signifikant mit dem Alter an. Bei über 70-jährigen beträgt sie bis zu 50%, bei über 80-jährigen bis zu über 80% (MILGROM et al. 1995). Die Resultate konservativer Therapien sind häufig enttäuschend und in Bezug auf den Schmerz und die verbleibende Muskelschwäche ungenügend (ITOI und TABATA 1992). Die Rekonstruktion von RM-Rupturen zeigt in Bezug auf Kraftentwicklung, Schmerz sowie Bewegungsausmaße gute klinische Resultate (LICHTENBERG et al. 2006). Insbesondere bei großen, chronischen Rupturen zeigen aktuelle Studien jedoch eine hohe Rerupturrate von 25 bis 95% auf (GALATZ et al. 2004; BOILEAU et al. 2005; CHAROUSSET et al. 2006 und FRANCESCHI et al. 2007).

Aus diesem Grund versucht man bereits etablierte Therapien ständig zu verbessern und neue Verfahren zu entwickeln.

1.2 Topographische und funktionelle Anatomie der Rotatorenmanschette

Den großen Aktionsradius des Schultergelenks verdankt der Mensch zahlreichen ossären Strukturen mit den sie umgebenden Weichteilen, welche zum Schultergürtel gehören und Teil eines in sich nicht geschlossenen, festen Knochenrings sind (DRENCKHAHN und KOEBKE 2002). Den Drehpunkt stellt hierbei das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers dar, das Glenohumeralgelenk als typisches Kugelgelenk. Durch die Verringerung der Formschlüssigkeit zwischen Caput humeri (Gelenkfläche 24 cm²) und Cavitas glenoidalis (Gelenkfläche 6 cm²) wird dieser sehr große Bewegungsradius in diesem Kugelgelenk erreicht (Abbildung 1-1).

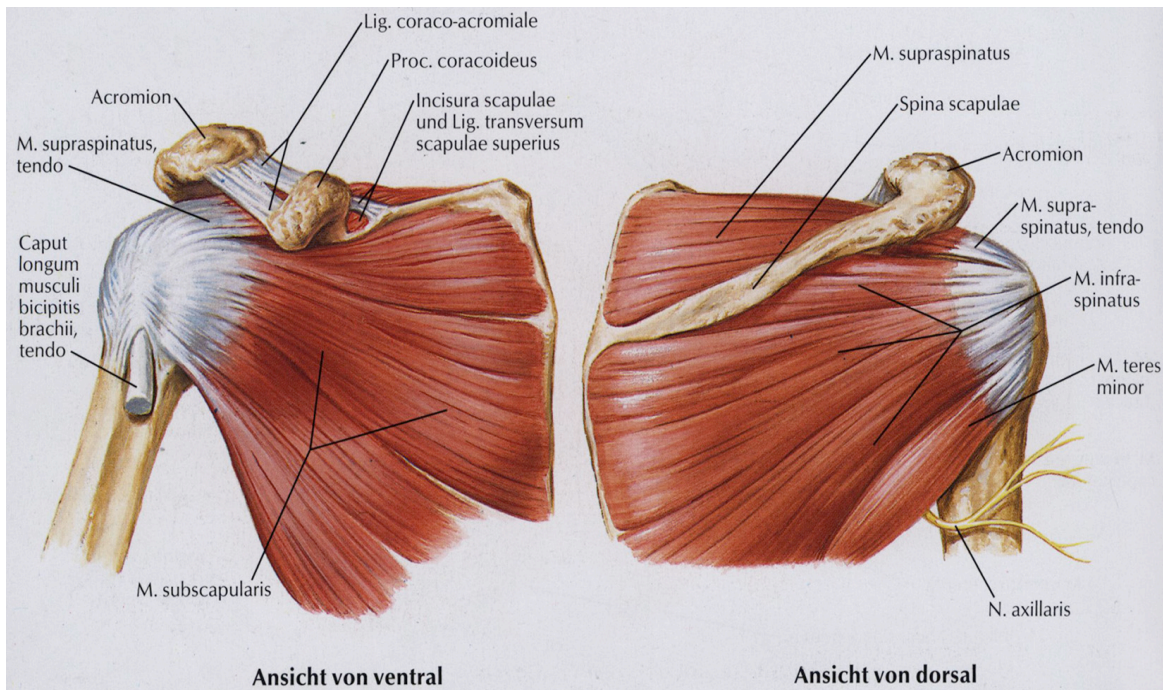


Ansicht von lateral: Gelenkpfanne und Rotatorenmanschette

Frontalschnitt durch das Schultergelenk

Abb. 1-1 Articulatio Glenohumeralis (NETTER 2000, S. 394)

Die unmittelbar der Gelenkkapsel anliegende Muskulatur wird als Rotatorenmanschette (RM) bezeichnet und lässt sich in eine ventral gelegene und eine dorsal gelegene Gruppe gliedern (Abbildung 1-2):



Ansicht von ventral

Ansicht von dorsal

Abb. 1-2 (NETTER 2000, S. 396)

- *M. supraspinatus*: entspringt in der Fossa supraspinata, zieht durch den Subacromialraum über die Gelenkkapsel, in die Kollagenfaserzüge einstrahlen, zu seinem Ansatz am Tuberculum majus. Er wirkt bei der Abduktion und Außenrotation mit und schützt die weite Kapsel vor Einklemmungen, in dem er sie bei Kontraktionen spannt.
Innervation: N. suprascapularis (C4-C6, Plexus brachialis)

- *M. infraspinatus*: entspringt in der Fossa infaspinata und inseriert ebenfalls am Tuberculum majus. Er dient der Außenrotation, ist auch mit der Gelenkkapsel verwachsen und fungiert so ebenfalls als Kapselspanner.
Innervation: N. suprascapularis (C4-C6, Plexus brachialis)

- *M. teres minor*: zieht vom lateralen Rand der Scapula zum Tuberculum majus.
Er wirkt als Außenrotator sowie Adduktor.
Innervation: N. axillaris (C4-C6, Plexus brachialis)

- *M. subscapularis*: er zieht aus der Fossa subscapularis zum Tuberculum minus und wirkt bei der Innenrotation mit.
Innervation: N. subscapularis (C5-C7, Plexus brachialis)

Die engen anatomischen Verhältnisse unter dem Schulterdach, welches von Proc. coracoideus, Akromion und Lig. coracoacromiale gebildet wird, sowie die histologischen Besonderheiten der Sehne der RM erklären die hohe Vulnerabilität dieser Strukturen. Funktionell gehört noch das Caput longum des M. biceps brachii zur RM. Die Gelenkstabilität, Kompensation der schlaffen Gelenkkapsel und Bänder sowie die geringe Knochenführung des Glenohumeralgelenks werden durch die dynamischen Aktionen der RM und des Caput longum des M. biceps brachii erreicht (PUTZ 1986; BRINCKMAN et al. 2000; DRENCKHAHN und KOEBKE 2002), indem sie den konvexen Humeruskopf in das konkave Glenoid pressen und dort zentralisieren (INMAN et al. 1944; BURKHART 1991, 2001;). Unterstützt wird die RM von den aufgeführten statischen ligamentären Strukturen, der Kapsel, dem Labrum glenoidale, dem negativen intraartikulären Druck und knöchernen Komponenten, um den Humeruskopf so vor exzessiven Verschiebungen aus dem Glenoid zu bewahren.

Die RM verleiht dem Glenohumeralgelenk folglich eine muskulär gesicherte Führung des Caput humeri in der Cavitas glenoidalis, Schutz, Stabilität und aktive dreidimensionale Bewegungsmöglichkeiten (NETTER 2001). Das Zusammenspiel von statischen sowie dynamischen Haltesystemen erreicht letztendlich die notwendige Kontrolle der glenohumeralen Stabilität der Schulter (GERBER A et al. 2001).

Im Glenohumeralgelenk gibt es drei Freiheitsgrade um drei Achsen: die sagittale, die transversale und die longitudinale Achse (DRENCKHAHN und KOEBKE 2002), welche sechs Hauptentstehungsrichtungen erlauben (LIPPERT 2006):

- Abduktion/Adduktion
- Anteversion/Retroversion
- Innenrotation/Außenrotation.

Die Blutversorgung der Schulterregion erfolgt aus Ästen der Aa. axillaris und subclavia. Sie stehen über ein ausgedehntes Netz von Anastomosen miteinander in Verbindung.

1.3 Konzept der Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals der Rotatorenmanschette

APRELEVA et al. (2002) und DUGAS et al. (2002) führten das Konzept der Rekonstruktion des ursprünglichen Insertionsareals der RM (Footprint) ein. Dieses entspricht der Fläche der Sehnen der RM in cm² sowie deren Abmessungen über ihrem natürlichen Ansatz am Tuberculum majus. Nach DUGAS entspricht diese Kontaktfläche zwischen Sehnen und Knochen beim M. supraspinatus physiologisch in anterior-posteriorer Richtung ca. $16,3 \pm 5,5$ mm und einer Dicke von ca. $12,7 \pm 6,3$ mm (2002), (Abb. 1-3).



Abb. 1-3 Anatomisches Insertionsareal (Footprint) des M. supraspinatus (APRELEVA et al. 2002, S. 524)

Um den biologischen Einheilungsprozess einer rupturierten RM nach deren Refixation zu optimieren und zu erleichtern, ist es äußerst wichtig, die ursprüngliche anatomische Insertionsfläche der RM wiederherzustellen. Dadurch erreicht man eine größere Fläche für die osteochondrale Einheilung der Sehne und somit eine verbesserte mechanische Stabilität und Funktion (APRELEVA et al. 2002; MA et al. 2006; MEIER und MEIER 2006). Auch GALATZ et al. (2006) beschreiben die histologische Reintegration vor allem in der initialen Phase der Refixation als äußerst wichtig, um Belastbarkeit und Wiedererlangen der Aktivität positiv zu beeinflussen.

TUOHETI et al. (2005) verglichen in einer Studie an Kadavern die Wiederherstellung des Footprints der RM zwischen der transossären-, der Einzelreihen- und der Doppelreihentechnik. Die physiologischste Wiederherstellung des ursprünglichen Footprints der RM lässt sich mit der DR-Technik erreichen. Im Vergleich zu der transossären Technik sogar mit einem um 42% besseren Wert. APRELEVA et al. (2002) zeigten anhand eines 3D-Modells, dass mit der SR-Technik nur 67% des Footprints wiederhergestellt werden, wohingegen mit der DR-Technik der Footprint nahezu vollständig wiederhergestellt wird.

Auch BRADY et al. (2006) wiesen nach, dass mit der SR-Technik ca. 52,7% des ursprünglichen Footprints der RM unbedeckt bleiben. Mit der DR-Technik hingegen werden mehr als doppelt soviel des physiologischen Footprints abgedeckt als mit der SR-Technik.

1.4 Rotatorenmanschettenruptur

1.4.1 Definition

Definiert wird die RM-Ruptur als Kontinuitätsunterbrechung des Sehnenspiegels der Vereinigung der vier Ansatzsehnen der RM am Tuberculum majus und minus (REICHEL 2001). Die Ansatzsehne des M. supraspinatus ist hierbei am häufigsten betroffen (McCONVILLE und IANNOTTI 1999).

1.4.2 Epidemiologie

Chronische Rupturen betreffen vorwiegend Patienten in der fünften und sechsten Dekade ihres Lebens, während akute Abrisse der RM auch jüngere Menschen betreffen können (REED et al. 1996). MILGROM et al. (1995) zeigte anhand einer Ultraschallstudie, dass bei Patienten unter 50 Jahren 5% Rupturen, in der fünften Altersdekade 11% Rupturen zu finden sind, während im Alter von über siebenzig Jahren jeder zweite eine komplette RM-Ruptur aufweist und über achtzig Jahren sogar 80% komplette RM-Rupturen auftreten. Sie schlossen hieraus, dass RM-Rupturen eine Alterserscheinung darstellen und sich nach dem 50. Lebensjahr deutlich häufen.

Auch das Rerupturrisiko nach einer Refixation der RM steigt mit dem Alter an (LICHTENBERG et al. 2006). RM-Rupturen bei jungen Menschen stellen die Ausnahme dar und sind meist traumatisch provoziert (LICHTENBERG et al. 2006).

Männer sind häufiger betroffen als Frauen (Verhältnisangaben reichen hier von 2:1 bis zu 10:1), und die mehrheitlich rechte dominante Seite ist ebenfalls die häufiger betroffene (REICHEL 2001; MAU und BREUSCH 2006). Zwischen körperlicher Belastung und der Prävalenz von RM-Rupturen besteht ebenfalls eine Assoziation. Sportler und Arbeiter, welche einer deutlich stärkeren Überkopfarmbelastung ausgesetzt sind, weisen vermehrt RM-Rupturen auf (HUTCHINSON und VEENSTRA 1993).

1.4.3 Pathogenese

Man differenziert zwischen degenerativ-chronischen und traumatisch bedingten RM-Rupturen, wobei traumatische nur einen Anteil von fünf bis zehn Prozent ausmachen (REICHELDT 2001). Als Ursache für chronische Rupturen der RM ist heute eine Reihe von verschiedenen Ursachen bekannt (SÜDKAMP 2001). Vier grundsätzliche Faktoren werden diskutiert: mechanische bzw. anatomische Ursachen, traumatisch bedingte Schädigungen, eine unzureichende Gefäßversorgung sowie degenerative Veränderungen (NEVASIER und NEVASIER 1990).

Entstehungsursachen, die von außen an die Sehnen der RM herangeführt werden, werden von UHTHOFF als extrinsische Tendinopathien bezeichnet und solche, die sich aus pathologischen Veränderungen in den Sehnen der RM selbst ergeben, als intrinsische Tendinopathien (UHTHOFF et al. 1986).

Zu den extrinsischen Ursachen werden bestimmte anatomische Gegebenheiten des Schulterdaches gezählt, die zu einem mechanischen, subakromialen Impingement führen können (NEER 1983). Hierzu werden degenerativ veränderte Morphologien des Akromions (NEER 1972; ZUCKERMAN et al. 1992), subakromiale Knochenspornbildungen (BIGLIANI et al. 1986; HENNE-BRUNS et al. 2003), degenerative Veränderungen der Articulatio acromioclavicularis (KESSEL und WATSON 1977; WATSON 1978), die glenohumerale Instabilität, ein Os acromiale (HUTCHINSON und VEENSTRA 1993), Impingement bedingt durch das Ligamentum coracoacromiale (McLAUGHLIN und ASHERMAN 1951; BURNS und WHIPPLE 1993), das Korakoid (GERBER C et al. 1985) oder bedingt durch das posterosuperiore Glenoid (JOBE 1995) gezählt (Tab. 1-1). Hierdurch kann es zu Ausdünnungen, Scherbelastungen und Degeneration der Sehne von kranial kommen (NEER 1972; WALCH 1993). NEER nahm an, dass die Impingementtheorie mit 95% die Hauptursache der RM-Rupturen darstellt (NEER 1972).

Da RM-Rupturen jedoch häufig gelenkseitig und nicht bursaseitig auftreten (SAMILSON und BINDER 1975; PATTE et al. 1981), bestehen Zweifel an der Impingementtheorie. 1987 führten NEER und POPPEN gemeinsam den Begriff des Supraspinatus-Outlet-Syndroms (SOS) ein.

Er beschreibt neben dem mechanisch bedingten subakromialen Impingement eine funktionale subakromiale Enge mit verringertem Bewegungsausmaß (Tab. 1-1).

Traumatische Ursachen zählen ebenfalls zu den extrinsischen Ursachen. Vor allem der Sturz auf den ausgestreckten Arm führt hierbei zu einer Ruptur der RM (NEVASIER 1987).

Ursachen des anatomisch-mechanischen Impingement	Ursachen des funktionellen SOS
Hakenförmiges, nach kaudal gebogenes Acromion Acromiale Osteophyten Osteophyten am AC-Gelenk Coracoid-Impingement	Ungenügende Zentrierung des Humeruskopfes bei Insuffizienz der RM Fehlende mechanische Fixierung des Kopfes bei Kapsel-Band-Insuffizienzen und Labrumdefekten Fehlstellung des prox. Humerus Zunahme des Weichteilvolumens

Tab. 1-1 Ursachen des mechanischen Impingements und des SOS (nach HABERMEYER 2002, S. 35)

Zu den intrinsischen Ursachen zählen eine Schwäche und Imbalance der Muskulatur (JEROSCH et al. 1989) sowie degenerativ veränderte Sehnen der RM bedingt durch Allgemeinerkrankungen oder das Alter (SÜDKAMP 2001), repetitive Mikrotraumen der RM und die Tendinosis calcarea (BIGLIANI und LEVINE 1997). CODMAN beschreibt ein Areal 0,5 – 1 cm proximal des Sehnenansatzes als kritische Zone (1934). Dieses Areal stellt einen hypovaskularisierten Bereich dar, in welchem Tendinitis, Kalzifikationen und Rupturen der RM bevorzugt entstehen (RATHBUN und MACNAB 1970). Folge dieser degenerativen Tendinopathien sind spontane Rupturen der RM nach Bagatelltraumen oder die Erweiterung einer partiellen zu einer kompletten RM-Ruptur.

1.4.4 Klassifikationen

Klassifizieren lassen sich RM-Rupturen nach Größe, Lokalisation, Form sowie dem Alter der Ruptur (REICHEL 2001). Es wird zwischen Partialrupturen und kompletten Rupturen unterschieden. Partialrupturen können bursaseitig, intratendinös oder artikulärseitig lokalisiert sein und werden nach ELLMAN klassifiziert (1986), (Tab. 1-2).

Die komplette Ruptur kann sich auf eine einzelne Sehne der RM beschränken, aber auch mehrere betreffen und stellt eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung dar.

Ein Abriss von mindestens zwei der vier Ansatzsehnen wird als Massenruptur bezeichnet (GERBER C et al. 2000). Eingeteilt werden komplette Rupturen nach BATEMAN (1963), (Tab. 1-3). Intraoperativ lässt sich die RM-Ruptur nach SNYDER klassifizieren (1993), (Tab. 1-4).

Lokalisation	Größe
A: artikulär oder gelenkseitig	Grad I: < ¼ oder < 3 mm
B: bursa- oder akromionseitig	Grad II: < ½ oder 3-6 mm
C: intratendinös	Grad III: > 6 mm

Tab. 1-2 Klassifikation der Partialruptur nach ELLMAN (1986)

Grad	Ausmaß	Größe
1	Klein	< 1 cm
2	Mittel	1-3 cm
3	Groß	3-5 cm
4	Massiv	> 5 cm

Tab. 1-3 Klassifikation der kompletten Rupturen nach BATEMAN (1963)

Grad und Ausdehnung	Lokalisation
0: Normalbefund	A: Partiailläsion artikulärseitig
1: punktförmig, < 1 cm	B: Partiailläsion bursaseitig
2: 1-2 cm	C: Komplette RM-Ruptur
3: 2-3 cm	
4: > 3 cm, massiv-komplexe Ruptur	

Tab. 1-4 Arthroskopisch-Intraoperative Klassifikation nach SNYDER (1993)

1.4.5 Klinik und Diagnostik der RM-Rupturen

Leitsymptome kompletter RM-Rupturen sind Schmerzen bei Überkopfarbeiten, Kraftverlust und Krepitationen. Partielle Rupturen hingegen führen häufig zu chronischen, intensiven Schmerzen mit Bewegungseinschränkungen. Typisch ist der Nachtschmerz beim Liegen auf der betroffenen Seite, wobei jedoch häufig Mischformen beobachtet werden (HABERMEYER et al. 2000). Die Schmerzlokalisation bezieht sich auf den vorderen Schulterbereich, kann jedoch auch das Deltoideusansatzgebiet am Oberarm und den Nacken mit einbeziehen (REICHELTL 2001).

Massenrupturen der RM können unbehandelt in einer Pseudoparalyse oder Defektarthropathie des Armes enden (RÖSSLER und RÜTHER 2005), während degenerative Rupturen bei Patienten höheren Alters häufig schmerzlos, mit für sie akzeptablen und kompensierbaren Bewegungseinschränkungen einhergehen. Häufig können die Patienten dabei kein schmerzauslösendes Ereignis angeben oder berichten von Bagateltraumen.

Traumatische RM-Rupturen gehen mit einem heftigen, akuten Schmerzereignis einher, oftmals verbunden mit einem Reißen oder Krachen. Der typische Patient einer traumatischen RM-Ruptur ist Sportler unter 40 Jahren und kann meist ein schweres Rasantrauma wie den Sturz auf den ausgestreckten Arm angeben (RÖSSLER und RÜTHER 2005).

Ein Verdacht auf eine RM-Ruptur lässt sich bereits aus der klinischen Untersuchung der RM mit spezifischen Bewegungsanalysen und isometrischen Funktionstests erheben. So kann ein passiv in 90° abduzierter Arm bei einer kompletten Supraspinatussehnenruptur nicht mehr aktiv gehalten werden, was man als „Drop Arm Sign“ bezeichnet (JOBE F und JOBE C 1983). Den Goldstandard in der Diagnostik stellt die Kernspintomographie (MRI) dar (MATSEN und LIPPIT 2004). So kann neben dem Nachweis einer Ruptur zum einen eine Bestimmung der fettigen Infiltration und zum anderen der Grad der Atrophie der Muskeln der RM bestimmt werden (NAKAGAKI et al. 1996).

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

Die präoperative, fettige Degeneration der RM stellt einen Hauptprädiktor für eine Reruptur nach operativer Refixation der RM dar und muß in der präoperativen Bewertung mit einbezogen werden, um die Chancen für eine erfolgreiche Therapie besser einschätzen zu können (GOUTALLIER et al. 2003).

Geübte Diagnostiker können mit der Ultraschalluntersuchung ebenfalls mit hoher Spezifität und Sensitivität RM-Rupturen darstellen (LABANAUSKAITE 2002). Allerdings sind dem Vorgehen der Sonographie bei sehr großen Rotatorenmanschettendefekten und in der Beurteilung der Muskulatur deutliche Grenzen gesetzt. Aussagen zum Grad der Atrophie und der fettigen Infiltration sind hier nicht möglich.

1.4.6 Konservative Therapie

Unter konservativer Therapie versteht man die Behandlung eines Krankheitszustandes mit Hilfe medikamentöser Therapien und / oder physikalischer Maßnahmen. Im Gegensatz hierzu ist die chirurgische Behandlung mittels Operation eines Krankheitszustandes zu sehen. Die Auswahl der geeigneten Therapie erfolgt unter anderem in Abhängigkeit vom Schweregrad eines Befundes und den Vorerkrankungen des betroffenen Patienten in gemeinsamer Absprache zwischen behandelndem Therapeut und Patient.

Kriterien für eine Entscheidung zur konservativen Therapie bei RM-Rupturen beinhalten den langsamen Beginn einer Ruptur, den inaktiven Patienten, die Non-Compliance oder die degenerative Genese.

Kontraindikationen sind der aktive Patient im Arbeitsleben, das perakute Trauma mit fehlender Schadenslage oder der hohe Funktionsanspruch in Sport und Freizeit. Nach ROCKWOOD et al. (1996) lässt sich die konservative Therapie in drei Phasen unterteilen. Initial werden während der Akutphase eine analgetisch-antiphlogistische Therapie, evtl. subakromiale bzw. intraartikuläre Injektionen mit Lokalanästhetika und Kortikoiden verordnet, um das Ziel der Wiederherstellung eines schmerzfreien Bewegungsausmaßes zu erreichen. Im weiteren Verlauf werden Ergotherapie, Elektrotherapie und Physiotherapie hinzugezogen, um Kraft, Beweglichkeit und vor allem die Koordination der RM zu festigen. Stufenweise wird in der letzten Phase dieses Rehabilitationsprogramm gesteigert (HABERMEYER et al. 2000). Dem Erfolg der konservativen Therapie sind allerdings deutliche Grenzen gesetzt. TAKAGISHI (1978) berichtet von einem Heilungserfolg bei kompletten Rupturen von 44%, NOËL (1993) von 40%. Eine persistierende Schwäche tritt nach konservativer Therapie in bis zu 94% auf und eine Muskelatrophie in bis zu 56% (BOKOR et al. 1993). ITOI und TABATA (1992) zeigten in einer Langzeitstudie nach konservativer Therapie weder Verbesserungen in Bezug auf Schmerzen und Beweglichkeit, noch auf die Funktionalität. Den Hauptgrund stellt der kontinuierliche Zug der Muskulatur dar. Hierdurch besteht ein Unvermögen der Sehne darin, ohne operative Intervention wieder an ihrem anatomischen Insertionsort anzuheilen (BOKOR et al. 1993).

Nach YAMANAKA und MATSUMOTO et al. (1994) kommt es ohne operative Intervention zu einer Progression der Ruptur, wobei das Gewebe atrophiert und dies eine Funktionseinschränkung des Schultergelenkes zur Folge hat.

1.4.7 Operative Therapie

Akute, traumatische Rupturen, v.a. bei jüngeren, aktiven Patienten stellen neben dem Versagen der konservativen Therapie, erheblichem Leidensdruck, guter Compliance, deutlichen Einschränkungen in Freizeit und Beruf einige der Indikationskriterien für die operative Therapie dar. Notwendige Voraussetzung für eine operative Therapie ist die freie, passive Beweglichkeit der Schulter.

Ist diese nicht gewährleistet (sekundäre frozen Shoulder, Arthrofibrose), muß sie erst durch intensive Physiotherapie hergestellt werden, da andernfalls mit einem schlechten Operationsresultat gerechnet werden kann (HABERMEYER und SCHWEIBERER 1996).

Ziel der Operation sind der Verschluss des RM-Defektes (REICHEL 2001), das biologische Anheilen der Sehnen an den Knochen, die anatomisch-mechanische Wiederherstellung der Rotatorenmanschette (SMITH et al. 2006), Schmerzfreiheit, normale Bewegungsausmaße sowie Kraft und Funktion des Schultergelenks wiederherzustellen (CUMMINS et al. 2005).

In die präoperative Planung müssen das Alter der Ruptur, deren Ausmaß, der Grad der Sehnenretraktion und Muskelatrophie sowie die Muskelverfettung (GOUTALLIER et al. 1994) neben dem akromiohumeralem Abstand (WALCH 1993) in Zusammenschau mit dem gesamten Patienten beurteilt werden.

Bei traumatischen Rupturen erreicht man gute Resultate, wenn man innerhalb der ersten drei Monate nach dem Trauma operiert (MAU und BREUSCH 2006), die besten Resultate allerdings nach Operationen innerhalb der ersten drei Wochen nach dem Trauma (BASSET und COFIELD 1983).

Verzögert sich der Operationszeitpunkt, können fortschreitende Muskelatrophie, Vernarbung, Muskelverfettung und Retraktion der Rupturränder einen limitierende Faktor darstellen, da die verbliebene Muskelfunktion zum Operationszeitpunkt deutlich eingeschränkt ist und dadurch das Operationsresultat stark limitiert wird (GOUTALLIER et al. 1994; GERBER C et al. 2000). Bei chronischen Defekten hat der Operationszeitpunkt keinen signifikanten Einfluss auf das Resultat (HABERMEYER 2002).

Bei nicht mehr rekonstruierbaren RM-Läsionen stellt das „arthroskopische Débridement eine erfolgreiche Behandlungsoption zur Schmerzreduktion in zuvor sorgfältig ausgewählten, biologisch älteren Patienten mit bewegungsarmer Lebensweise und ohne großen Anspruch an Kraft oder Bewegungsausmaß dar“ (KLINGER et al. 2005, S. 265).

Bei jüngeren, funktionsorientierten Patienten ist zum Erlangen der Schmerzfreiheit und verbleibenden Funktion eine Muskeltransferoperation möglich (HABERMEYER 2002).

Bei operativ zu versorgenden RM-Rupturen wird zwischen drei verschiedenen Verfahren unterschieden. Dem offenem, dem arthroskopischem sowie dem arthroskopisch-assistiertem Operationsverfahren (REICHWEIN und NEBELUNG 2004).

Ist aufgrund von Rupturgröße, Sehnenretraktion und Muskelatrophie eine arthroskopische Naht nicht möglich, verbleiben die offenen Operationsverfahren. Allerdings ist im Vergleich zur arthroskopischen Rekonstruktion mit einem wesentlich längeren Heilungsverlauf zu rechnen (HABERMEYER et al. 2000).

1990 beschrieben LEVY et al. erstmals die arthroskopisch-assistierte RM-Rekonstruktionstechnik (Mini-Open-Technik). Hierbei wird eine arthroskopische Dekompression durchgeführt. Anschließend erfolgt die Refixation der Sehne über einen kleinen Deltamuskelsplit von 3 - 4 cm. Der Vorteil dieses Verfahrens ist der Verzicht auf eine Ablösung des M. deltoideus von seinem Ursprung am Akromion und somit keine Gefahr einer Insuffizienz. Nachteilig ist die mangelnde Übersicht und eine eventuelle Quetschung des M. deltoideus bei der Retraktion mit Wundhaken (GOHLKE et al. 2007).

Die arthroskopische Rekonstruktion der Rotatorenmanschette ist das minimal-invasivste aller Verfahren und hat in den letzten Jahren, bei zunehmender Akzeptanz der Patienten, deutlich an Bedeutung gewonnen (BURKHART und LI 2006). Sie bietet eine Überlegenheit allen anderen bildgebenden Verfahren in der Aussagekraft hinsichtlich Defektgröße und Lokalisation, der Bestimmung des Retraktionsgrades und der Sehnenqualität sowie die Möglichkeit, intraartikuläre Schäden zu diagnostizieren (MILLER C und SAVOIE 1994).

Weitere Vorteile stellen die geringeren Weichteilverletzungen, kleinere Inzisionen, keine Ablösung des M. deltoideus, weniger Schmerzen, einfachere Rehabilitation aufgrund geringerer Arthrofibrose, schnellere Verbesserungen bezüglich der postoperativen Beweglichkeit der Schulter und Ästhetik dar. Unabhängig voneinander erhobenen Langzeitstudien zeigen eindrucksvoll, dass das Outcome und die klinischen Ergebnisse der rein arthroskopischen Technik in den letzten Jahren ein besseres funktionelles und klinisches Ergebnis aufweist, als die Mini-Open-Technik oder die offene Rekonstruktion erreichen konnte (LIEM et al. 2007; COLEGATE-STONE et al. 2009; MILLAR et al. 2009).

1.5 Historie der Rotatorenmanschettenrekonstruktion

Die erste Illustration und Beschreibung einer RM-Ruptur stammt von MONRO aus dem Jahre 1788 (MOSELEY 1951). Der Kölner Chirurg BERNHARD BARDENHEUER war 1886 einer der ersten, die anhand von Beobachtungen an Rupturen der RM behaupteten, dass diese näubar seien (BARDENHEUER 1886).

MÜLLER war 1889 der erste, der über eine operative Vernähung des M. supraspinatus (SSP) und des M. infraspinatus (ISP) berichtete (MÜLLER 1898). PERTHES erläuterte acht Jahre später die operative Refixation der SSP-Sehne mit u-förmig gebogenen Nägeln (PERTHES 1906). 1909/10 refixierte CODMAN zwei komplette SSP-Rupturen (CODMAN 1934). 1944 hefte McLAUGHLIN eine möglichst spannungsfreie Rekonstruktion der Sehne und eine Akromionverkleinerung hervor und entwickelte hierbei die transossäre Rekonstruktionstechnik (McLAUGHLIN 1994).

NEER entwickelte 1972 die offene Acromioplastik zur Erweiterung des subakromialen Raumes (NEER 1972), nachdem er das Impingement-Syndrom der Schulter als Hauptursache des Schulterschmerzes und Ursache der Ruptur der SSP-Sehne betrachtet hat.

ELLMAN beschrieb 1983 erstmals eine arthroskopische subakromiale Dekompression (ELLMAN 1985 und 1986). Das Arthroskop war seither nicht nur als diagnostischen Mittel nützlich, sondern ermöglichte unter Sicht Operationsverfahren wie das Débridement, die subakromiale Dekompression und die RM-Refixation (SNYDER 1993).

Bevor LEVY et al. 1990 die Mini-Open-Technik entwickelten, beschrieben GOBLE et al. (1994) als erste Nahtanker zur Rekonstruktion von Sehnen an Knochen. Während bei offenen RM-Rekonstruktionen weiterhin transossäre Nähte als Standard gelten, werden in arthroskopischen Rekonstruktionsverfahren zunehmend Nahtankersysteme mit vergleichbar guten Ergebnissen zur offenen Refixation eingesetzt (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003 und IDE et al. 2005).

Eine optimale Rekonstruktion der RM sollte eine stabile initiale Fixation, minimale Elongation unter zyklischer Belastung sowie eine mechanische Stabilität aufweisen, bis die Heilung zu einem stabilen Sehnen-Knochen-Konstrukt geführt hat (GERBER C et al. 1994). Wichtig für eine optimale Nahttechnik sind eine hohe Reißfestigkeit und eine möglichst geringe Komprimierung der Sehnendurchblutung (BAUER und KNIESEL 2005).

1.6 Nahtankerrefixation von Rotatorenmanschettenrupturen

Mit einer Ausreißstabilität die höher lag als die Stabilität des Nahtmaterials, zeigten sich Nahtanker Ende der Achtziger Jahre als eine echte Alternative zu den bisher genutzten transossären Tunneltechniken auf (BARBER et al. 1993 und 1996), um Sehnen an ihrem knöchernem Ursprung zu reinsertieren (Abb. 1-4 und Abb. 1-5).



Abb. 1-4 Transossäre Technik
(MEIER und MEIER 2006, S. 692)



Abb. 1-5 Single-Row Nahtankertechnik
(MEIER und MEIER 2006, S. 692)

Einige Autoren zeigten unabhängig voneinander eine leicht schwächere oder vergleichbare Stabilität im Vergleich der transossären- und der Nahtankerrefixation (GERBER C et al. 1994; CRAFT et al. 1996; ROSSOUW et al. 1997). Mit Verbesserung des Materials der Nahtanker fanden andere Autoren zunehmend verbesserte Ergebnisse in Bezug auf die Stabilität der Nahtankertechnik gegenüber der transossären Technik (REED et al. 1996; BURKHART et al. 1997; KLINGER et al. 2007). Die arthroskopischen Operationstechniken haben sich unter Berücksichtigung dieser Ergebnisse in Richtung der Nahtankerrefixation weiterentwickelt (BUESS et al. 2005; BURKHART und LI 2006).

Mit deutlich geringeren Weichteiltraumen durch den Verzicht auf das Deltasplitting sowie der ggf. notwendigen Resektion des Lig. coracoakromiale bei zu starker Retraktion des proximalen Sehnenstumpfes, der geringeren Morbidität sowie der kürzeren Operationszeit (NORBERG et al. 2000), hat die Verbesserung des Designs der Nahtankersysteme der arthroskopischen Refixation von Rotatorenmanschettenrupturen mit Nahtankern zu mehr Aufmerksamkeit und Verwendung verholfen (MAZZOCCA et al. 2005 a). Es gibt Nahtankersysteme mit integrierter Öse für das Nahtmaterial oder bereits mit Nahtmaterial gekoppelte Anker. Zu Beginn wurden Nahtanker vorwiegend aus Titanlegierungen konstruiert (GOBLE et al. 1994). Jedoch war ihre Verwendung nicht selten mit Komplikationen vergesellschaftet.

Hierzu zählten unter anderem die Verletzungen der Gelenkoberfläche durch abwandernde Implantate und häufigere Brüchen des Nahtmaterials aufgrund der scharfen Kanten der Ösen der metallenen Anker (SCHNEEBERGER et al. 2002; ÖZBAYDAR et al. 2007). Um diesen Problemen zu entgehen, wurden bioabsorbierbare Nahtanker entwickelt.

Lange Zeit galten bioresorbierbare Anker im Vergleich zu den metallenen Ankern als weniger widerstandsfähig gegenüber Knochenaustrissen. Einige Zeit später allerdings schon so stabil, dass sie den physiologischen Belastungen standhalten konnten (BURKHART 2001), haben sich die neuesten Versionen unter ihnen mittlerweile als genauso widerstandsfähig und sogar widerstandsfähiger in Bezug auf die Ausreisstabilität erwiesen als metallene Anker (REED et al. 1996; BURKHART et al. 1997 a + b; ÖZBAYDAR et al. 2007).

Zur Rekonstruktion von RM-Rupturen setzte sich in der arthroskopischen Chirurgie zunächst die Einzelreihenrefixation mittels Nahtankern (Single-Row/SR) als Standardtechnik durch (GERHARDT et al. 2008). Ein relativ neues Konzept stellt die Doppelreihenrefixation (Double-Row/DR) dar. Bei der SR-Nahtankerrefixation sind eine Reihe von Ankern typischerweise geradlinig innerhalb des Tuberculum majus medial oder lateral angrenzend zum ursprünglichen Insertionsort der Sehne (Footprint) der RM platziert. So lässt sich die Sehne der RM mit einer einzelnen Reihe des verwendeten Nahtmaterials durch die Sehne knüpfen und refixieren (WALL et al. 2009).

Die Doppelreihenrefixation hingegen bietet zwei Reihen von Ankern zur Refixation, eine medial und eine lateral gelegene. Die mediale Reihe wird dazu nahe der artikulären Begrenzung des Humeruskopfes platziert, die zweite lateral auf dem Tuberculum majus, so dass der komplette anatomische Footprint der RM überspannt wird (WALL et al 2009).

Beide Refixationstechniken sind bezüglich der Anzahl der verwendeten Anker, Platzierung der verwendeten Anker, der Nahttechnik und des Nahtmaterials variierbar.

Trotz dieser möglichen Variablen, der wesentliche Unterschied zwischen der SR- und der DR-Refixationstechnik bleibt bestehen: die SR-Refixationstechnik verwendet eine Reihe von Nahtankern für die Sehnen-Knochen-Refixation, die DR-Refixationstechnik zwei Reihen (Abb. 1-6 und 1-7).



Abb. 1-6 Single-Row-Nahtankertechnik (MEIER und MEIER 2006, S. 692)



Abb. 1-7 Double-Row-Nahtankertechnik (MEIER und MEIER 2006, S. 692)

In experimentellen Arbeiten werden vor allem die absolute Reißfestigkeit, die zyklische Belastbarkeit des jeweiligen Verfahrens, das Ausmaß der Dehizens der Sehne nach derer Refixation vom Insertionsort (Gap Formation) sowie eine spannungsarme Reinsertion als Qualitätskriterien herangezogen (GERBER C et al. 1994; MA et al. 2006). Die zunächst vorwiegend verwendete SR-Refixation von RM-Rupturen zeigt ähnliche Ergebnisse, wie die der traditionellen transossären Refixationstechnik (GERBER C et al. 1994; BURKHART et al. 1997; SCHNEEBERGER et al. 2002; CUMMINS et al. 2003; DEMIRHAN et al. 2003; PETIT et al. 2003; DECARLI et al. 2005; KLINGER et al. 2007). Zunächst konnten auch zufriedenstellende klinische Ergebnisse unter Verwendung der SR-Refixation präsentiert werden (GARTSMAN et al. 1998; TAURO et al. 1998; GALATZ et al. 2004; IDE et al. 2005). Die Rerupturraten lagen hierbei jedoch noch zwischen 25 und 94% (GALATZ et al. 2004; BOILEAU et al. 2005; CHAROUSSET et al. 2006; LICHTENBERG et al. 2006; FRANCESCHI et al. 2007) und stellen die Hauptkomplikation nach Rekonstruktion der RM dar (GERHARDT et al. 2008). Das relativ neue Konzept der Rekonstruktion der rupturierten RM mit Nahtankern in DR-Konfiguration bietet Vorteile wie die anatomischere Rekonstruktion der RM mit größerer Auflagefläche der Sehne über ihrem physiologischem Footprint, eine rigidere Fixation, eine geringere Elongation unter zyklischer Belastung, eine höhere initiale Stabilität mit höherer Ausreißkraft und eine spannungsärmere Reinsertion im Vergleich zur SR-Refixationstechnik (MA et al. 2004; CUMMINS et al. 2005; TUOHETI et al. 2005; KIM D et al. 2006), welche die Komplikationsrate drastisch reduzieren könnten. Diese Faktoren stellen die Grundlage für eine breitflächige, biologische Einheilung und solide Verankerung der Sehne dar (GERHARDT et al. 2008) und können sich letztendlich in besseren klinischen und strukturellen Ergebnissen verdeutlichen.

1.7 Nahttechniken

Aufgrund der hohen Ausreisstabilität von Nahtankern verschieben sich potentielle Fehlerquellen zu anderen Komponenten des Refixationskonstrukts. So stellt die Nahttechnik einen weiteren wichtigen Faktor dar, welcher über Erfolg oder Misserfolg entscheiden kann. Die optimale Nahttechnik sollte eine hohe initiale Stabilität sowie deren Erhalt und keine bis höchstens minimale Entwicklung einer Dehiszenz der refixierten Sehne vom Insertionsort (Gap Formation) bieten, bis die osteofibroblastische Integration der refixierten Sehne erfolgt ist. Zusätzlich sollte die Strangulation der Sehne durch den Faden so niedrig wie nur möglich gehalten werden, um einen Schutz vor metabolischen Schäden zu gewährleisten (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003).

Arthroskopische Nahttechniken verwenden meistens einfache Durchstich- oder Matratzennähte, da komplexe Nahttechniken arthroskopisch sehr schwer durchführbar sind (SCHNEEBERGER et al. 2002). Aus diesem Grund besteht eine Notwendigkeit für komplexere Nahttechniken mit erwähnten Eigenschaften, die auch arthroskopisch angewandt werden können (MA et al. 2006).

1994 beschrieb GERBER die modifizierte Mason-Allen-Naht für transossäre Refixationen und zeigte in einer in-vitro-Studie eine deutlich höhere maximale Reißfestigkeit als die einfache Durchstich- bzw. U-Naht bieten (GERBER C et al. 1994).

SCHEIBEL und HABERMEYER (2003) kombinierten eine Matratzen- mit einer einfachen Durchstichnaht unter Verwendung eines doppelt armierten Fadenankersystems, wodurch ein konstanter und balancierter Kontaktdruck der refixierten Sehne auf das Knochenbett ausgeübt wird. Dadurch, dass die Matratzennaht zuerst geknüpft wird und die Einfachnaht ihr obenauf liegt, verhindert man, dass die einfache Durchstichnaht die refixierte Sehne einschneidet (Abb. 1-8).

Das schwächste Glied in einer RM-Rekonstruktion stellt die Schnittstelle zwischen Naht und Sehne dar (MAZOCCA et al. 2005 b; KIM D et al. 2006; NHO et al. 2007).



Abb. 1-8 Details der sogenannten arthroskopischen Mason-Allen-Technik (gestrichelte Linie = Matratzennaht, weiße Linie = Einfachnaht), (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003, S.332)

MA et al. (2004) zeigten für die modifizierte Mason-Allen-Naht nach GERBER C und die arthroskopisch-modifizierte Mason-Allen-Naht nach SCHEIBEL und HABERMEYER gleiche Ausreissfestigkeiten ($246 \pm 40\text{N}$ und $233 \pm 40\text{N}$), während die einfache Durchstich- und die Matratzennaht signifikant schlechter abschnitten ($72 \pm 18\text{N}$ und $77 \pm 15\text{N}$).

KLINGER et al. (2007) wiesen für die arthroskopische Mason-Allen-Naht im Zusammenhang mit Nahtankern eine höhere Ausreissfestigkeit zum Zeitpunkt Null ($223,8\text{N}$) als für die modifizierte Mason-Allen-Naht bei der transossären Nahttechnik nach ($201,4\text{N}$).

1.8 Nahtmaterialien

Ein Faden sollte den Kräften, die auf ihn einwirken widerstehen können, sollte während der Heilperiode eine geringe Dehnbarkeit zeigen, nicht durch Gewebe schneiden, einfach zu Handhaben sein und eine gewisse Steifigkeit für einen stabilen Knoten aufweisen

Für die stabile Fixierung der Rotatorenmanschette hat sich nicht resorbierbares, geflochtenes Polyester-Nahtmaterial der Stärke 2.0 durchgesetzt (z.B. Ethibond®, Ethicon, Sommerville, New York), (HABERMEYER 2002; WÜST et al. 2006). Es weist eine 50% größere Haltekraft auf als monofiles resorbierbares Fadenmaterial und besitzt zudem eine bessere Knotenfestigkeit (LOUTZENHEISER et al. 1995). Umfassende Studien über die mechanischen Eigenschaften dieser Nahtmaterialien zeigten, dass das schwächste Glied in der Sehnenrefixation die Schnittstelle zwischen Naht und Sehne ist (GERBER C et al 1996; MEYER et al. 2002; WÜST et al. 2006). Defekte der Refixationskonstrukte waren vor allem auf insuffiziente Knotenfestigkeiten (GERBER C et al. 1996), zu geringe maximale Reissfestigkeiten oder auf das Durchscheuern des Nahtmaterials an den Ösen der Anker und scharfen Knochen- oder Implantatkanten zurückzuführen (ROSSOUW et al. 1997; MEYER et al. 2002).

2005 wurde ein neuartiges Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterial eingeführt und mit besseren mechanischen Eigenschaften als die üblicherweise genutzten geflochtenen, nichtabsorbierbaren Polyester-Nahtmaterialien ausgewiesen (DE CARLI et al. 2005). WÜST et al. verglichen die spezifischen Vorteile und verdeutlichen die Schwierigkeiten einiger dieser neuen Nahtmaterialien (2006).

Sie zeigten, dass „obwohl die Bruchfestigkeit der High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterialien nur 2 bis 2,5 mal größer ist als diejenige der üblicherweise genutzten Polyester-Nahtmaterialien, war die Beständigkeit gegenüber dem Abrieb und der Abnutzung an den Ösen der Anker für die Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterialien überraschenderweise 6 bis 500 mal größer“ (WÜST et al. 2006, S. 1152). Mit Blick auf die Stabilität lassen diese Ergebnisse die Polyblend-Nahtmaterialien in Verwendung mit Nahtankern besonders vorteilhaft erscheinen. Dabei ist jedoch zu bedenken, dass für einen sicheren Halt des geknüpften Polyblend-Polyethylen-Fadens zwei zusätzliche Knoten im Vergleich zu den Polyester-Nahtmaterialien notwendig sind (WÜST et al. 2006). DE CARLI et al. (2005) hatten vergleichbare Ergebnisse in Bezug auf die neuen Polyblend-Nahtmaterialien. Sie wiesen allerdings daraufhin, dass es bei der Überprüfung der maximalen Reissfestigkeit zu einer Verschiebung der Defektarten im Vergleich mit den Polyester-Nahtmaterialien kommt. Die Polyblend-Nahtmaterialien zeigten deutlich höherer maximale Reissfestigkeiten, was unter Verwendung mit metallischen Schraubankern dazu führte, dass sich der Versagensmodus vom Bruch des Nahtmaterials zu einem Ausreißen der Anker aus dem Knochenbett verschoben hat. In Kombination mit bioresorbierbaren Ankern war der Defekt vor allem darin zu finden, dass die Ösen der Anker gerissen sind (DE CARLI et al. 2005). Um mögliche Knorpelläsionen durch abwandernde Metallanker zu vermeiden, empfiehlt sich die Verwendung von bioresorbierbaren Nahtankern (DE CARLI et al. 2005).

1.9 Das Schafmodell

Aufgrund einer zu geringen Anzahl an humanen Schulterpräparaten sowie dem Fehlen eines etablierten Modells für das Testen von verschiedenen Techniken der RM-Rekonstruktion, wählten GERBER C et al. (1994) das Schaf für eine in-vivo-Testreihe aus. Ausschlaggebende Kriterien für diese Wahl waren die Ähnlichkeit der Form der Infraspinatussehne des Schafs in Hinsicht auf die Breite und Stärke mit der menschlichen Supraspinatussehne.

Die durchschnittliche Stärke der ISP-Sehne der Schafe liegt bei 3,9 mm, die der menschlichen SSP-Sehne bei 3,93 mm (GERBER C et al. 1994). Des Weiteren führten GERBER C et al. (1994) an zwei ISP-Sehnen von Schafen und zwei menschlichen SSP-Sehnen histologische Untersuchungen durch.

Die ISP-Sehnen der Schafe hatten etwas mehr dicht gepackte Bündel an Kollagenfasern pro Flächeneinheit als die menschlichen SSP-Sehnen, waren ansonsten aber kaum zu unterscheiden. Ein weiteres Vergleichskriterium ergibt sich aus der Kraft, die angewendet werden muss, um eine ISP-Sehne eines Schafes vom Knochen zu trennen. Sie liegt mit mindestens 2400 N in einem Bereich, der sich innerhalb der Standardabweichungen für die anzuwendende Kraft für eine menschliche SSP-Sehne befindet (McFARLAND et al. 2005). Durch die evolutionäre Verwandtschaft der Säugetiere untereinander korrelieren nicht nur die Schulter von Schaf und Mensch in ihrer Anatomie miteinander. In vielen Tierstudien an Schaf, Schwein, Rind und Hund haben sich Tierschultern für experimentelle Versuche bewährt (GERBER C et al. 1994 und 1999; DEJARDIN et al. 2001; CUMMINS et al. 2005; COONS et al. 2006; FEALY et al. 2006; KLINGER et al. 2008 und 2009; BAUMS et al. 2010).

1.10 Fragestellung und Hypothese der Studie

Ziel einer jeden operativen RM-Rekonstruktion ist es, eine ausreichende initiale Primärstabilität des Sehnen-Knochen-Konstrukts zu gewährleisten, um die biologische Sehnen-Knochen-Einheilung gewährleisten zu können. Die biomechanische Belastbarkeit dieses primären Sehne-Knochen-Konstrukts schafft somit die Voraussetzungen für die biologische Einheilung der Sehne in den Knochen (GERBER C et al 1994).

Unabhängig ob offene oder arthroskopische RM-Refixationen erfolgen, das Versagen der Sehnen-Knochen-Refixation ist die am häufigsten beobachtete Komplikation (GALATZ et al. 2004; BOILEAU et al. 2005). MRI-Untersuchungen zeigen Rerupturraten nach arthroskopischer Refixation von 30 - 94% (BOILEAU et al. 2005).

Zielsetzung dieser biomechanischen Untersuchung ist die Evaluation dieser initialen biomechanischen Eigenschaften des Sehnen-Knochen-Konstrukts nach der Refixation rupturierter Rotatorenmanschetten am Schafsmodell mit der Double-Row-Nahtankertechnik, um voraussichtliche Verbesserungen bei der arthroskopischen Rotatorenmanschettenreparatur in Betracht ziehen zu können. Das relativ neue Konzept der Double-Row-Refixation gewährleistet eine bessere anatomische Rekonstruktion mit größerer Auflagefläche der refixierten Sehne über ihrem natürlichen Footprint als das der Single-Row-Refixation (APRELEVA et al. 2002; MEIER und MEIER 2006). Dies soll die biologische Einheilung erleichtern, eine initial stabilere Refixation gewährleisten und sich letztendlich in einem besseren klinischen und strukturellen Ergebnis widerspiegeln.

Soweit aus der aktuellen Literatur zu entnehmen ist, ist dies die erste Untersuchung, die eine Kombination der arthroskopischen Mason-Allen- und der vertikalen Nahttechnik für die Refixation von RM-Rupturen mit Hilfe der Double-Row-Nahtankertechnik verwendet.

Ferner bewerten wir unter Zugbelastung die biomechanischen Unterschiede des neuen High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterials und die eines häufig verwendeten geflochtenen Polyester-Nahtmaterials in einem unbehandelten Sehnenmodell.

Hypothese dieser Studie ist, dass die Kombination von absorbierbaren Nahtankern in Double-Row-Konstellation mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten für die lateralen Anker und horizontalen Matratzennähten für die medialen Nahtanker unter Verwendung eines High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterials bessere biomechanische Eigenschaften unter Zugbelastung aufweist als die Refixation mit der Single-Row-Nahtankertechnik in Kombination mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten.

2 Material und Methoden

2.1 Konservation und Präparation der Schafschultern

Für die biomechanischen Untersuchungen wurden 32 frische Schafschultern (Untersuchungsalter 2 Jahre) von einem hiesigen Schlachter bezogen. Frisch geschlachtet wurden sie mit 0,9 %iger NaCL-Lösung getränkten Kompressen umwickelt und bei - 20°C (WOO et al. 1986) gelagert. Jede der 32 Schultern wurde 24 Stunden vor den Tests bei Raumtemperatur aufgetaut, anschließend von allem Weichgewebe bis auf den M.infraspinatus und seiner Sehne befreit (Abb. 2-1 a und b).



Abb. 2-1 Von dorsal (a) als auch von ventral (b) eine Aufsicht auf die präparierten Schafschultern (lediglich der Humerus und der M. infraspinatus bleiben bestehen) (persönliche Mitteilung von PD Dr. H.-M. Klinger)

Testvoraussetzung war eine unversehrt inserierte Sehne des M. infraspinatus am Tuberculum majus des Humerus. Während der Inspektion wurden bei keiner der Schultern etwaige vorbestehende Abnormalitäten der Rotatorenmanschette festgestellt.

Um eine komplette RM-Ruptur zu imitieren, wurde die Sehne anschließend scharf von ihrem Ansatz und komplett subperiostal vom Knochen abgetrennt (CUMMINS et al. 2005; MEIER und MEIER 2006; KIM D et al. 2006; KLINGER et al. 2007).

2.2 Refixationstechniken

Unter der Verwendung von bioresorbierbaren, zweifach armierten Nahtankern (Duet Suture Anchor®, ConMed Linvatec, Largo, FL, USA), (Abb. 2-2), die entweder mit geflochtenen, nicht absorbierbaren Polyester-Fäden der Stärke USP Nr. 2.0 (Ethibond®; Ethicon, Sommerville, NJ, USA) oder mit dem neuartigen High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterial der Stärke Nr. 2.0 (HiFi®; ConMed Linvatec, Largo, FL, USA) armiert waren, wurden rechte und linke Schultern randomisiert in vier verschiedene Behandlungsgruppen unterteilt:



Abb. 2-2 bioresorbierbare Fadenankersysteme: Duet Suture Anchor®, ConMed Linvatec, Largo, FL, USA

- Gruppe 1: Single-Row Refixation mit zwei doppelt armierten Nahtankern in einer Reihe
- gekoppelt an Ethibond® Fäden
 - Naht: arthroskopische Mason-Allen (Abb. 2-3)
- Gruppe 2: Single-Row Refixation mit zwei doppelt armierten Nahtankern in eine Reihe
- gekoppelt an HiFi® Fäden
 - Naht: arthroskopische Mason-Allen (Abb. 2-3)



Abb. 2-3 Single-Row-Refixationstechnik mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten sowie Ethibond®- oder HiFi®-Nahtmaterialien

- Gruppe 3: Double-Row Refixation mit insgesamt vier Nahtankern in zwei Reihen
- gekoppelt an Ethibond® Fäden
 - Naht: arthroskopische Mason-Allen-Nähte bei den doppelt armierten lateralen Ankern und horizontale Matratzennähte bei den einfach armierten medialen Ankern (Abb. 2-4)
- Gruppe 4: Double-Row Refixation mit insgesamt vier Nahtankern in zwei Reihen
- gekoppelt an HiFi® Fäden
 - Naht: arthroskopische Mason-Allen-Nähte bei den doppelt armierten lateralen Ankern und horizontale Matratzennähte bei den einfach armierten medialen Ankern (Abb. 2-4)

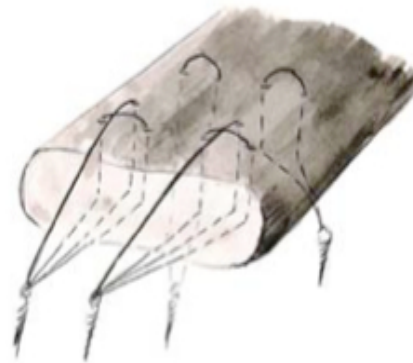


Abb. 2-4 Double-Row-Refixationstechnik mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten bei den lateralen Ankern und horizontalen Matratzennähten bei den medialen Ankern sowie Ethibond®- oder HiFi®-Nahtmaterialien

Mit Hilfe eines Gewindeschneiders wurden die Knochen vorbereitet.

Jedes Nahtankersystem wurde anschließend gemäß der Herstellerangaben über einen Führungsdraht platziert. In einem Winkel von 45° zur Diaphyse des Humerus (Deadmen's Angle), wurde der Anker bündig mit seiner Öse zur Kortikalis eingesetzt, um den Widerstand des Ankers gegen ein Herausziehen zu erhöhen (BURKHART 1995; DE CARLI et al. 2005; SCHNEEBERGER et al. 2002), (Abb. 2-5).

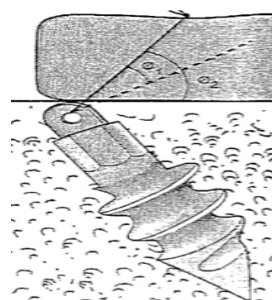


Abb. 2-5 Deadmen's Angle: Ankerimplantation in 45° zum Footprint gegen die Zugrichtung (BURKHART 1995, S. 121)

Bei der Single-Row-Technik wurde die Sehne an ihrem Ansatz refixiert, in dem die Nahtanker 5 mm auseinander und 5 mm entfernt vom distalen Sehnenrand platziert wurden (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003), (Abb. 2-6).

Die für die Double-Row-Technik zusätzlich benötigten medialen Anker wurden, zu den bei der Single-Row-Technik schon platzierten Ankern, 5 mm entfernt vom proximalen Sehnenrand eingebracht. Für die laterale Reihe der Anker wurden arthroskopische Mason-Allen-Nähte verwendet, für die mediale Ankerreihe horizontale Matratzennähte (Abb. 2-7).



Abb. 2-6 Schema der Single-Row-Konstellation mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten

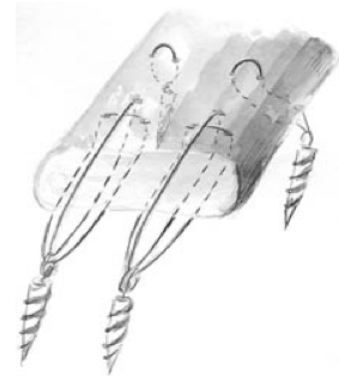


Abb. 2-7 Schema der Double-Row-Konstellation mit arthroskopischen Mason-Allen- und horizontalen Matratzennähten

Während der Refixierung wurde weder eine Vorspannung auf die Sehne ausgeübt noch wurden Knochenmulden verwendet (CUMMINS und MURRELL 2003).

Die Platzierung der Nahtankersysteme wurde, ebenso wie die Fadenführung, mit Hilfe arthroskopischer Instrumente (Spectrum tissue repair system®, ConMed Largo, FL, USA) durchgeführt, um den arthroskopischen Rahmen möglichst getreu simulieren zu können.

Die Ausrichtung der Knochenkanäle entspricht den anterioren, lateralen und posterioren Portalen der Schulterarthroskopie (SCHNEEBERGER et al. 2002).

Alle Arbeitsschritte wurden unter normalen Luftverhältnissen, bei Raumtemperatur und ohne arthroskopische Flüssigkeit unter Verwendung einer arthroskopischen Knotenknüpftechnik durchgeführt.

Jeder Stich wurde zuerst mit einem gleitenden doppelten halben Schlag geknüpft. Anschließend mit einer Serie von vier rücklaufenden halben Schlägen gesichert.

Die Präparationen der Schultern, die scharfen Abtrennungen der Sehnen von ihrem Ansatz sowie deren Refixationen wurden alle unter standardisierten Bedingungen für die Refixation von Rotatorenmannschetten durchgeführt, um Variabilitäten in der Technik zu minimieren.

Während jeder der durchgeführten Schritte wurden die Schultern nach dem Auftauen mit 0,9% NaCl-Lösung feucht gehalten.

2.3 Weichteilbefestigung

Da in dieser Versuchsreihe mit Maximalwerten zu rechnen war, entschieden wir uns für eine Fixierung der Weichteile, die von RIEMERSA und SCHAMHARDT (1982) bereits für die Testung von Flexor-Digitorum-Longus-Sehnen am Pferd verwendet wurde. Um die native Stabilität der Sehne des M. supraspinatus nachzuweisen, verwendeten RICKERT et al. (1998) erfolgreich ebenfalls die von RIEMERSA und SCHAMHARDT beschriebene Spannbackenfixierungstechnik.

In Anlehnung an die genannten Arbeiten konstruierten auch wir eine Spannbacke, dessen Kernstück zwei Metallplatten sind, welche seitlich jeweils ein Behältnis für Trockeneis aufgesetzt haben (Abb. 2-8). Zwischen diesen Kältebacken (Cryo-Jaws) wird der Muskelbauch des M.infraspinatus eingespannt und vor Beginn der Zugversuche durch das Trockeneis ($-78,4^{\circ}\text{C}$) eingefroren.

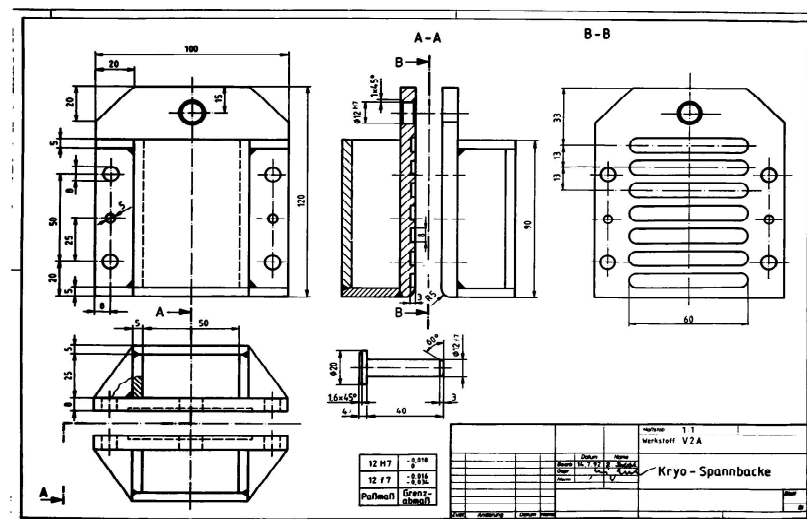


Abb. 2-8 (RICKERT et al. 1998, S. 267)

Darstellung der modifizierten Kältebacken. Im Schnitt A-A sind die seitlich aufgesetzten Trockeneisbehälter in der Seitenansicht dargestellt. R5 zeigt die abgerundete untere Kante der Spannbacke.

Im Frontalschnitt sind die senkrecht zur Zugrichtung eingebrachten Vertiefungen der „Cryo-Jaws“ zu sehen, welche der Aufnahme des Muskelbauches dienen.

In den beiden Metallplatten befinden sich Vertiefungen, um ein Abgleiten zu vermeiden und eine bessere Haftung zu erzielen. In diese Vertiefungen wird die Muskulatur durch Anziehen der Zugschrauben gedrückt (Abb. 2-9).

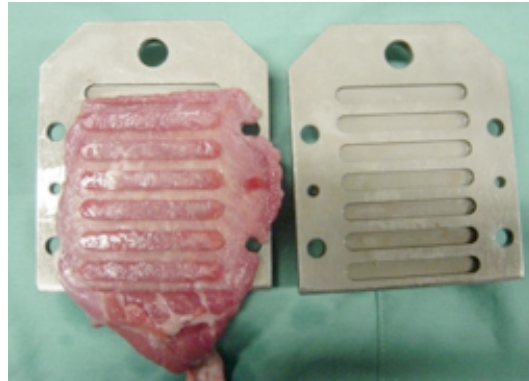


Abb. 2-9 Muskelbauch nach Fixierung in Cryo-Jaws
(persönliche Mitteilung von PD Dr. H.-M. Klinger)

Um einen durch die Cryo-Jaws bedingten Muskeldefekt zu vermeiden, wurden im Vorfeld die in Frage kommenden Kanten gerundet.

Wird nach dem Einspannen des Muskelbauches das Trockeneis eingefüllt, entsteht durch das Einfrieren eine so stabile Verbindung, dass kein Abgleiten mehr möglich ist.

Der Muskelbauch wurde in einer Sehnenklammer fixiert. Zwischen der Klammer und der Seite der Reparatur liegen ungefähr 6 cm (Abb. 2-10). Der Humerus wurde in einer spezifisch angefertigten Vorrichtung im Kopfbereich befestigt. Eine weiter distal gelegene Fixierung hätte die Zugrichtung durch die möglicherweise zu starke Biegebeanspruchung verändern können. Sein distales Ende wurde zusätzlich mit Knochenzement (Sulfix® - 60) fixiert, um die Variablen, die das Ergebnis verfälschen könnten, so gering wie möglich zu halten. Mit Hilfe dieser Vorrichtung sollen die Kräfte, die auf die Sehne einwirken, gleichmäßig verteilt werden (Abb. 2-11). Durch die speziell angefertigte Halterung wurde eine Zugrichtung der Infraspinatussehne in 45° Rotation und 90° zur humeralen Achse ermöglicht, was der anatomischen Zugrichtung der menschlichen Supraspinatussehne entspricht (KIM D et al. 2006; MA et al. 2006).

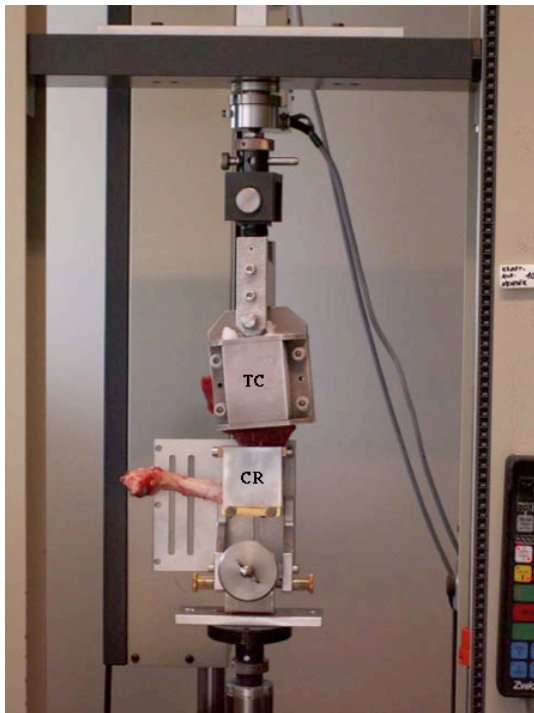


Abb. 2-10 Materialprüfmaschine (Zwick 1445, Zwick-Roell, Ulm, Germany);
TC = Sehnenklammer mit Kältebacken und Trockeneis befüllt, CR = angefertigte Haltevorrichtung für den Humeruskopf
(persönliche Mitteilung von PD Dr. H.-M. Klinger)



Abb. 2-11 Experimenteller Versuchsaufbau
(persönliche Mitteilung von PD Dr. H.-M. Klinger)

2.4 Messprotokoll

2.4.1 Der Zugversuch

Die hier verwendeten Zugversuche werden in der industriellen Werkstoffprüfung zur Feststellung der Zugfestigkeit und somit bestimmter Werkstoffkennwerte angewendet und stellen ein genormtes Standardverfahren dar. Üblicherweise dehnt man die zu prüfenden industriellen Objekte bis zum Bruch. Beim Zugversuch hingegen wird ein axialer Zug angelegt. Das Ergebnis ist das Spannungs-Dehnungs-Diagramm (Abb. 2-12), aus dem die verschiedenen Kenngrößen errechnet werden. Die in Zugversuchen auftretende zyklische Belastung, welche auf die refixierte RM einwirkt, stellt das postoperative Ausmaß an Bewegungsübungen dar, die üblicherweise als Anschlussheilbehandlung angewendet werden (KIM D et al. 2006). Die zyklische Auslenkung hat den Vorteil, dass sie die postoperativen Bedingungen in Bezug auf die Kräfte, welche auf das Sehnen-Naht-Anker-Konstrukt einwirken, besser widerspiegelt als das es der statische Zug bis zum Defekt erzielen könnte (BARBER et al. 1995; BURKHART et al. 1997 a und b; SCHNEEBERGER et al. 2002).

Die Ausreisversuche kann man mit einer akut einwirkende hohen Kraft, wie den unerwarteten Sturz auf den ausgestreckten Arm oder das ruckartige Heben eines schweren Gegenstandes vergleichen (KIM D et al. 2006).

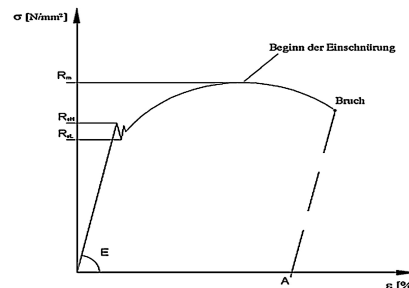


Abb. 2-12 Spannungs-Dehnungs-Diagramm

E: Elastizitätsmodul, R_p : Dehngrenze, R_e : Streckgrenze, R_{eL} : untere Streckgrenze, R_{eH} : obere Streckgrenze, R_m : Zugfestigkeit, A_g : Gleichmäßigkeit, A: Bruchdehnung, Z: Brucheinschnürung

2.4.2 Zyklische Belastung

Die Versuche wurden bei Raumtemperatur mit einer Maschine für Materialtests (Zwick 1445®, Zwick-Roell, Ulm, Germany) durchgeführt, die die Daten mit Hilfe der mitgelieferten Software (Textexpert 8.1®, Zwick-Roell, Ulm, Germany) aufzeichnete und sie in einem Kraft-Weg-Diagramm darstellte.

Ein Voranschreiten der Gefrierfront wurde bereits wenigen Minuten nach Befüllen der Seitentaschen der Cryo-Jaws mit Trockeneis beobachtet, so dass wir bei derer Näherung zum Übergang des Muskelbauches zur Sehne auf ungefähr einen halben Zentimeter die Versuche starteten. So liess sich ausschliessen, dass das Sehnengewebe ebenfalls gefriert als auch dass die Muskulatur rupturieren könnte.

Die Schultern wurden, senkrecht zur longitudinalen Achse des Humerus, in physiologischer Ausrichtung der Sehne der Rotatorenmannschette belastet (DEMIRHAN et al. 2003; PETIT et al. 2003).

Um die postoperativen Bedingungen so gut wie möglich zu simulieren, wurden die Versuche unter zyklischer Zugbelastung, ähnlich wie in früheren Studien, durchgeführt (REED et al. 1996; BURKHART et al. 1997 b).

Diese Größen werden als die physiologischen Belastungen und Beschleunigungen betrachtet, die auch in normalen alltäglichen Aktivitäten vorherrschen und deshalb als die beste Art und Weise angesehen, um postoperative Bedingungen wiederzuspiegeln (BURKHART et al. 1997 a und b; KLINGER et al. 2007).

Zunächst wurde eine Vorlast von 10 N an jedes Präparat angelegt und diese für eine Minute gehalten. Hieraus erfolgten die zyklischen Auslenkungen mit einer Maximallast von 180 N. Sofern es das Refixationskonstrukt erbrachte wurden 3000 Zyklen in einem Fünfsekundenzyklus durchlaufen (BURKHART et al. 1997 a und b; KLINGER et al. 2007). Bei Erreichen von 3000 Zyklen wurden die Tests abgebrochen.

Frühzeitige Abbruchkriterien stellten eine Gap Formation von ≥ 10 mm sowie der Defekt des refixierten Sehnen-Knochen-Konstrukts dar.

Die Sehne des M. infraspinatus wurde in einem festen Winkel von 90° zur longitudinalen Achse des Humerus belastet. Hieraus resultierte eine isometrische Muskelkontraktion (RICKERT et al. 1998). Mit einem Dehnungsmesser wurde die Dehiszenz auf jeder Refixationsseite gemessen.

Messgrößen stellten die Ausbildung der 5-mm-, respektive 10-mm-Dehiszenz sowie die bis zu diesem Zeitpunkt durchlaufenen Zyklen neben dem Versagensmodus dar (RICKERT et al. 1998; KLINGER et al. 2007). Die Kraft (N) und die Auslenkung (mm) wurden digital in einer Deformationskurve festgehalten.

2.4.3 Konstante Belastung bis zur maximalen Versagenslast

Dem Ablauf des Zugbelastungsprotokolls folgend, wurde jeder Prüfkörper bis zum Defekt mit einer konstanten Auslenkungsrate von 1 mm/sek belastet. Vor den Ausreißversuchen wurde jedes Konstrukt noch einmal auf Stabilität getestet, anschließend eine Vorspannung von 10 N angelegt. Die Zeit zwischen den verschiedenen Belastungsprotokollen (2.4.2 und 2.4.3) war für alle Untersuchungsobjekte die gleiche.

Die Kraft (N) und die Auslenkung (mm) wurden auch hier, neben der Art des Defektes, in einer digitalen Deformationskurve festgehalten.

2.5 Statistik

Jede der 32 Sehnenrefixationen wurde an separaten Untersuchungsobjekten durchgeführt.

Als 50%ige Versagensrate wurde die Entwicklung einer Gap Formation von fünf Millimetern festgelegt; die Entwicklung einer zehn Millimeter Gap Formation entspricht einer 100%igen Versagensrate.

Die statistischen Analysen wurden mit Hilfe einer Software durchgeführt (SPSS, Rel. 13.0®, SPSS, Chicago, IL, USA).

Die Ergebnisse wurden als Mittelwerte \pm deren Standardabweichung angegeben.

Die Frequenzen wurden mit Hilfe des Chi-Square-Tests anhand einer Vierfeldertafel verglichen (Abb. 2-13). Mit diesem Testverfahren wurde die stochastische Unabhängigkeit zweier dichotomer Merkmale bzw. die Verteilung eines dichotomen Merkmals geprüft. In dieser Versuchsreihe die jeweiligen Refixationsmöglichkeiten bzw. deren Versagensraten.

	Merkmal X		
Merkmal Y	Ausprägung 1	Ausprägung 2	Zeilensumme
Ausprägung 1	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>a+b</i>
Ausprägung 2	<i>c</i>	<i>d</i>	<i>c+d</i>
Spaltensumme	<i>a+c</i>	<i>b+d</i>	<i>n = a+b+c+d</i>

Abb. 2-13 Vierfeldertafel

Der Vierfeldertest beruht auf einer 2x2-Kontingenztabelle, die die bivariate Häufigkeitsverteilung zweier Merkmale visualisiert. Laut einer Faustformel muss der Erwartungswert aller vier Felder mindestens 5 betragen.

Der Erwartungswert wird dabei berechnet aus $\text{Zeilensumme} * \text{Spaltensumme} / \text{Gesamtzahl}$.

Ist der auf Grund der Stichprobe erhaltene Prüfwert kleiner als der zum gewählten Signifikanzniveau gehörende kritische Wert, d.h. das entsprechende Quantil der Chi-Quadrat-Verteilung, dann konnte der Test nicht nachweisen, dass ein signifikanter Unterschied besteht. Errechnet sich dagegen ein Prüfwert, der größer oder gleich dem kritischen Wert ist, so besteht zwischen den verschiedenen Refixationstechniken ein signifikanter Unterschied.

Die Wahrscheinlichkeit, dass der berechnete oder ein noch größerer Prüfwert nur zufällig auf Grund der Stichprobenziehung erhalten wurde (p-Wert), lässt sich ebenfalls berechnen. Die Näherung dieses Ergebnisses an den tatsächlichen p-Wert ist gut, wenn die Prüfgröße zwischen 2,0 und 8,0 liegt.

Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov Tests überprüft man die Übereinstimmung zweier Wahrscheinlichkeitsverteilungen. Anhand von Zufallsstichproben errechnet man, ob die Zufallsvariablen die gleiche Verteilung besitzen oder ob eine Zufallsvariable einer zuvor angenommenen Wahrscheinlichkeit folgt. Auch hier galten die unterschiedlichen Refixationsmöglichkeiten bzw. deren Versagensraten wieder als mögliche Variablen.

Die Analysis of Variance (ANOVA / Varianzanalyse) wurde zur statistischen Bewertung der Mittelwertunterschiede zwischen den jeweiligen Refixationsgruppen genutzt. Die Gruppeneinteilung entsteht dabei durch die Unterschiede in den jeweiligen experimentellen Bedingungen. Allgemein kann man das von der Varianzanalyse umfasste Spektrum an Problemstellungen als Untersuchung des Einflusses einer oder mehrerer nominaler Einflussgrößen auf eine metrische Zielgröße charakterisieren. Die Verfahren untersuchen folglich, ob sich die Erwartungswerte der metrischen Zufallsvariablen in verschiedenen Gruppen unterscheiden. Mit den Prüfgrößen des Verfahrens wird getestet, ob die Varianz zwischen den Refixationsgruppen größer ist als die Varianz innerhalb der einzelnen Gruppe. Dadurch kann ermittelt werden, ob die Gruppeneinteilung sinnvoll ist oder nicht bzw. ob sich die Gruppen signifikant unterscheiden oder nicht.

Der Mann-Whitney U-Test ist ein Homogenitätstest. Mit ihm wurde die Signifikanz der Übereinstimmung der jeweiligen Verteilungen überprüft, also ob zwei unabhängige Verteilungen (Single-Row- und Double-Row-Refixationstechniken) zu derselben Grundgesamtheit gehören.

Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0.05$ festgesetzt.

3 Ergebnisse

In dieser Studie wurden vier Rotatorenmanschettenrefixiationstechniken der Reihenfolge nach auf Elongation unter zyklischer Belastung, auf die maximale Versagenslast und auf den Versagensmodus untersucht. Anhand dieser drei Aspekte wurden die Techniken verglichen.

3.1 Entwicklung einer 5-mm-Gap-Formation

Die Anzahl der Zyklen zur Ausbildung einer 5-mm-Gap-Formation war bei der an Ethibond® gekoppelten Double-Row-Refixation mit vier Nahtankern in zwei Reihen (Gruppe 3), (2942.6 ± 50.5 Zyklen) und der an HiFi® gekoppelten Double-Row-Refixation mit vier Nahtankern in zwei Reihen (Gruppe 4), (2934 Zyklen) signifikant höher als bei der an Ethibond® gekoppelten Single-Row-Refixation mit zwei Nahtankern in einer Reihe (Gruppe 1), (1977 ± 944.3 Zyklen) und der an HiFi® gekoppelten Single-Row-Refixation mit zwei Nahtankern in einer Reihe (Gruppe 2), (1475.2 ± 913.3 Zyklen), ($p < 0.5$).

Die SR-Refixationen (Gruppe 1 und 2) bildeten schon nach einer geringeren Anzahl von Zyklen eine 5-mm-Gap-Formation aus ($p = 0.135$), (Diagramm 3-1), (Tab. 3-1).

Anzahl der Zyklen zur Entwicklung einer 5 mm Gap Formation in den jeweiligen Behandlungsgruppen

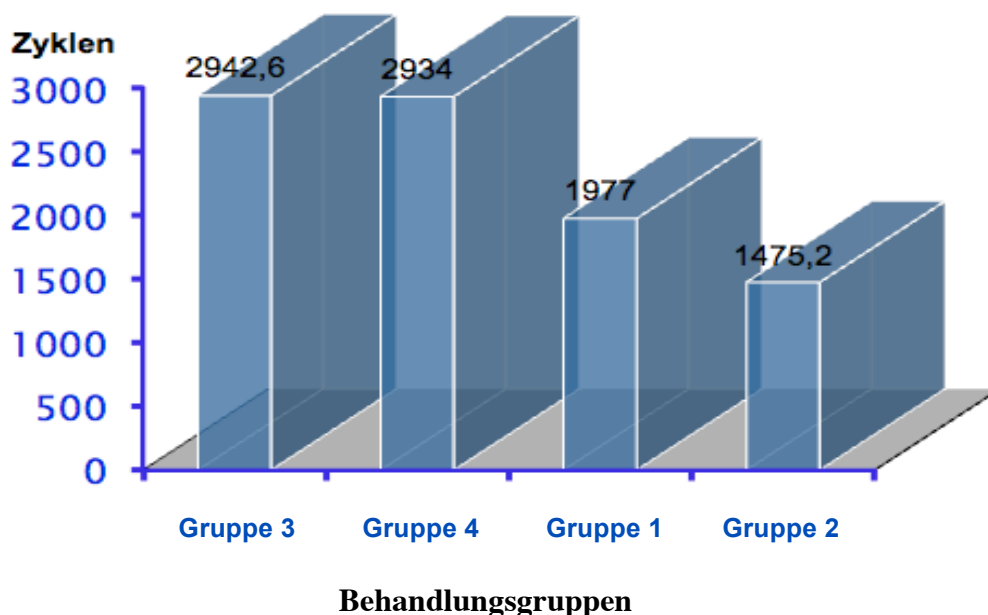


Diagramm 3-1

In beiden SR-Gruppen (Gruppe 1 und 2) kam es bei fünf von acht Versuchsobjekten zur Entwicklung einer 5-mm-Gap-Formation.

Die Untersuchungsgruppe der DR-Nahtanker zeigte ein signifikant geringeres Aufkommen der Entwicklung einer 5-mm-Gap-Formation (3 von 8 in Gruppe 3 und 1 von 8 in Gruppe 4), ($p = 0.135$), (Diagramm 3-2), (Tab. 3-1).

Häufigkeit der Entwicklung einer 5 mm Gap Formation in den jeweiligen Behandlungsgruppen

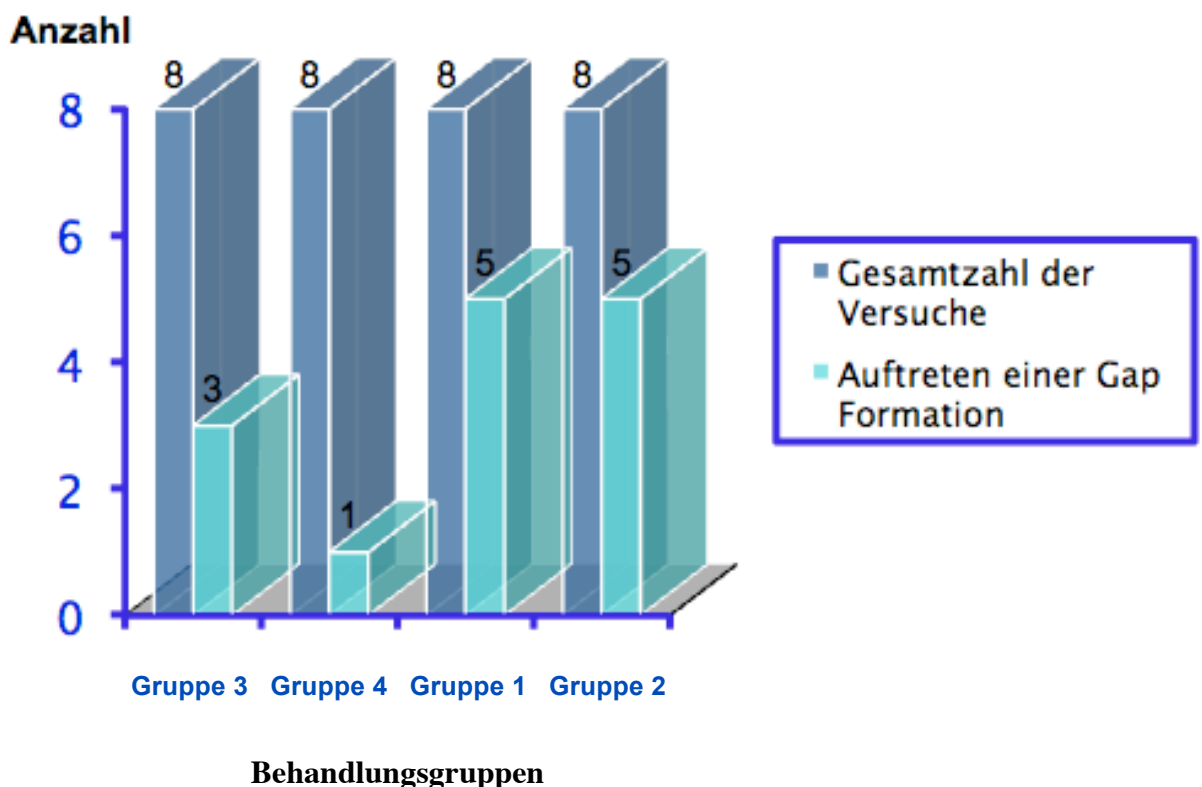


Diagramm 3-2

RM- Refixationstechnik	Anzahl an Zyklen zur Entwicklung einer 5- mm-Gap-Formation	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Häufigkeit der Aus- bildung einer 5-mm- Gap-Formation	Signifikanz (p)
Gruppe 1	1977	944,3	< 0.05	5/8	0.135
Gruppe 2	1475,2	913,3	< 0.05	5/8	0.135
Gruppe 3	2942,6	50,5	< 0.05	3/8	0.135
Gruppe 4	2934	-	< 0.05	1/8	0.135

Tab. 3-1 Anzahl an Zyklen und frequenzielles Auftreten der einzelnen Refixationstechniken bis zur Entwicklung einer 5-mm-Gap-Formation

3.2 Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation

Für die Entwicklung einer Gap Formation von 10 mm widerstanden die Refixationen der Gruppe 4 im Mittel 2934 Zyklen während die der Gruppe 1 für 2437 ± 620.8 Zyklen hielten und die der Gruppe 2 für 2227.5 ± 154.8 Zyklen. Vergleicht man die vier verschiedenen Refixationstechniken in Bezug auf die Anzahl an Zyklen zur Ausbildung einer 10-mm-Gap-Formation, zeigen sich keine signifikanten Unterschiede auf ($p = 0.551$), (Diagramm 3-3), (Tab. 3-2).

Anzahl der Zyklen zur Entwicklung einer 10 mm Gap Formation in den jeweiligen Behandlungsgruppen

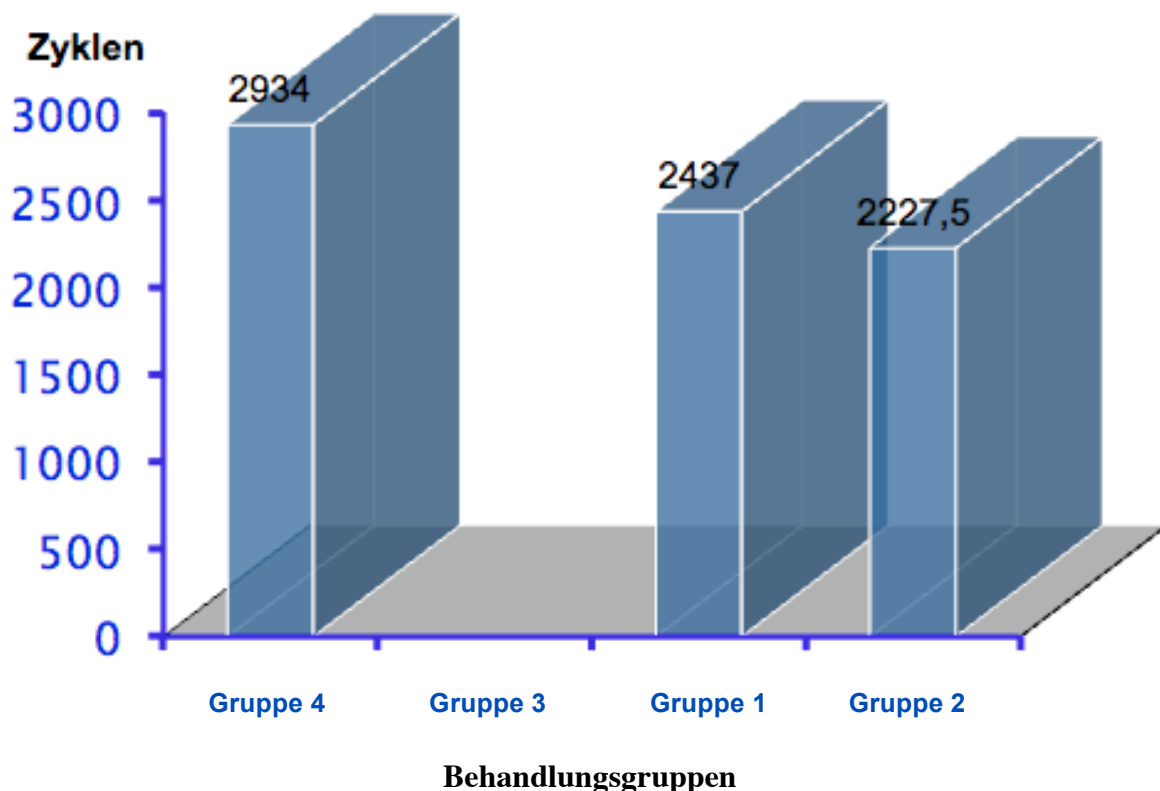


Diagramm 3-3

Die Häufigkeit für die Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation war in beiden SR-Gruppen (Gruppen 1 und 2) zwei von acht, wohingegen die DR-Gruppen (Gruppen 3 und 4) eine geringere Häufigkeit für die Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation zeigten (keine in Gruppe 3, 1 von 8 in Gruppe 4), ($p = 0.456$). Auch diese Unterschiede sind nicht signifikant (Diagramm 3-4), (Tab. 3-2).

Häufigkeit der Entwicklung einer 10 mm Gap Formation in den jeweiligen Behandlungsgruppen

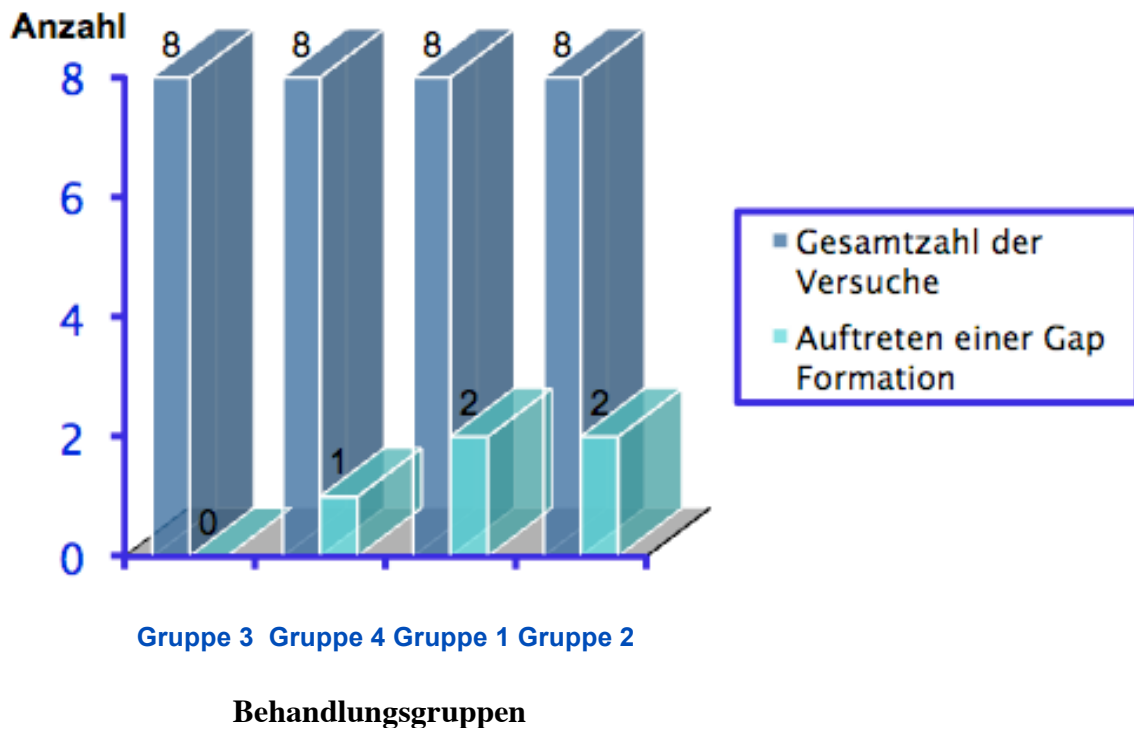


Diagramm 3-4

RM-Refixations-technik	Anzahl an Zyklen zur Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation	Standard-abweichung (s)	Signifikanz (p)	Häufigkeit der Aus-bildung einer 10-mm-Gap-Formation	Signifikanz (p)
Gruppe 1	2437	620,8	0,551	2/8	0.456
Gruppe 2	2227,5	154,8	0,551	2/8	0.456
Gruppe 3	-	-	0,551	0/8	0.456
Gruppe 4	2934	-	0,551	1/8	0.456

Tab. 3-2 Anzahl an Zyklen und frequenzielles Auftreten bei den einzelnen Refixationstechniken bis zur Entwicklung einer 10-mm-Gap-Formation

3.3 Beständigkeit über 3000 Zyklen

Alle Refixationskonstrukte der DR-Gruppen (Gruppen 3 und 4) überstanden 3000 Zyklen. Von den SR-Gruppen hielten in der Gruppe 1 drei von acht und in der Gruppe 2 nur einer den 3000 Zyklen stand ($p = 0.001$), (Diagramm 3-5), (Tab. 3-3)

Beständigkeit der jeweiligen Behandlungsgruppen bis 3000 Zyklen

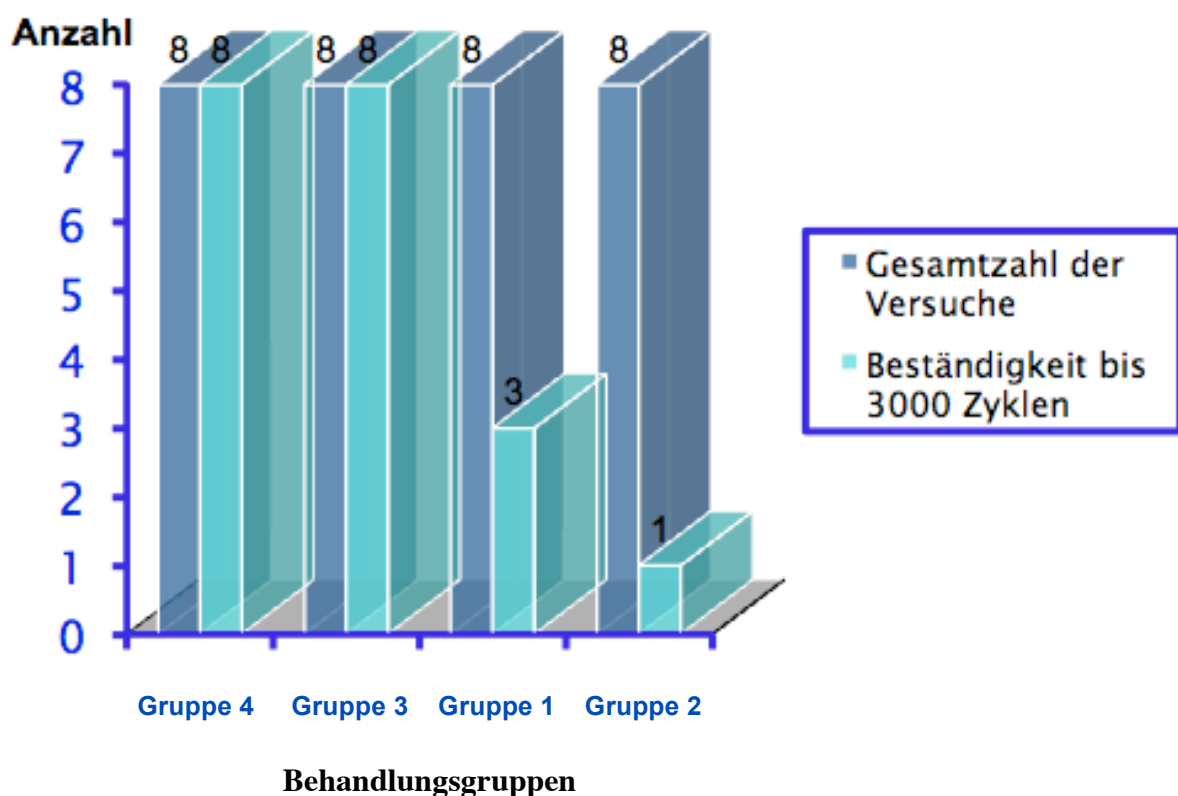


Diagramm 3-5

Bei einer Beständigkeit von unter 3000 Zyklen in den SR-Gruppen, ergab die durchschnittliche Anzahl der Zyklen einen Wert von 926 ± 944 . Vergleicht man die verschiedenen Refixationsgruppen diesbezüglich, so gab es keinen signifikanten Unterschied festzustellen ($p = 0.274$), (Tab. 3-3).

RM-Refixations- technik	Häufigkeit der Beständigkeit > 3000 Zyklen	Signifikanz (p)	Mittlere Anzahl an Zyklen bei einer Beständigkeit	Standard- abweichung (s)	Signifikanz (p)
Gruppe 1	3/8	0,001	926	944	0,274
Gruppe 2	1/8	0,001	926	944	0,274
Gruppe 3	8/8	0,001	-	-	-
Gruppe 4	8/8	0,001	-	-	-

Tab. 3-3 Beständigkeit größer und kleiner 3000 Zyklen sowie die mittlere Anzahl an Zyklen bei einer Beständigkeit < 3000 Zyklen

Präparate, die mehr als 3000 Zyklen widerstanden, hatten eine äußerste Zugfestigkeit von 334.4 ± 81.1 N. Die Zugfestigkeit in den DR-Gruppen (Gruppen 3 und 4) war signifikant größer als in den anderen (Gruppen 1 und 2), ($p = 0.001$).

3.4 Versagensmodi

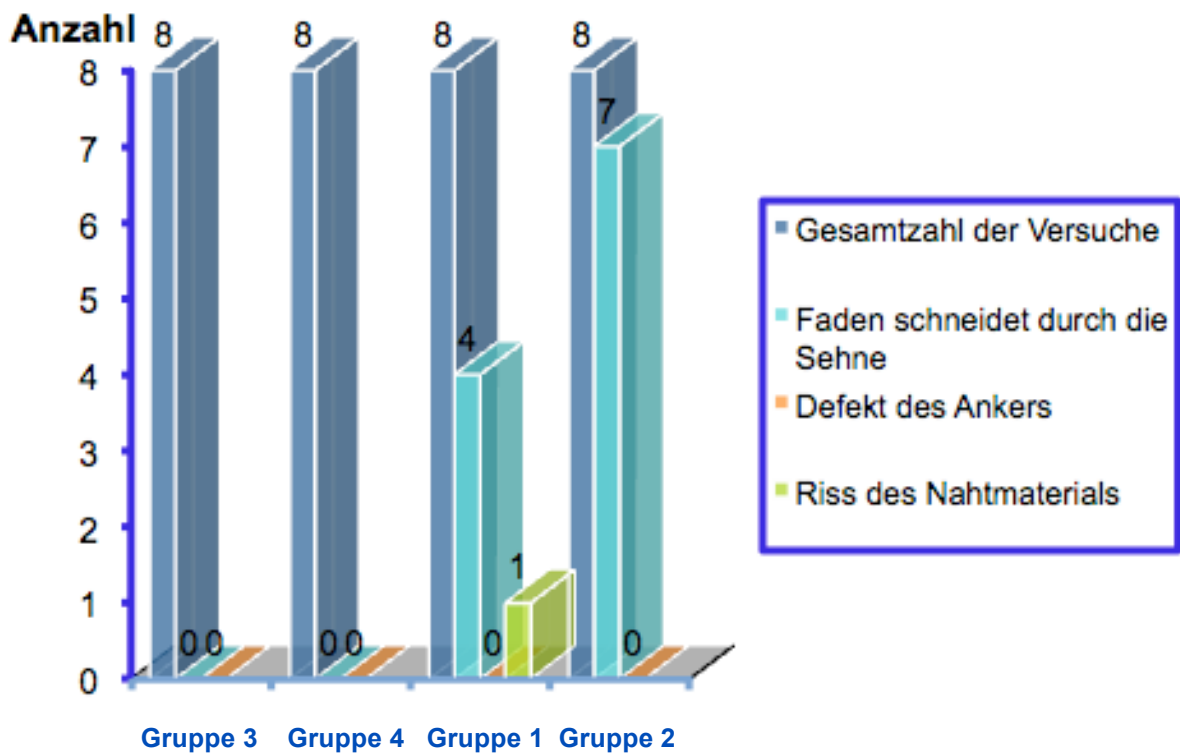
Während der Zugbelastungstests und Ausreißversuche gab es kein Fehlschlagen aufgrund eines Defekts in Zusammenhang mit den Ankern.

In einem Fall war das Fehlschlagen auf den Riss des Nahtmaterials zurückzuführen (Gruppe 1). Das übrige Scheitern war in vier Fällen der Gruppe 1 und in sieben Fällen der Gruppe 2 darauf zurückzuführen, dass der Faden durch die Sehne schnitt.

Während der Ausreißversuche wurde jeder Defekt dadurch verursacht, dass der Faden gerissen ist (Gruppe 3 ebenso wie Gruppe 4). Mit 91,6% stellt die Sehnen-Faden-Verbindung die Hauptursache für ein Refixationsversagen dar.

Die Wahl der verschiedenen Nahtmaterialien machte hierbei keinen signifikanten Unterschied aus ($p > 0.05$), (Diagramm 3-6), (Tab. 3-4).

Art des Defekts während der Zugbelastungstests



Behandlungsgruppen

Diagramm 3-6

RM-Refixationstechnik	Faden schneidet durch die Sehne	Riss des Nahtmaterials
Gruppe 1	4/8	1/8
Gruppe 2	7/8	-
Gruppe 3	-	-
Gruppe 4	-	-

Tab. 3-4 Versagensmodi während der zyklischen Belastungstests

4 Diskussion

Ziel dieser biomechanischen Studie war der Vergleich der initialen biomechanischen Eigenschaften der Double- und Single-Row-Nahtankertechnik unter Berücksichtigung des Nahtmaterials und der Nahttechnik, um Verbesserungen bei der Refixation rupturierter Rotatorenmanschetten in Erwägung ziehen zu können.

Hierfür wurden vier verschiedenen Refixationstechniken mit jeweils acht Versuchen einander gegenübergestellt, sodass insgesamt 32 Versuchsabläufe entstanden. Zwei Single-Row- sowie zwei Double-Row-Refixationstechniken mit je zwei unterschiedlichen Nahtmaterialien. Bei beiden SR-Refixationstechniken wurden die doppelt armierten Nahtanker mit der arthroskopisch modifizierten Nahttechnik kombiniert, während bei den DR-Refixationstechniken die arthroskopischen Mason-Allen-Nähte für die doppelt armierten lateralen Anker und die horizontalen Matratzennähte für die einfach armierten medialen Anker verwendet wurden.

Die Resultate der vorliegenden Studie demonstrieren, dass die DR-Techniken (DRAE/DRAH) den Zugbelastungstests und Ausreisversuchen einen signifikant größeren Widerstand gegenüber bieten als die SR-Techniken (SRAE/SRAH), ($p < 0.001$).

Zwischen den zwei verschiedenen Nahtmaterialien, geflochtene, nicht absorbierbare Polyester-Fäden der Stärke USP Nr. 2.0 (Ethibond®) oder dem neuartigen High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterial der Stärke Nr. 2.0 (HiFi®), lassen sich indes keine signifikanten Unterschiede darstellen ($p > 0.05$).

Die kritischste Phase, die über Erfolg oder Misserfolg bei der Refixierung entscheidet, ist die frühe postoperative Phase, bevor die Einheilung der Sehnen-Knochen-Verbindung eingetreten ist. Hierbei werden alle Kräfte, die von der Sehne auf den Knochen übertragen werden, einzig und allein durch die Eigenschaften der jeweiligen Refixationstechnik getragen (SMITH et al. 2006). Eine schlecht wieder hergestellte Kontaktfläche zwischen der gerissenen Sehne der RM und ihrem Ansatz sowie ständige Bewegung und Unruhe, sog. Mikrobewegungen, stören die Bildung dieses Verbindungsgewebes und beeinträchtigen dadurch den Einheilungsprozess (AHMAD et al. 2005).

Um eine sichere biologische Refixierung des Sehnen-Knochen-Konstrukts zu erhalten, sind nach klinischer Erfahrung mindestens sechs Wochen notwendig (FORWARD and COWAN 1963; KETCHUM et al. 1977; CLANCY et al. 1981, in GERBER C et al. 1994). ST. PIERRE et al. (1995) zeigten an Ziegen in einer in vivo Studie, dass die RM-Refixation sogar noch zwischen der sechsten und zwölften postoperativen Woche signifikant an Stabilität zunimmt. Bis dahin muß die RM-Refixationstechnik ein so stabiles Konstrukt aufbieten können, dass die sichere Einheilung der Sehnen-Knochen-Verbindung gewährleistet ist. Aber auch leichte passive und aktive Bewegungsübungen müssen möglich sein, um der Gefahr einer Versteifung der Schulter, die bereits nach einer kurzen Zeit der Immobilisation auftreten kann (WARNER und GREIS 1998), entgegenzuwirken (COFIELD 1985 a + b).

GERBER C et al. (1994) wiesen eine hohe initiale Stabilität, das Verhindern der Entwicklung einer Gap Formation, eine minimale Gewebetraumatisierung sowie den Erhalt der mechanischen Stabilität bis zum gründlichen Einheilen des Sehnenansatzes am Knochen als Merkmale für die ideale Refixationstechnik aus.

Eine signifikant entscheidende Ursache für Rerupturen bzw. ein Versagen der biologischen Reintegration stellt die oftmals durch die gewählte Refixationstechnik bedingte, zu geringwertige initiale mechanische Stabilität dar (GERBER C et al. 1994). Ein Faktor, der sich jedoch entscheidend beeinflussen lässt. Für die Refixation der RM mit der SR-Technik ist dieser Aspekt bereits oftmals nachgewiesen worden (KIM D et al. 2006; MA et al. 2006; MEIER und MEIER 2006; MILANO et al. 2007). Darüber hinaus lässt sich mit der SR-Technik der physiologische Sehnen-Knochen-Ansatz (Footprint) nicht wieder herstellen (APRELEVA et al. 2002; MEIER und MEIER et al. 2006; KIM D et al. 2006; SUGAYA et al. 2007).

Das Ziel der Wiederherstellung der anatomischen Konfiguration dieses Sehnen-Knochen-Konstrukts und der mechanischen Stabilität forcierte schließlich die Innovation der DR-Nahtankertechnik. Die Mobilität der Rupturränder und damit die Möglichkeit, die Sehne bis zum lateralen Rand des Tuberculum majus zu reponieren, stellt den entscheidenden Faktor dar, ob eine DR-Technik überhaupt möglich ist (GERHARDT et al. 2008). Die meisten halbmond-, l- und u-förmigen Rupturformen (LO und BURKHART 2003 a und b) sind neben delaminierenden artikulär- und bursaseitigen Rupturen (SUGAYA et al. 2007) dieser Rekonstruktionstechnik sehr gut zugänglich.

Mit der doppelten Ankerzahl zwischen humeraler Insertionsfläche und Sehnenspiegel zeigt sich die DR-Technik in biomechanischen Studien der SR-Technik überlegen. So bietet die DR-Technik eine signifikant größere primäre Ausreißstabilität als die SR-Technik oder die transossäre Technik (WALTRIP et al. 2003; BAUMS et al. 2010) und signifikant höhere Maximallasten im Vergleich zu verschiedenen SR-Techniken (MA et al. 2006; BAUMS et al. 2010). Weiterhin lässt sich für die DR-Technik eine signifikant kleinere Elongation der Sehne vom Insertionsort unter zyklischer Belastung nachweisen (KIM K et al. 2008; BAUMS et al. 2010). Kadaveruntersuchungen zeigen, dass sich mit der DR-Technik der Footprint nahezu zu 100% wiederherstellen lässt, während sich mit der SR-Technik nur 46 % und mit der transossären Technik nur 71 % des Footprints wiederherstellen lassen (Abb. 4-1), (Diagramm 4-1), (APRELEVA et al. 2002; MEIER und MEIER 2006).

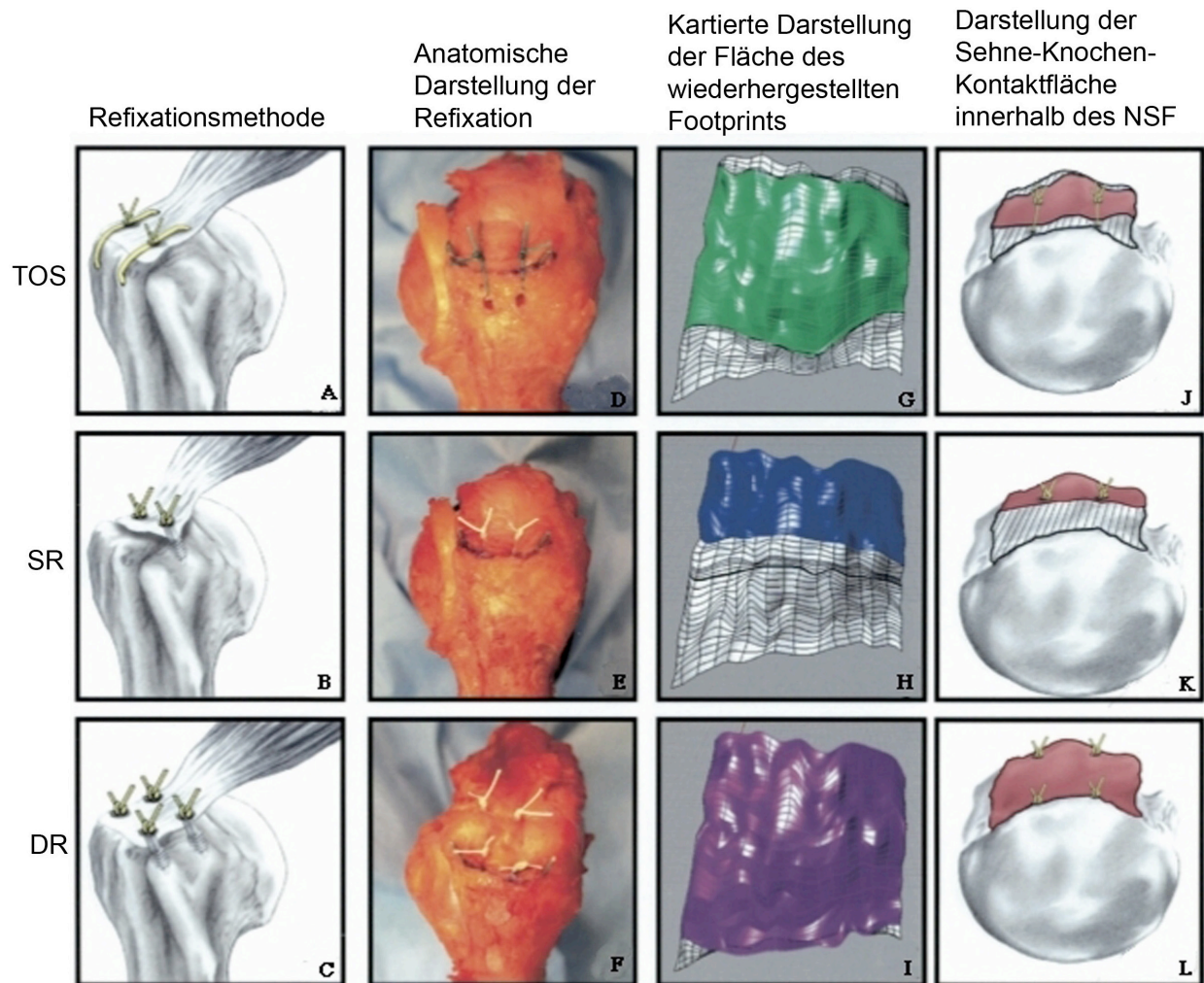


Abb. 4-1 Darstellung des wiederhergestellten chirurgischen (D-F) und digitalisierten (G-I) Footprints. Die DR-Technik bedeckt 100% des NSF; (NSF = natürlicher Supraspinatus-Footprint, TOS = transossäre Refixation, SR = Single-Row, DR = Double-Row), (modifiziert nach MEIER und MEIER 2006, S. 692)

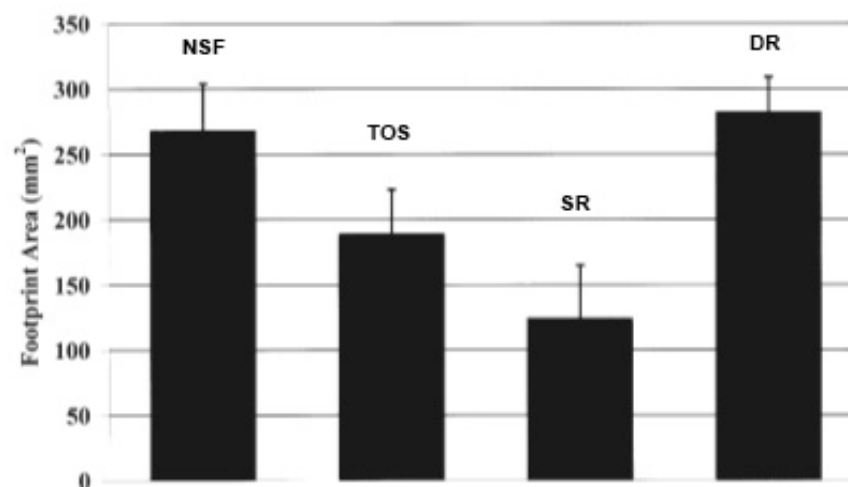


Diagramm 4-1 Ergebnisse des 3D-Footprints für den NSF sowie die jeweilige Refixationstechnik; (NSF = natürlicher Supraspinatus-Footprint, TOS = transossäre Refixation, SR = Single-Row, DR = Double-Row), (modifiziert nach MEIER und MEIER 2006, S. 694)

Neben TUOHETI et al. und BRADY et al. konnten unter anderem auch MAZZOCCA et al. die Ergebnisse von MEIER und MEIER bestätigen (MAZZOCCA et al. 2005 b; TUOHETI et al. 2005; BRADY et al. 2006). Sie schlossen aus diesen Ergebnissen, dass die DR-Refixation eine Sehnen-Knochen-Verbindung bietet, welche bessere Eigenschaften für das biologische Einheilen der Sehne der rupturierten RM bietet, und somit die physiologische Insertion der RM exakter wieder hergestellt werden kann.

Viele verschiedene Studien beschrieben die biomechanischen Eigenschaften unterschiedlicher Refixationsmöglichkeiten in Bezug auf die Rotatorenmanschettenruptur (GERBER C et al. 1994; REED et al. 1996; BURKHART et al. 1997; SCHNEEBERGER et al. 2002; CUMMINS et al. 2003; DEMIRHAN et al. 2003; PETIT et al. 2003; DECARLI et al. 2005; KLINGER et al. 2007). Die meisten Studien befassen sich allerdings mit der traditionellen transossären Refixation oder der SR-Nahtankertechnik (GERBER C et al. 1994; BURKHART et al. 1997; SCHNEEBERGER et al. 2002; CUMMINS et al. 2003; DEMIRHAN et al. 2003; PETIT et al. 2003; DECARLI et al. 2005; KLINGER et al. 2007).

In der Durchsicht der gegenwärtigen Literatur fanden sich einige Artikel, die sich mit der DR-Refixation sowie unterschiedlichen Nahttechniken befassen, (MAZZOCCA et al. 2005 b; SUGAYA et al. 2005; KIM D et al. 2006; MA et al. 2006; MEIER und MEIER 2006; SMITH et al. 2006; MAHAR et al. 2007; MILANO et al. 2007; PARK M C et al. 2007).

MAZZOCCA et al. (2005 b) teilten 20 gefrorene Leichenschultern randomisiert in vier arthroskopische Refixationsgruppen ein. Jeweils eine in SR-Nahtankertechnik, eine in Diamantankertechnik, eine DR-Nahtankertechnik kombiniert mit Matratzennähten und eine DR-Nahtankertechnik kombiniert mit modifizierten Matratzennähten.

Es wurde ein möglichst arthroskopieähnliches Umfeld ähnlich unserer Studie geschaffen, indem die Leichenschultern dementsprechend positioniert und spezielle arthroskopische Instrumente verwendet wurden. Eine Gap Formation von > 4 mm und eine Maximallast von weniger als 250 N wurden für das Scheitern in dieser biomechanischen Versuchsreihe festgesetzt. Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen fanden sich in Bezug auf Maximallast und Ausbildung einer Gap Formation zwischen den vier verschiedenen Behandlungsgruppen keine signifikanten Unterschiede. Alle Versuchsgruppen erreichten eine Maximallast von mehr als 250 N.

Vergleichbar sind diese Ergebnisse mit denen von MAHAR et al. (2007). Die Autoren konnten an Rinderschultern zeigen, dass die DR-Technik unter Zugbelastung bei 3-, 5- und 10 mm keine signifikanten biomechanischen Vorteile gegenüber der SR-Technik aufweist.

MILANO et al. (2007) untersuchten ebenfalls die biomechanische Stabilität der DR- und der SR-Technik in einem Tiermodell, allerdings an Schweineschultern. Im Gegensatz zu den Ergebnissen von MAZZOCCA et al. und MAHAR et al. berichten sie von einem signifikant größerem Widerstand unter Zugbelastung bei der Verwendung der DR-Nahtankertechnik (MILANO et al. 2007). Hingegen unserer Studie verwendeten sie sowohl die spannungsfreie als auch die Refixation unter Vorspannung. Beide DR-Refixationen widerstanden dem Maximum von 1000 Zyklen und zeigten sich signifikant widerstandsfähiger als die SR-Techniken. Das geringste Ausmaß an Elongation bot hierbei die DR-Refixation ohne Vorspannung (6.9 ± 1.5 mm). Sie postulierten, dass die DR-Technik die geeignete Methode zur Versorgung von ausgedehnten und kontrakten Rupturen der RM darstellt (MILANO et al. 2008).

KIM D et al. (2006) führten eine Versuchsreihe an neun Paar menschlicher Leichenschultern durch, um ebenfalls die biomechanischen Eigenschaften der SR- und der DR-Technik evaluieren zu können. In diesem Fall anhand der Refixation von Supraspinatussehnen. Alle Nahtanker waren mit FiberWire® (Arthrex Inc, Naples, FL, USA) der Stärke 2.0 armiert. Ihrer Studie ist nicht zu entnehmen, ob arthroskopische Instrumente für die Platzierung der Nähte verwendet wurden oder nicht.

Die RM-Refixationen wurden biomechanisch untersucht, indem jeder Prüfkörper in einer Maschine für Materialtest 200 Zyklen durchlief, jeweils von 10 bis 180 N. Dieser Serie folgten Ausreisversuche unter Maximalbelastung.

Signifikante Unterschiede zeigten sich hierbei, wie auch in unserer Studie, bezüglich der Entwicklung einer Gap Formation. Sie fiel für die DR-Technik, wie auch die initiale Spannung des Refixationskonstruktes über dem Footprint, signifikant kleiner aus als für die SR-Technik (1.67 ± 0.75 mm vs. 3.1 ± 1.67 mm für die ersten Zyklen; 3.58 ± 2.59 mm vs. 7.64 ± 3.74 mm für die letzten Zyklen).

Vergleicht man die Werte der DR-Technik mit denen der SR-Technik, wird ersichtlich, dass die zusätzlichen medialen Anker der DR-Technik die initiale Steifigkeit des refixierten Konstrukts um 46 % und die Maximallast um 48 % erhöhten (KIM D et al. 2006).

Dies ist ebenfalls vergleichbar mit unseren Ergebnissen.

In einer weiteren Arbeit über mechanische Faktoren, die den Beginn sowie das Fortschreiten einer RM-Ruptur begünstigen könnten, kamen REILLY et al. (2003) zu dem Fazit, dass unterschiedliche Belastungen innerhalb der Sehne des M. supraspinatus zu intratendinösen Scherkräften führen, welche sich negativ auf eine beginnende RM-Ruptur auswirken können; diese sogar noch forcieren können. Mit Hilfe eines Video-Digitalisierungs-Systems, welches KIM D et al. (2006) in ihrer Studie nutzen, konnten auch sie die Belastungen über dem Footprint messen und bewerten. „In einem Vergleich mit der SR-Technik reduziert die Verwendung von zwei Reihen von Nahtankern signifikant die Belastung über dem Footprint innerhalb der Sehnen der RM“ (KIM D et al. 2006, S. 6).

MA et al. (2006) verglichen ebenfalls in einer biomechanischen Evaluation die Eigenschaften der DR-Refixationstechnik mit denen verschiedener SR-Techniken. Die DR-Technik kombinierten sie mit zwei Einfachnähten durch die lateral platzierten Anker und einer horizontalen Matratzennaht durch den medial platzierten Anker (Abb. 4-2 D).

Die SR-Technik wurde entweder mit zwei Einfachnähten durch einen Anker (Abb. 4-2 A), mit der arthroskopischen Mason-Allen-Nahttechnik (Abb. 4-2 B) oder der Massive Cuff-Technik kombiniert. Letztere verwendet eine separat geknüpfte horizontale Schlaufe, welche als eine Art Zügelband fungiert und zwei Einfachnähte durch einen Nahtanker, die medial der horizontal geknüpften Schlaufe liegen (Abb. 4-2 C).

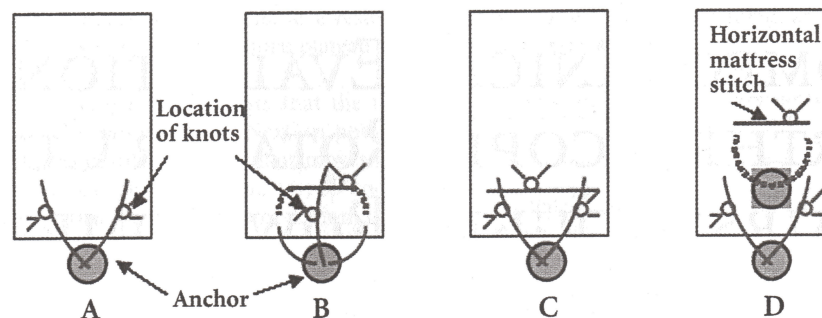


Abb. 4-2 Schematische Darstellung der vier verschiedenen Nahtkonfigurationen, die MA et al. in ihrer Studie verwendeten (MA et al. 2006, S. 404)

FiberWire® (Arthrex, Naples, FL, USA) der Stärke 2.0 wurde als Nahtmaterial verwendet. Die geteilten Sehnen (zehn Paar menschlicher Supraspinatussehnen; mittig geteilt, um vier Sehnen pro Paar zu erhalten) wurden zyklisch von 5 bis 100 N belastet.

Ähnlich wie bei KIM D et al. (2006) war die Maximallast der DR-Technik signifikant größer als bei den verschiedenen SR-Techniken (MA et al. 2006).

MEIER und MEIER verglichen 2006 die initiale mechanische Stabilität zwischen der transossären Nahttechnik, einer SR-Technik und einer DR-Technik. Jedes Präparat durchlief nach einer Vorlast von 5 N, 5000 Zyklen. Die Art der Nahttechnik lässt sich aus der Studie nicht entnehmen. Die DR-Refixationen durchliefen die 5000 Zyklen komplikationslos und hatte bis zum Ende der Versuchsreihe keinerlei Defekte vorzuweisen.

In unserer Studie widerstanden die verwendeten DR-Refixationskonstrukte ebenfalls dem definierten Maximum von 3000 Zyklen, wobei lediglich vier der SR-Refixationskonstrukte dem standhielten.

Mit der SR-Technik in Kombination mit zwei Einfachnähten sowie einer Kombination aus einer Matratzennaht für die medialen, einfach armierten Anker und zwei Einfachnähten für die lateralen, doppelt armierten Anker bei der DR-Technik, überprüften SMITH et al. (2006) die Ausbildung einer Gap Formation unter statischer Zugbelastung zwischen diesen beiden Methoden. Nach der Auswertung ihrer Ergebnisse schlussfolgerten sie, dass „... die Zugabe eines zusätzlichen Ankers bei statischer Belastung für die Refixation der Supraspinatussehne durch Verringerung der Gap Formation sowie einer höheren Versagenslast einen biomechanischen Vorteil zu bieten scheint“ (SMITH et al. 2006, S. 2429).

PARK M C et al. (2007) untersuchten ebenfalls die DR-Technik. Diesmal in einem Vergleich mit der transossären Refixationstechnik in Bezug auf die initiale mechanische Stabilität. Sie ließen hierzu jeden Prüfkörper, nach einer Vorlast von 10 N, 30 Zugbelastungszyklen durchlaufen. In diesem Vergleich fanden sich keine statistisch signifikanten Unterschiede (PARK M C et al. 2007).

Hinsichtlich der Rigidität eines Sehnen-Knochen-Konstruktes wiesen MEIER und MEIER (2006) im Rahmen einer biomechanischen Untersuchung nach, dass lediglich die DR-Technik imstande ist, sich der Steifigkeit bzw. dem Mikrobewegungsprofil nativer Sehnen-Knochen-Insertionen anzunähern. Andere Techniken, wie die isolierte SR-Technik oder die transossären Rekonstruktionen, zeigten mehrfach deutliche Mikrobewegungen des Sehnen-Knochen-Verbindungsgewebes unter passiver Rotation des Humerus.

PARK M C et al. übertrugen 2005 eine Hypothese aus Studien in Bezug auf die Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes auf die Rekonstruktion von RM-Rupturen. Diese besagt, dass ein gewisser örtlich ausgeübter Druck zwischen der refixierten Sehne und dem Knochenansatz als positiver Effekt auf das Einheilvermögen angesehen wird (SINGHATAT et al. 2002; WEILER et al. 2002). Sie schlussfolgerten daraus, dass „... das Ausmaß und die Aufteilung eines gewissen Anpressdruckes, ausgeübt durch üblich genutzte Fixationstechniken, auch bei der Rekonstruktion von RM dazu beitragen könnte, das biologische Einheilen zu verbessern“ (PARK M C et al. 2005, S. 1155). Folgende Studien bestätigten die initial von PARK M C et al. geäußerte Hypothese und konnten für die DR-Technik im Vergleich mit der SR-Technik einen signifikant größeren Kontaktdruck nachweisen (BAUMS et al. 2009; GRIMBERG et al. 2010). Die Autoren gehen davon aus, dass dieser Aspekt eine bessere Umgebung für die Sehneneinheilung schaffen könnte (PARK M C et al. 2005; TUOHETI et al. 2005; BAUMS et al. 2009; GRIMBERG et al. 2010).

Ein weiterer beeinflussender, variierbarer Faktor ist die Art der angewandten Nahttechnik (CUMMINS 2003). Eine optimale Nahttechnik charakterisiert eine hohe initiale Stabilität sowie deren Erhalt und keine bis höchstens minimale Entwicklung einer Gap Formation, bis die osteofibroblastische Integration der refixierten Sehne erfolgt ist. Zusätzlich sollte die Strangulation der Sehne durch den Faden so niedrig wie nur möglich gehalten und die Durchblutung der Sehne nicht zu stark komprimiert werden, um einen Schutz vor metabolischen Schäden zu gewährleisten (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003; BAUER und KNIESEL 2005). Das schwächste Glied einer RM-Refixationskette stellt die Schnittstelle zwischen Naht und Sehne dar (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003; MAZZOCCA et al. 2005 a + b; KIM D et al. 2006; SMITH et al. 2006; NHO et al. 2007). Modifizierte, stabilere Nahttechniken wurden entwickelt, um biomechanische und klinische Resultate der RM-Refixationen zu verbessern (GERBER C et al. 1994 und 1999; SCHEIBEL und HABERMEYER 2003; CUMMINS et al. 2005; MA et al. 2006) und dem Konstrukt während des biologischen Anheilens der Sehne im Rahmen der postoperativen Rehabilitationsphase genügend Stabilität bieten zu können (NHO et al 2007).

GERBER C et al. (1994) zeigten in einem Vergleich einfacher Nähte, horizontaler Matratzennähte sowie modifizierter Mason-Allen-Nähten, dass die modifizierten Mason-Allen-Nähte eine deutlich höhere Stabilität und Reißfestigkeit bieten, als die anderen beiden Techniken (KIM D et al. 2006).

Allerdings finden aufgrund der Komplexität der modifizierten Mason-Allen-Nahttechnik in der gegenwärtigen arthroskopischen RM-Refixation üblicherweise die leichter zu handhabenden, an Nahtanker gekoppelten, einfachen und horizontalen Nähte Verwendung. Und dies, obwohl letztere eine geringere mechanische Stabilität bieten (MA et al. 2004).

SCHEIBEL und HABERMEYER entwickelten die so genannte arthroskopische Mason-Allen-Nahttechnik für die Nahtankerrefixierung, die sowohl in offener als auch in der arthroskopischen Behandlung rupturierter RM angewendet werden kann (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003). In einer in-vitro-Studie demonstrierten KLINGER et al. (2007), dass die Kombination von bioabsorbierbaren Nahtankern mit der arthroskopischen Mason-Allen-Nahttechnik in SR-Konfiguration eine bessere initiale Stabilität bietet als die der traditionellen transossären Refixationstechnik mit modifizierter Mason-Allen-Nahttechnik.

Die in unserer Studie verwendeten Nahttechniken stellen sich in der Literatur als besonders stabil dar (SCHEIBEL und HABERMEYER 2003; WHITE et al. 2006; KLINGER et al. 2007).

Armiert waren unsere verwendeten Nahtanker entweder mit den kürzlich von unterschiedlichen Firmen (hier: HiFi®, ConMed Linvatec, Largo, FL, USA) eingeführten und mit besseren biomechanischen Eigenschaften ausgewiesenen (DE CARLI et al. 2005) High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterialien oder mit den üblicherweise genutzten, geflochtenen, nichtabsorbierbaren Polyester-Nahtmaterialien (hier: Ethibond®, Ethicon, Sommerville, NJ, USA) der Stärke 2.0.

WÜST et al. (2006) verglichen in einer Studie die spezifischen Vor- und Nachteile einige dieser neuen High-Performance-Nahtmaterialien. „Obwohl die Bruchfestigkeit der High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterialien nur 2 bis 2,5 mal größer war als diejenige der üblicherweise genutzten Ethibond®-Nahtmaterialien, war die Beständigkeit gegenüber dem Abrieb und der Abnutzung an den Ösen der Anker für die Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterialien überraschenderweise 6 bis 500 mal größer“ (WÜST et al. 2006, S. 1152).

Mit Blick auf die Stabilität lassen diese Ergebnisse die Polyblend-Nahtmaterialien in Verwendung mit Nahtankern besonders vorteilhaft erscheinen. Allerdings muß man anmerken, dass die rigideren Eigenschaften des neuartigen HiFi®-Nahtmaterials es leichter in paralleler Richtung durch eine defekte Sehne schneiden lassen könnten, als durch die einer gesunden RM, wie wir sie in unserer Studie verwendet haben.

Das stellt insbesondere deshalb einen äußerst wichtigen Faktor dar, da die meisten Sehnen bei menschlichen RM-Rupturen bereits degeneriert sind. Sehnen, die einen Defekt nach Refixierung aufweisen, sind nach der Klassifikation von GOUTALLIER et al. (1994) zum größten Teil Grad III-degenerierte Sehnen.

Für die Bewertung und Überprüfung der biomechanischen Eigenschaften verschiedener Refixationstechniken- und materialien wählten wir die Infraspinatussehne des Schafes, weil sie sich bereits in Größe, Form und Mikrostruktur ähnlich der Supraspinatussehne des Menschen erwiesen hat (GERBER C et al. 1994). Darüber hinaus wurde dieses Tiermodell bereits umfangreich in verschiedenen Studien für die Evaluation von Refixationsmöglichkeiten an menschlichen Rotatorenmanschettenrupturen verwendet und etablierte sich hierbei als ein valides Modell (GERBER C et al. 1994 und 1999; LEWIS et al. 2001; DEMIRHAN et al. 2003; MA et al. 2004 und 2006; KLINGER et al. 2007). Das wiederum bietet die Möglichkeit eines besseren Vergleichs. RUPP et al. (1998) merkten an, dass ein uniformes biologisches Alter sowie eine uniforme Qualität der Tierpräparate im Vergleich zu humanen Präparaten ebenfalls eine bessere Vergleichbarkeit bietet.

Der Blick auf die Lagerung der Schafsschultern, also die tiefgekühlte Aufbewahrung bei -20°C , lässt die Frage aufkommen, ob diese die biomechanischen Eigenschaften der Ligamente und Sehnen in gewisser Weise beeinflussen könnte.

WOO et al. untersuchten 1986 eben diesen Faktor in einer Studie über die Tiefkühlagerung. Letztendlich schlussfolgerten sie, dass sich die biomechanischen Eigenschaften von Ligamenten und Sehnen durch die Lagerung bei -20°C nicht von frischen Versuchspräparaten unterscheidet. Allerdings merkten sie an, dass „... die Ligamente und Sehnen von den Versuchstieren eher intakt, d.h. mitsamt der Muskeln etc., eingelagert werden sollten als in ihrem bereits präparierten Zustand, um einen potentiellen Wasserverlust zu minimieren“ (WOO et al. 1986, S. 403). Das Austrocknen der Proben würde die strukturellen und mechanischen Eigenschaften des Weichgewebes, wie auch dessen zugehörige Knochen- und Muskelanhänge, signifikant beeinträchtigen (WOO et al. 1986). Wir hielten die Schultern nach dem Auftauen während der Präparationen und Versuchsabläufe mit 0,9%iger NaCl-Lösung feucht.

Eine Durchsicht der Literatur zeigt, dass bis ungefähr Mitte der neunziger Jahre alle bis dahin durchgeführten experimentellen Studien über die RM-Ruptur und deren Refixation den einzelnen, konstanten Zug mit äußerster Belastung bis zum Defekt nutzten (FRANCE et al. 1989; SWARD et al. 1992; GERBER C et al. 1994; CALDWELL et al. 1995; BURKHART et al. 1996; CRAFT et al. 1996; REED et al. 1996). Die Evaluation der biomechanischen Eigenschaften einer RM-Refixation nicht nur mit einem isometrischen Maximalbelastungsversagensmodus, sondern mit einem zyklischen Belastungsmodus, ist nach KIM D et al. (2006) als Aufwertung der Studie anzusehen. Die zyklischen Belastungen, der die RM-Refixationen ausgesetzt wurden, ahmen das frühe postoperative Bewegungsausmaß, welches von Patienten in dieser Phase verlangt wird, detaillierter nach (KIM D et al. 2006) und bieten somit bessere in-vivo Bedingungen in Bezug auf die Ermüdung des Anker-Naht-Sehnen-Konstrukts, als durch einen einzelnen konstanten Zug mit Belastung bis zum Defekt (BARBER et al. 1995; BURKHART et al. 1997; SCHNEEBERGER et al. 2002; KLINGER et al. 2007).

Eine zu starke Elongation und Spannung der RM-Refixierung unter zyklischer Belastung in der anfänglichen postoperativen Belastungsphase könnten zu frühem Rekonstruktionsversagen und damit zur Reruptur führen, da in diesem Stadium noch kein Einheilen zwischen Knochen und Sehnenansatz stattgefunden hat, und somit die Belastungsübertragung von der Sehne auf den Knochen nur durch die Refixationskomponenten Anker und Naht getragen wird (KIM D et al. 2006; SMITH et al. 2006). Diese Phase ist die kritischste, da sie über den Erfolg oder das Versagen einer RM-Refixation entscheidet (SMITH et al. 2006).

Auch eine geringe maximale Versagenslast könnte in dieser Periode bei plötzlicher Belastung der Refixation, wie z.B. bei einem unachtsamen Anheben eines Gegenstandes oder bei einem Sturz, in einem Versagen der RM-Rekonstruktion enden (KIM D et al. 2006). Daher sind eine möglichst große maximale Versagenslast und eine möglichst geringe Elongation unter zyklischer Belastung wichtige Charaktereigenschaften einer RM-Refixationstechnik.

Nach KLINGER et al. (2007) wählten wir 180 N als Maximum in den Zugbelastungsversuchen, weil das annähernd zwei Drittel der Belastung entspricht, die von einer maximalen Kontraktion der Muskeln ausgeht, die den RM-Defekt entgegengesetzt sind. Folglich liegen diese Kräfte innerhalb der physiologischen Spanne (LEE et al. 2005). Höhere isometrische Belastungen werden hingegen von Patienten mit allenfalls geringer Compliance oder durch Überbeanspruchung verursacht (DEMIRHAN et al. 2003). Eine gute Refixation sollte so konstruiert sein, dass sie Aktivitäten, die dieses Kraftmaß für sich beanspruchen, standhalten kann, um die Möglichkeit der Sehneneinheilung zu maximieren (LEE et al. 2005). In unserer Studie war die Art des Defektes bei der SR-Technik hauptsächlich darin zu finden, dass der Faden durch die Sehne schnitt (4/8 in der SRAE-Gruppe und 7/8 in der SRAH-Gruppe). Das stellt insbesondere deshalb einen äußerst wichtigen Faktor dar, da die meisten Sehnen bei menschlichen RM-Rupturen bereits degeneriert sind (GOUTALLIER et al. 1994). Diese Ergebnisse untermauern die Erkenntnis der aktuellen Literatur, dass ein Versagen der RM-Refixation am häufigsten an der Sehnen-Naht-Schnittstelle auftritt (GERBER C et al. 1999; CUMMINS et al. 2003; MAZZOCCA et al. 2005 a + b; BALEANI et al. 2006; KIM D et al. 2006; SMITH et al. 2006).

Nach Erreichen des Maximums von 3000 Zyklen bei allen DR-Refixationen (DRAE und DRAH), war die Art des Defektes während der Ausreißversuche hier hingegen im Bruch des Nahtmaterials zu finden. Das wiederum resultiert in größeren Ausfallkräften. Wir nehmen an, dass diese Tatsache auf einer gleichmäßigeren und konstanteren Druckverteilung des Sehnen-Knochen-Konstrukts unter Verwendung der DR-Technik beruht. Hier stimmen wir CUMMINS und MURRELL zu, die der Ansicht sind, dass ein Punkt erreicht ist, an dem die Schwachstelle der Refixation das Nahtmaterial selbst wird (CUMMINS und MURRELL 2003). Verbesserungen der Eigenschaften des Nahtmaterials könnten hier eine Lösung bieten. Bei der Verwendung des neuen High-Performance-Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterials (HiFi®) gegenüber dem nicht absorbierbaren Polyester-Nahtmaterial (Ethibond®) konnten wir allerdings keinerlei signifikante Vorteile feststellen ($p > 0.05$).

Jedoch führten die rigideren Charakteristika des neuartigen HiFi®-Nahtmaterials in unserer Studie bereits in 7 von 8 Fällen der SRAH-Gruppe dazu, dass der Faden durch die Sehne schnitt. Diese Sehnen stellten allerdings gesunde Präparate junger Schafe dar. Durch eine degenerierte, defekte Sehne einer RM würden es die Eigenschaften des HiFi®-Nahtmaterials noch sehr viel leichter in paralleler Richtung schneiden lassen.

Trotz exzellenter Ergebnisse der DR-Technik in Bezug auf die initialen biomechanischen Eigenschaften, konnte die klinische Überlegenheit bisher noch nicht ausreichend belegt werden. Lediglich ein paar Studien beschäftigten sich mit dem klinischen Outcome der SR-Technik im Vergleich zur DR-Technik.

SUGAYA et al. (2007) verglichen in einer retrospektiven Studie beide Techniken in ihrem klinisch- sowie kernspintomographischem Ergebnis miteinander. Die Rupturgröße variierte zwischen kleinen und massiven Defekten. Es zeigte sich ein signifikant besseres Outcome der DR-Technik in Bezug auf die strukturelle Intaktheit im Vergleich zur SR-Technik (73,2 % versus 46,2 %). Redefekte traten in 9,8 % (DR-Technik) bzw. 25,6 % (SR-Technik) auf. Der Vergleich von initialer Größe der Ruptur und dem Auftreten von Redefekten zeigte für kleine und mittlere Läsionen signifikante Unterschiede zugunsten der DR-Technik. Klinische Ergebnisse wurden nach 35 Monaten erhoben. Hier zeigten sich in Bezug auf Bewegungsmaß, Patientenzufriedenheit und Schmerzreduktion keine signifikanten Unterschiede.

In einer Verlaufskontrolle nach durchschnittlich 23 Monaten fanden FRANCESCHI et al. (2007) weder statistische Unterschiede in Bezug auf klinische Überlegenheiten noch auf das strukturelle Outcome in einer MR-arthrographischen Untersuchung.

Diese klinischen Ergebnisse sind übereinstimmend mit denen von CHAROUSSET et al. (2007), die die Computer-Arthrographie zur Bewertung nutzten. Allerdings fanden sie ein signifikant besseres anatomisches Einheilen der RM-Refixation mit der DR-Technik im Vergleich zur SR-Technik (61,3 % versus 40 %).

PARK J Y et al. (2008) veröffentlichten klinische Ergebnisse von 78 Patienten, von denen 40 mit der SR-Technik und 38 mit der DR-Technik arthroskopisch versorgt wurden. In diesem klinischem Vergleich, abhängig von der Rupturgröße, zeigten sich signifikante Unterschiede bei ausgedehnten und massiven Rupturen > 3cm Größe zugunsten der DR-Technik. Die Autoren begründeten dieses Phänomen mit einer verbesserten Einheilungsmöglichkeit aufgrund einer geringeren Zugspannung im Bereich der adaptierten Sehne sowie der anatomischeren Rekonstruktion des Footprints (PARK J Y et al. 2008).

Mögliche Schwachstellen dieser Studie entstehen durch die Verwendung von jungen, gesunden Schafschultern. Obwohl viele experimentelle Studien die Schafschulter bereits als ein zuverlässiges Modell für die Evaluation von RM-Refixationen etabliert haben, darf man nicht außer acht lassen, dass die Infraspinatussehne des Schafes sich von der degenerierten, ausgedünnten RM unterscheidet, welche man bei Patienten mit chronischen RM-Rupturen vorfindet (GERBER C et al. 1994). Auch die artifizielle Kreation einer scharfen, kompletten Ruptur der Sehne entspricht in vivo nicht der Realität im Patienten (TUOHETI et al. 2005).

Absehbar war auch, dass die bis zu 3000 Zyklen, die jeder Prüfkörper vor den Ausreißversuchen durchlief, das Ergebnis verfälscht haben könnte. Ohne die vorausgehende zyklische Belastung, wäre die Maximallast wahrscheinlich höher gewesen.

Die Tatsache, dass weder während der Zugbelastungstests noch bei den Ausreißversuchen Nahtanker aus ihrem Knochenbett ausgerissen sind, lässt sich zumindest teilweise der besseren Knochenqualität der hier verwendeten Schafssschultern zuschreiben.

Einige Autoren gehen sogar soweit, dass sie die Verwendung von Nahtankern bei älteren Patienten mit osteoporotischen Knochen als kontraindiziert ansehen (GERBER C 1988).

In einer Studie von CUMMINS et al. (2003 b) über die unterschiedlichen Arten der Defekte an bereits refixierten RM, war der Ausriss eines Nahtankers allerdings nur in einem Fall die Ursache für das Scheitern der Refixation (1 von 22 refixierten RM). KIM D et al. (2006) beobachteten in zwei ihrer refixierten Präparate den Ankerariss durch Frakturen im Tuberculum majus und postulierten, dass möglicherweise vier platzierte Anker zur Rekonstruktion des Footprints den Stress auf den Knochen erhöhen könnten.

Radiologische Kontrollen stützten wiederum die Ergebnisse, dass der Ankerariss ein eher seltener Grund für das Scheitern der Refixation ist (CUMMINS et al. 2003 b). Auch wir beobachteten keinerlei Ankerarisse. Allerdings muß man dieses Problem beachten, allen voran in osteoporotischem Knochen unter Verwendung der DR-Technik. Um ossäre Inkongruenzen der Schafschultern wie Osteoporose oder Knochendichteunregelmäßigkeiten in zukünftigen Studien auszuschließen bzw. berücksichtigen zu können, empfiehlt es sich, eine Knochendichtemessung durchführen.

Um ein möglichst getreues arthroskopisches Umfeld darstellen zu können, verwendeten wir Instrumente, die in der arthroskopischen Behandlung rupturierter RM zur Anwendung kommen. Allerdings wurden die arthroskopischen Nähte unter Raumlufte geknüpft sowie arthroskopische Arbeitsschritte wie Gleitknoten oder alternierende Halbstiche verwendet. Diese wiederum könnten den Knoten eine zusätzliche Stabilität und bessere Reproduzierbarkeit verliehen haben. Die Refixationen wurden unter trockenen Verhältnissen und nicht im feuchten arthroskopischen Milieu durchgeführt, was möglicherweise einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Materials haben könnte.

Die klinische Anwendbarkeit der DR-Technik muß sich, trotz exzellenter Ergebnisse in Bezug auf die initiale biomechanische Stabilität, kritischer Diskussionen unterziehen.

Sie stellt vor allem in der arthroskopischen Behandlung von RM eine weitaus komplexere Methode dar und benötigt eine längere Operationszeit im Vergleich mit der SR-Technik. Nebenbei ergeben sich durch die arthroskopische DR-Refixation aufgrund der schwierigeren OP-Techniken, längeren OP-Zeiten und höheren Materialausgaben im Vergleich zu der SR-Refixation größere Kosten (SUGAYA et al. 2005; FRANCESCHI et al. 2007; REARDON und MAFFULLI 2007).

Zudem sollte beachtet werden, dass die in dieser Studie erhobenen Daten eine initiale biomechanische Zeitpunkt Null-Evaluation darstellen, welche nicht die sich erst im Verlauf eintretenden, potentiellen Einflüsse der Einheilung und des Ummodellierens auf die Stabilität der Refixation berücksichtigen.

Weiterhin bietet diese in vitro Schafsschulterstudie lediglich Informationen über die sofortige postoperative klinische Situation. Sie erlaubt keinerlei Aussagen in Bezug auf die Stabilität und Unversehrtheit der rekonstruierten RM, nachdem die Einheilung und Rehabilitation geschehen ist. Diese Frage ist insofern wichtig, da postoperativ die funktionellen Befunde dazu neigen, bei Patienten mit verheilten RM besser zu sein (HARRYMAN et al. 1991; THOMAZEAU et al. 1997). Mit ansteigenden Auswertestellen im Kraftstufenschema für die Elongationswerte unter zyklischer Auslenkung, könnte man die sich langsam steigenden Belastungen im Rahmen des Rehabilitationsprogramms imitieren.

Arthroskopische Techniken neigen in der frühen postoperativen Phase dazu, weniger Schmerzen zu verursachen (GARTSMANN et al. 1998; TAURO 1998). Das könnte Patienten dazu verleiten, ihren Arm und ihre Schulter aktiver und früher zu nutzen, als Patienten die sich einer invasiveren Operationsmethode wie der offenen Refixation unterziehen.

Auch dieser Punkt kann zu frühzeitigen Defekten der refixierten Sehne beitragen und fordert von arthroskopisch behandelten Patienten eine noch bessere Compliance sowie Befolgung postoperativer Rehabilitationsprotokolle (BISHOP et al. 2006).

Neben einer detaillierten Analyse des rekonstruierten Footprints, wurde weder eine Messung des Anpressdruckes noch der Kontaktfläche der RM-Refixationen zwischen Sehnenansatz und Knochen berücksichtigt. So könnte ein zu hoher Kontaktdruck Durchblutungsstörungen verursachen und dadurch die Sehneneinheilung stören (REARDON und MAFFULLI 2007). Ein zu geringer Kontaktdruck der refixierten Sehne hingegen könnte zu einer Ablösung des Sehnen-Knochen-Verbindungsgewebes führen (TUHETI et al. 2005).

Einen weiteren unklaren Faktor mit Auswirkungen auf die Vaskularität stellen die verwendeten Nahttechniken dar. So werfen die komplexeren Nahttechniken die Frage auf, ob die häufigen Durchstechungen des Sehnenansatzes und multiplen Knoten die Vaskularisierung des Sehnenansatzes komprimieren bzw. irritieren und das biologische Einheilen behindern könnten (REARDON et al. 2007).

Eine möglichst große Maximallast, geringe Entwicklung einer Gap Formation unter zyklischer Belastung, ein ausgeglichener oder möglichst hoher Anpressdruck sowie eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Sehnenansatz und Knochen nach Refixation einer RM, weisen in die Richtung der idealen Refixationstechnik. Jedoch sind weitere Studien nötig, um deren Einflüsse und Zusammenspiel auf das biologische Einheilen einer refixierten RM noch besser zu verstehen.

5 Zusammenfassung

In einer biomechanischen Studie an einem Tiermodell wurden die initialen, zum Zeitpunkt Null erhobenen biomechanischen Daten der Double-Row-Nahtankertechnik im Vergleich zur Single-Row-Nahtankertechnik bei Rotatorenmanschettenrefixationen untersucht. Ferner wurden die Nahttechnik und das Nahtmaterial berücksichtigt.

Die Ergebnisse der vorliegenden experimentellen Untersuchung unterstützen die Studienhypothese, dass die Kombination von Nahtankern in Double-Row-Konstellation initial bessere biomechanische Eigenschaften unter Zugbelastung und eine bessere initiale Stabilität des Refixationskonstrukts aufweist, als die der Single-Row-Nahtankertechnik in der jeweils verwendeten Kombination der Nahttechnik.

Die Double-Row-Rekonstruktionen zeigen die geringste Ausbildung einer Gap Formation unter zyklischer Belastung sowie die höchsten maximalen Versagenslasten.

Es wurden keine signifikanten Unterschiede unter Verwendung der verschiedenen Nahtmaterialien (Ethibond®: geflochtene, nicht absorbierbare Polyester-Fäden der Stärke USP Nr. 2.0 und HiFi®: Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterial der Stärke Nr. 2.0) gefunden.

Die signifikant besseren initial-biomechanischen Eigenschaften sind vielversprechend. Diese Ergebnisse unterstützen das Konzept der Double-Row-Refixation mit arthroskopischen Mason-Allen-Nähten/medialen Matratzennähten bei der Refixation von Rotatorenmanschettenrupturen, durch Verbesserungen der initialen Fixationsstabilität sowie der absoluten Belastungsstabilität. Die Verwendung des hier verwendeten, neuartigen Polyblend-Polyethylen-Nahtmaterials wirkt sich nicht optimierend auf die initialen biomechanischen Eigenschaften des refixierten Konstrukts aus.

Die Notwendigkeit des Verständnisses der zellbiologischen Eigenschaften verbleibt jedoch. Hierzu sind weitere Studien nötig, um die in-vivo-Eigenschaften unserer ex-vivo-Ergebnisse einordnen zu können und um berücksichtigen zu können, inwiefern diese Ergebnisse dazu beitragen, Verbesserungen der Einheilungsraten nach RM-Refixation zu erzielen.

6 Literaturverzeichnis

Ahmad C S, Stewart A M, Izquierdo R, Bigliani L U (2005):

Tendon-Bonde Interface Motion In Transosseous Suture And Suture Anchor Cuff Repair Techniques.

Am J Sports Med, 33: 1667-1671

Apreleva M, Özbaydar M, Fitzgibbons P G, Warner J J P (2002):

Rotator Cuff Tears: The Effect Of The Reconstruction Method On Three-Dimensional Repair Site Area.

Arthroscopy, 18: 519-526

Baleani M, Ohman C, Guandalini L, Rotini R, Giavaresi G, Traina F, Viceconti M (2006):

Comparative Study Of Different Tendon Grasping Techniques For Arthroscopic Repair Of The Rotator Cuff.

Clin Biomech, 21: 799-803

Barber F A, Cawley P, Prudich J F (1993):

Suture Anchor Failure Strength – An In Vivo Study.

Arthroscopy, 9: 647-652

Barber F A, Herbert M A, Click J N (1995):

The Ultimate Strength Of Suture Anchors.

Arthroscopy, 11: 21-28

Barber F A, Herbert M A, Click J N (1996):

Suture Anchor Strength Revisited.

Arthroscopy, 12: 32-38

Bardenheuer B (1886):

Die Verletzung Der Oberen Extremitäten.

Reihe Dtsch Chir, 63: 418

Basset R W, Cofield R H (1983):

Acute Tears Of The Rotator Cuff. The Timing Of Surgical Repair.

Clin Orthop Relat Res, 175: 18-24

Bateman J E (1963):

The Diagnosis And Treatment Of Ruptures Of The Rotator Cuff.

Surg Clin North Am, 43: 1523-1530

Bauer G J, Kniesel B (2005):

Arthroscopic Repair Of The Rotator Cuff.

Unfallchirurg, 109: 619-627

Baums M H, Spahn G, Steckel H, Fischer A, Schultz W, Klinger H M (2009):

Comparative Evaluation Of The Tendon-Bone Interface Contact Pressure In Different Single-Versus Double-Row Suture Anchor Repair Techniques.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 17: 1466-1472

Baums M H, Buchhorn G H, Gilbert F, Spahn G, Schultz W, Klinger H M (2010):

Initial Load-To-Failure And Failure Analysis In Single-And Double-Row Repair Techniques For Rotator Cuff Repair.

Arch Orthop Trauma Surg, 130: 1193-1199

Bigliani L U, Levine W N (1997):

Subacromial Impingement Syndrome.

J Bone Joint Surg Am, 79: 1854-1868

Bigliani L U, Morrison E W, April E W (1986):

The Morphology Of The Acromion And Its Relationship To Rotator Cuff Tears.

Orthop Trans, 10: 228

Bishop J, Klepps S, Lo I K, Bird J, Gladstone J N, Flatow E L (2006):

Cuff Integrity After Arthroscopic Versus Open Rotator Cuff Repair: A Prospective Study.

J Shoulder Elbow Surg, 15: 290-299

Bokor D J, Hawkins R J, Huckel G H, Angelo R L, Schickendantz M S (1993):
Results Of Nonoperative Management Of Full-Thickness Tears Of The Rotator Cuff.
Clin Orthop Relat Res, 294: 103-110

Boileau P, Brassart N, Watkinson D J, Carles M, Hatzidakis A M, Krishnan S G (2005):
Arthroscopic Repair Of Full-Thickness Tears Of The Supraspinatus: Does The Tendon Really
Heal?
J Bone Joint Surg Am, 87: 1229-1240

Brady P C, 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

Brinckmann P, Frobin W, Leivseth G:
Orthopädische Biomechanik.
Thieme Stuttgart, New York 2000, S. 134-140

Buess E, Steuber K U, Waibl B (2005):
Open Versus Arthroscopic Rotator Cuff Repair: A Comparative View Of 96 Cases.
Arthroscopy, 21: 597-604

Burkhart S S (1991):
Arthroscopic Treatment Of Massive Rotator Cuff Tears. Clinical Results And Biomechanical
Rationale.
Clin Orthop Relat Res, 267: 45-46

Burkhart S S (1995):
The Deadman Theory Of Suture Anchors: Observations Along A South Texas Fence Line.
Arthroscopy, 11: 119-123

Burkhart S S (1997):
Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Indications And Techniques.
Sports Med, 5: 204-214

Burkhart S S (2001):

Arthroscopic Treatment Of Massive Rotator Cuff Tears.

Clin Orthop, 390: 107-118

Burkhart S S, Li I K (2006):

Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

J Am Acad Orthop Surg, 14: 333-346

Burkhart S S, Fischer S P, Nottage W M, Esch J C, Barber A, Doctor D, Ferrier J (1996):

Tissue Fixation Security in Transosseous Rotator Cuff Repairs: A Mechanical Comparison of Simple Versus Mattress Sutures.

Arthroscopy, 12: 704-708

Burkhart S S, Diaz Pagàn J L, Wirth M A, Athanasiou K A (1997 a):

Cyclic Loading Of Anchor-Based Rotator Cuff Repairs: Confirmation Of The Tension Overload Phenomenon And Comparison Of Suture Anchor Fixation With Transosseous Fixation.

Arthroscopy, 13: 720-724

Burkhart S S, Johnson T C, Wirth M A, Athanasiou K A (1997 b):

Cyclic Loading Of Transosseous Rotator Cuff Repairs: Tension Overload As A Possible Cause Of Failure.

Arthroscopy, 13: 172-176

Burkhart S S, Danaceau S M, Pearce C E Jr. (2001):

Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Analysis Of Results By Tear Size And By Repair Technique – Margin Convergence Versus Direct Tendon-To-Bone Repair.

Arthroscopy, 17: 905-912

Burns W C, 2nd, Whipple T L (1993):

Anatomic Relationships In The Shoulder Impingement Syndrome.

Clin Orthop Relat Res, 294: 96-102

Caldwell G L Jr, Warner J J P, Miller M D, Towers J, Debski R (1995):

Transosseous Rotator Cuff Fixation: The Weak Link? A Biomechanical Evaluation.

Orthop Trans, 19: 368

Charousset C, Duranthon L D, Grimberg J, Bellaiche L (2006):

Arthro-C-Scan Analysis Of Rotator Cuff Tears Healing After Arthroscopic Repair: Analysis Of Predictive Factors In A Consecutive Series Of 167 Arthroscopic Repairs.

Rev Rec Chir Orthop Reparatrice Appar Mot, 92, 223-233

Charousset C, Grimberg J, Duranthon L D, Bellaiche 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: 1247-1253

Clancy W G, Narechania R G, Rosenberg T D (1981):

Anterior And Posterior Cruciate Ligament Reconstruction In Rhesus Monkeys.

J Bone Joint Surg Am, 63: 1270-1284

Codman E A (1934):

The Shoulder: Rupture Of The Supraspinatus Tendon And Other Lesions In Or About The Subacromial Bursa.

Thomas Todd Co., Boston 1934.

Cofield R H (1985 a):

Current Concepts Review: Rotator Cuff Disease Of The Shoulder.

J Bone Joint Surg Am, 67: 974-979

Cofield R H (1985 b):

Rotator Cuff Disease Of The Shoulder.

J Bone Joint Surg Am, 67: 974-97

Colegate-Stone T, Allom R, Tavakkolizadeh A, Sinha J (2009):

An Analysis Of Outcome Of Arthroscopic Versus Mini-Open Rotator Cuff Repair Using Subjective And Objective Scoring Tools.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 17: 691-694

Coons D A, Barber F A, Herbert M A (2006):

Triple-Loaded Single-Anchor Stitch Configurations: An Analysis Of Cyclically Loaded Suture-Tendon Interface Security.

Arthroscopy, 22: 1154-1158

Craft D V, Moseley J B, Cawley P W, Noble P C (1996):

Fixation Strength Of Rotator Cuff Repairs With Suture Anchors And The Transosseous Suture Technique.

J Shoulder Elbow Surg, 5: 32-40

Cummins C A, Murrell G A (2003):

Mode Of Failure For Rotator Cuff Repair With Suture Anchors Identified At Revision Surgery.

J Shoulder Elbow Surg, 12: 128-133

Cummins C A, Strickland S, Appleyard R C, Szomor Z L, Marshall J, Murrell G A C (2003):

Rotator Cuff Repair With Bioabsorbable Screws: An In Vivo And Ex Vivo Investigation.

Arthroscopy, 19: 239-248

Cummins C A, Appleyard R C, Strickland S, Haen P S, Chen S, Murrell G A C (2005):

Rotator Cuff Repair: An Ex Vivo Analysis Of Suture Anchor Repair Techniques On Initial Load To Failure.

Arthroscopy, 21: 1236-1241

DeCarli A, Vadalà A, Monaco E, Labianca L, Zanzotto E, Ferretti A (2005):

Effect Of Cyclic Loading On New Polyblend Suture Coupled With Different Anchors.

Am J Sports Med, 33: 214-219

Dejardin L M, Arnoczky S P, Ewers B J, Haut R C, Clarke R B (2001):

Tissue-Engineered Rotator Cuff Tendon Using Porcine Small Intestine Submucosa.
Histologic And Mechanical Evaluation In Dogs.
Am J Sports Med, 29: 175-184

Demirhan M, Atalar A C, Kilicoglu O (2003):

Primary Fixation Strength of Rotator Cuff Repair Techniques: A Comparative Study.
Arthroscopy, 19: 572-576

Drenckhahn D, Koebke J:

Obere Extremität.
Anatomie, Benninghoff A und Drenckhahn D. Urban & Fischer München 2002, S. 285-301

Dugas J R, Campbell D A, Warren R F, Robie J H, Millet P J (2002):

Anatomy And Dimensions Of Rotator Cuff Insertions.
J Shoulder Elbow Surg, 11: 498-503

Ellman H (1985):

Arthroscopic Subacromial Decompression: A Preliminary Report.
Orthop Trans, 9: 49

Ellman H (1986):

Repair Of The Rotator Cuff And Result Study Of Factors In Influencing Reconstruction.
J Bone Joint Surg Am, 68: 1136-1144

**Fealy S, Adler R S, Drakos M C, Kelly A M, Allen A A, Cordasco F A, Warren R F,
O'Brien S J (2006):**

Patterns Of Vascular And Anatomical Response After Rotator Cuff Repair.
Am J Sports Med, 34: 1-8

Forward A D, Cowan R J (1963):

Tendon Suture To Bone: An Experimental Investigation In Rabbits.
J Bone Joint Surg Am, 45: 807-823

Franceschi F, Ruzzini L, Longo U G, Martina F M, Zobel B B, Maffulli N, Denaro V (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

Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C (1999):

Fatty Degeneration Of The Muscles Of The Rotator Cuff: Assessment By Computed Tomography Versus Magnetic Resonance Imaging.

J Shoulder Elbow Surg, 8: 599-605

Galatz L M, Ball C M, Teefey S A, Middleton W D, Yamaguchi K (2004):

The Outcome And Repair Integrity Of Completely Arthroscopically Repaired Large And Massive Rotator Cuff Tears.

J Bone Joint Surg Am, 86: 219-224

Galatz L M, Sandell L J, Rothermich S Y, Das R, Mastny A, Havlioglu N, Silval M J, Thomopoulos S (2006):

Characteristics Of The Supraspinatus Tendon During Tendon-To-Bone Healing After Acute Injury.

J Orthop Res, 24: 541-550

Gartsman G M, Khan M, Hammerman S M (1998):

Arthroscopic Repair Of Full-Thickness Tears Of The Rotator Cuff.

J Bone Joint Surg Am, 80: 832-840

Gerber A, Ghalambor N, Warner J J P (2001):

Instability Of Shoulder Arthroplasty: Balancing Mobility And Stability.

Orthop Clin North Am, 32: 661-670

Gerber C, Terrier F, Ganz R (1985):

The Role Of The Coracoid Process In The Chronic Impingement Syndrome.

J Bone Joint Surg Am, 67: 703-708

Gerber C, Schneeberger A G, Beck M, Schlegel W (1994):

Mechanical Strength Of Repairs Of The Rotator Cuff.

J Bone Joint Surg Am, 76: 371-380

Gerber C, Hersche O, Farron A (1996):

Isolated Rupture Of The Subscapularis Tendon.

J Bone Joint Surg Am, 78: 1015-1023

Gerber C, Vinh T S, Hertel R, Hess C W (1988):

Latissimus Dorsi Transfer For The Treatment Of Massive Tears Of The Rotator Cuff. A Preliminary Report.

Clin Orthop Relat Res, 232: 51-61

Gerber C, Schneeberger A G, Perren S, Nyffeler R W (1999):

Experimental Rotator Cuff Repair.

J Bone Joint Surg Am, 81: 1281-1290

Gerber C, Fuchs B, Hodler J (2000):

The Results Of Repair Of Massive Tears Of The Rotator Cuff.

J Bone Joint Surg Br, 76: 371-380

Gerber C, Meyer DC, Schneeberger AG, Hoppeler H, Rechenberg von B (2004):

Effect Of Tendon Release And Delayed Repair On The Structure Of The Muscles Of The Rotator Cuff: An Experimental Study In Sheep.

J Bone Joint Surg Am, 86: 1973-1982

Gerhardt C, Pauly S, Scheibel M (2008):

Single Versus Double Row–Rotatorenmanschettenrekonstruktion.

Obere Extremität, 3: 143-153

Goble E M, Somers W K, Clark R, Olsen R E (1994):

The Development Of Suture Anchors For Use In Soft Tissue Fixation To Bone.

Am J Sports Med, 22: 236-239

Golke F, Rolf O, Bohm D (2007):

Open Reconstruction Of The Rotator Cuff.

Orthopäde, 36: 834-847

Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC (1994):

Fatty Muscle Degeneration In Cuff Ruptures. Pre- And Postoperative Evaluation By CT Scan.

Clin Orthop Relat Res, 304, 78-83

Goutallier D, Postel J-M, Gleyze P, Leguilloux P, Driessche van S (2003):

Influence Of Cuff Muscle Fatty Degeneration On Anatomic And Functional Outcomes After Simple Suture Of Full-Thickness Tears.

J Shoulder Elbow Surg, 12: 550-554

Grimberg J, Diop A, Kalra K, Charousset C, Duranthon L D, Maurel N (2010):

In Vitro Biomechanical Comparison Of Three Different Types Of Single- And Double-Row Arthroscopic Rotator Cuff Repairs: Analysis Of Continuous Bone-Tendon Contact-Pressure And Surface During Different Simulated Joint Positions.

J Shoulder Elbow Surg, 19: 236-243

Habermeyer P:

Schulterchirurgie.

Urban & Fischer, München 2002

Habermeyer P, Schweiberer L:

Schulterchirurgie.

Urban & Schwarzenberg, München 1996

Habermeyer P, Lehmann L, Lichtenberg S (2000):

Rotatorenmanschetten-Ruptur – Diagnostik und Therapie.

Orthopäde, 89: 196-208

Harryman D T II, Mack L A, Wang K Y, Jackins S E, Richardson M L, Matsen F A III (1991):

Repairs Of The Rotator Cuff. Correlation Of Functional Results With Integrity Of The Cuff.

J Bone Joint Surg Am, 73: 982-989

Henne-Bruns D, Dürig M, Kremer B:

Duale Reihe Chirurgie. 2. Auflage.

Thieme Verlag, Stuttgart 2003: 1115-1132

Hutchinson M R, Veenstra M A (1993):

Arthroscopic Decompression Of Shoulder Impingement Secondary To Os Acromiale.

Arthroscopy, 9: 28-32

Ide J, Maeda S, Takagi K (2005):

Arthroscopic Transtendon Repair Of Partial-Thickness Articular-Side Tears Of The Rotator Cuff.

Am J Sports Med, 33: 1672-1679

Inman V T, Saunders J B, Abott L C (1944):

Observations On The Function Of The Shoulder Joint.

J Bone Joint Surg Am, 26: 1-30

Itoi E, Tabata S (1992):

Conservative Treatment Of Rotator Cuff Tears.

Clin Orthop Relat Res, 275: 303-314

Jerosch J, Castro W H, Sons H U, Moersler M (1989):

Zur Ätiologie Des Subacromialen Impingement-Syndroms-Eine Biomechanische Untersuchung.

Beitr Orthop Traumatol, 36: 411-418

Jobe C M (1995):

Posterior Superior Glenoid Impingement: Expanded Spectrum.

Arthroscopy, 11: 530-536

Jobe F W, Jobe C M (1983):

Painful Athletic Injuries Of The Shoulder.

Clin Orthop Relat Res, 173: 117-124

Kessel L, Watson M (1977):

The Painful Arc Syndrome. Clinical Classification As A Guide To Management.

J Bone Joint Surg Br, 59, 166-172

Ketchum L D, Martin N L, Kappel D A (1977):

Experimental Evaluation Of Factors Affecting The Strength Of Tendon Repairs.

Plast Reconstr Surg, 59: 708-719

Kim D H, ElAttrache N S, Tibone J E, Jun B-J, DeLaMora S N, Kvitne R S, Lee T Q (2006):

Biomechanical Comparison Of A Single-Row Versus Double-Row Suture Anchor Technique For Rotator Cuff Repair.

Am J Sports Med, 34: 407-414

Kim K C, Rhee K J, Shin H D (2008):

Arthroscopic Double-Pulley Suture-Bridge Technique For Rotator Cuff Repair.

Arch Orthop Trauma Surg, 128: 1335-1338

Klinger H M, Steckel H, Ernstberger T, Baums M H (2005):

Arthroscopic Débridement Of Massive Rotator Cuff Tears: Negative Prognostic Factors.

Arch Orthop Trauma Surg, 125: 261-266

Klinger H M, Steckel H, Spahn G, Buchhorn G H, Baums M H (2007):

Biomechanical Comparison Of Double-Loaded Suture Anchor Using Arthroscopic Mason-Allen Stitches Versus Traditional Transosseous Suture Technique And Modified Mason-Allen Stitches For Rotator Cuff Repair.

Clin Biomech 2007; 22: 106-111

Klinger H M, Buchhorn G H, Heidrich G, Kahl E, Baums M H (2008):

Biomechanical Evaluation Of Rotator Cuff Repairs In A Sheep Model: Suture Anchors Using Arthroscopic Mason-Allen Stitches Compared With Transosseous Sutures Using Traditional Modified Mason-Allen Stitches.

Clin Biomech, 23: 291-298

Klinger H M, Koelling S, Baums M H, Kahl E, Steckel H, Smith M M, Schultz W, Miosge N (2009):

Cell Biological And Biomechanical Evaluation Of Two Different Fixation Techniques For Rotator Cuff Repair.

Scand J Med Sci Sports, 19: 329-337

Labanauskaite G (2002):

Usefulness Of Ultrasonography In The Diagnosis Of Rotator Cuff Tears.

Medicine (Kaunas), 38: 131-134

Lee S, Mahar A, Bynum K, Pedowitz R (2005):

Biomechanical Comparison Of Bioabsorbable Sutureless Screw Anchor Versus Suture Anchor Fixation For Rotator Cuff Repair.

Arthroscopy, 21: 43-47

Levy H J, Uribe J W, Delaney L G (1990):

Arthroscopic Assisted Rotator Cuff Repair: Preliminary Results.

Arthroscopy, 6: 55-60

Lewis C W, Schlegel T F, Hawkins R J, James S P, Turner A S (2001):

The Effect Of Immobilization On Rotator Cuff Healing Using Modified Mason-Allen Stitches: A Biomechanical Study in Sheep,

Biomed Sci Instrum, 37: 263-268

Lichtenberg S, Liem D, Magosch P, Habermeyer P (2006):

Influence Of Tendon Healing After Arthroscopic Rotator Cuff Repair On Clinical Outcome Using Single-Row Mason-Allen Suture Technique: A Prospective, MRI Controlled Study.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 14: 1200-1206

Liem D, Bartl C, Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P (2007):

Clinical Outcome And Tendon Integrity Of Arthroscopic Versus Mini-Open Supraspinatus Tendon Repair: A Magnetic Resonance Imaging-Controlled Matched-Pair Analysis.

Arthroscopy, 23: 514-521

Lippert H:

Lehrbuch Anatomie.

7. Ausgabe, Urban & Fischer München 2006, S. 716-722

Lo I K Y, Burkhart S S (2003 a):

Double-Row Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Re-Establishing The Footprint Of The Rotator Cuff.

Arthroscopy, 19: 1035-1042

Lo I K Y, Burkhart S S (2003 b):

Current Concepts in Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

Am J Sports Med, 32: 308-324

Loutzenheiser T D, Harryman D T 2nd, Yung S W, France M P, Sidles J A (1995):

Optimizing Arthroscopic Knots.

Arthroscopy, 11: 199-206

Ma C B, MacGillivray J D, Clabeaux J, Lee S, Otis J C (2004):

Biomechanical Evaluation Of Arthroscopic Rotator Cuff Stitches.

J Bone Joint Surg Am, 86: 1211-1216

Ma C M, Comerford L, Wilson J, Puttlitz C M (2006):

Biomechanical Evaluation Of Arthroscopic Rotator Cuff Repairs: Double-Row Compared With Single-Row Fixation.

J Bone Joint Surg Am, 88: 403-410

Mahar A, Tamborlane J, Oka R, Esch J, Pedowitz RA (2007):

Single-Row Suture Anchor Repair Of The Rotator Cuff Is Biomechanical Equivalent To Double-Row Repair In A Bovine Model.

Arthroscopy, 23, 1265-1270

Mantone J K, Burkhead W Z, Jr., Noonan J, Jr. (2000):

Nonoperative Treatment Of Rotator Cuff Tears.

Orthop Clin North Am, 31: 295-311

Matsen F A, Lippit S B:

Shoulder Surgery: Principles And Procedures.

Elsevier, Philadelphia, 2004

Mau H, Breusch S:

Schultergelenk.

In: Klinikleitfaden Orthopädie.

Breusch S, Mau H, Sabo D, Urban & Fischer München 2006, Jena, S. 459-488

Mazzocca A D, Bicos J, Santangelo S, Romeo A A, Arciero R A (2005 a):

The Biomechanical Evaluation Of Four Fixation Techniques For Proximal Biceps Tenodesis.

Arthroscopy, 21: 1296-1306

Mazzocca A D, Millett P J, Guanche C A, Santangelo S A, Arciero R A (2005 b):

Arthroscopic Single-Row Versus Double-Row Suture Anchor Rotator Cuff Repair.

Am J Sports Med, 33: 1-8

McConville O R, Iannotti J P (1999):

Partial Thickness Tears Of The Rotator Cuff: Evaluation And Management.

J Am Acad Orthop Surg, 7: 32-43

McFarland E G, Park H B, Keyurapan E, Gill H S, Selhi H S (2005):

Suture Anchor And Tacks For Shoulder Surgery, Part 1.

Am J Sports Med, 33: 1918-1923

McLaughlin H L (1994):

Lesions Of The Musculotendinous Cuff Of The Shoulder. The Exposure And Treatment Of Tears With Retraction.

Clin Orthop Relat Res, 304: 3-9

McLaughlin H L, Asherman E G (1951):

Lesions Of The Musculotendinous Cuff Of The Shoulder. IV. Some Observations Based Upon The Results Of Surgical Repair.

J Bone Joint Surg Am, 33: 76-86

Meier S W, Meier J D (2006):

The Effect Of Double-Row Fixation On Initial Repair Strength In Rotator Cuff Repair: A Biomechanical Study.

J Shoulder Elbow Surg, 15: 691-696

Meyer D C, Nyffeler R W, Fucentese S F, Gerber C (2002):

Failure Of Suture Material At Suture Anchor Eyelets.

Arthroscopy, 18: 1013-1019

Milano G, Grasso A, Salvatore M, Zarelli D, Deriu L, Fabbriani C (2007):

Arthroscopic Rotator Cuff Repair With And Without Subacromial Decompression: A Prospective Randomized Study.

Arthroscopy, 23: 81-88

Milano G, Grasso A, Zarelli D, Deriu L, Cillo M, Fabbriani C (2008):

Comparison Between Single-Row And Double-Row Rotator Cuff Repair: A Biomechanical Study.

Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 16, 75-80

Milgrom C S M, Gilbert S, Holsbeck M van (1995):

Rotator Cuff Changes In Asymptomatic Adults. The Effect Of Age, Hand Dominance And Gender.

J Bone Joint Surg Br, 77: 296-298

Millar N L, Wu X, Tantan R, Silverstone E, Murrell G A (2009):

Open Versus Two Forms Of Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

Clin Orthop Relat Res, 467: 966-978

Miller B S, Joseph T A, Noonan T J, Horan M P, Hawkins R J (2005):

Rupture Of The Supscapularis Tendon After Shoulder Arthroplasty: Diagnosis, Treatment, And Outcome.

J Shoulder Elbow Surg, 14: 492-496

Miller C, Savoie F H (1994):

Glenohumeral Abnormalities Associated With Full-Thickness Tears Of The Rotator Cuff.

Orthop Rev, 23: 159-162

Moseley H F (1951):

Ruptures Of The Rotator Cuff.

Br J Surg, 38: 340-369

Müller W (1898):

Über Habituelle Schulterluxationen.

Vortrag XXVII. Chirurgenkongress Zu Berlin 1898

In: Perthes G (1906): Über Operationen Bei Habituellen Schulterluxationen.

Dtsch Z Chir, 85: 199-227

Nakagaki K, Ozaki J, Tamita Y, Tamai S (1996):

Fatty Degeneration In The Supraspinatus Muscle After Rotator Cuff Tear.

J Shoulder Elbow Surg, 5: 194-200

Neer C S (1972):

Anterior Acromioplasty For The Chronic Impingement Syndrome In The Shoulder.

J Bone Joint Surg Am, 54: 41-50

Neer C S (1983):

Impingement Lesions.

Clin Orthop Relat Res, 173: 70-81

Neer C S, Poppen N K (1987):

The Supraspinatus Outlet.

Orthop Trans, 11: 234

Netter F H:

Atlas der Anatomie des Menschen. 2. Auflage.

Thieme Verlag, Stuttgart 2000

Netter F H:

Netters Orthopädie.

Thieme Stuttgart, New York 2001, S. 100-111

Nevasier R J (1987):

Ruptures Of The Rotator Cuff.

Orthop Clin North Am, 18: 387-394

Nevasier R J, Nevasier T J (1990):

Observations On Impingement.

Clin Orthop Relat Res, 254: 60-63

Nho S J, Yadav H, Pensak M, Dodson C C, Good C R, MacGillivray J D (2007):

Biomechanical Fixation In Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

Arthroscopy, 23: 94-102

Noël E (1993):

Les Ruptures De La Coiffe Des Rotateurs Avec Tête Humérale Centrée. Resultates Du Traitement Conservateur.

Journées Lyonnaises De L`Epaule, 1993, S. 283-297

Norberg F B, Field L D, Savoie F H (2000):

Repair Of The Rotator Cuff.

Clin Sports Med, 19: 77-99

Özbaydar M, Elhassan B, Warner J J P (2007):

The Use Of Anchors In Shoulder Surgery: A Shift From Metallic To Bioabsorbable Anchors.

Arthroscopy, 10: 1124-1126

Park J Y, Lhee S H, Choi J H, Park H K, Yu J W, Seo J B (2008):

Comparison Of Clinical Outcomes Of Single- And Double-Row Repairs In Rotator Cuff Tears.

Am J Sports Med, 36: 1310-1316

Park M C, Cadet E R, Levine W N, Bigliani L U, Ahmad C S (2005):

Tendon-To-Bone Pressure Distributions At A Repaired Rotator Cuff Footprint Using Transosseous Suture And Suture Anchor Fixation Techniques.

Am J Sports Med, 33: 1154-1159

Park M C, Tibone J E, ElAttrache N S, Ahmad C S, Jun B J, Lee T Q (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

Patte D, Goutallier D, Debeyre J (1981):

Ruptures Of The Rotator Cuff. Results And Perspectives Of The Retrostructure.

Orthopäde, 10: 206-215

Perthes G (1906):

Über Operationen Bei Habitueeller Schulterluxation.

Dtsch Z Chir, 85: 199-227

Petit C J, Boswell R, Mahar A, Tasto J, Pedowitz R A (2003):

Biomechanical Evaluation Of A New Technique For Rotator Cuff Repair.

Am J Sports Med, 31: 849-853

Putz R (1986):

Biomechnik des Schultergürtels.

Manuelle Med, 24: 1-7

Rathbun J B, Macnab I (1970):

The Microvascular Pattern Of The Rotator Cuff.

J Bone Joint Surg Br, 52: 540-553

Reardon D J, Mafulli N (2007):

Clinical Evidence Shows No Difference Between Single- And Double-Row Repair For Rotator Cuff Tears.

Arthroscopy, 23: 670-673

Reed S C, Glossop N, Ogilvie-Harris D J (1996):

Full-Thickness Rotator Cuff Tears. A Biomechanical Comparison Of Suture Versus Bone Anchor Techniques.

Am J Sports Med, 24: 46-48

Reichelt A:

Schultergürtel.

In: Praxis der Orthopädie.

Wirth C J, Herausgeber, Thieme Stuttgart, New York 2001, S. 292-334

Reichwein F, Nebelung W (2004):

Grenzen Der Arthroskopischen Schulterstabilisierung.

Arthroscopy, 17: 179-185

Reilly P, Amis A A, Wallace A L, Emery R J (2003):

Mechanical Factors In The Initiation And Propagation Of Tears Of The Rotator Cuff: Quantification Of Strains Of The Supraspinatus Tendon In Vitro.

J Bone Joint Surg Am, 85: 594-599

Rickert M, Georgousis H, Witzel U (1998):

Die Native Reißfestigkeit Der Sehne Des M.Supraspinatus Beim Menschen – Eine Biomechanische Untersuchung.

Unfallchirurg, 101: 265-270

Riemersa D J, Schamhardt H C (1982):

The Cryo-Jaw: A Clamp Designed For In Vitro Rheology Studies Of Horse Digital Flexor Tendons.

J Biomech, 15: 619-620

Rockwood C A Jr, Basamania C, Seltzer D G:

Conservative Management Of Rotator Cuff Tears.

In: Burkhead W Z Jr: Rotator Cuff Disorders.

Baltimore, Williams & Wilkins 1996, 258-267

Rossouw D J, Mc Elroy B J, Amis A, Emery R (1997):

A Biomechanical Evaluation Of Suture Anchors In Repair Of The Rotator Cuff.

J Bone Joint Surg Br, 79: 458-461

Rössler H, Rüter W:

Orthopädie und Unfallchirurgie. 19. Auflage.

Urban & Fischer Verlag, München 2005: 216-226

Rupp S, Seil R, Kohn D (1998):

Praeoperative Ultrasonographic Mapping Of Calcium Deposits Facilitates Localization

During Arthroscopic Surgery For Calcifying Tendinitis Of The Rotator Cuff.

Arthroscopy, 14: 540-542

Samilson R L, Binder W F (1975):

Symptomatic Full Thickness Tears Of Rotator Cuff. An Analysis Of 292 Shoulders In 276 Patients.

Orthop Clin North Am, 6: S. 449-466

Scheibel M T, Habermeyer P (2003):

A Modified Mason-Allen Technique For Rotator Cuff Repair Using Suture Anchors.

Arthroscopy, 19: 330-333

Schneeberger A G, von Roll A, Kalberer F, Jacob H A, Gerber C (2002):

Mechanical Strength Of Arthroscopic Rotator Cuff Repair Techniques: An In Vitro Study.

J Bone Joint Surg Am, 84: 2152-2160

Singhatat W, Lawhorn K W, Howell S M, Hull M L (2002):

How Four Weeks Of Implantation Affect The Strength And Stiffness Of Tendon Graft In A Bone Tunnel.

Am J Sports Med, 30: 506-513

Smith C D, Alexander S, Hill A M, Huijsmans P E, Bull A M J, Amis A A, Beer J F, Wallace A L (2006):

A Biomechanical Comparison Of Single And Double-Row Fixation In Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

J Bone Joint Surg Am, 88: 2425-2431

Snyder S J (1993):

Evaluation And Treatment Of The Rotator Cuff.

Orthop Clin North Am, 24: 173-192

St. Pierre P, Olson E J, Elliot J J, O'Hair K C, McKinney L A, Ryan J (1995):

Tendon-Healing To Cortical Bone Compared With Healing To A Cancellous Trough.

J Bone Joint Surg Am, 77: 1858-1866

Südkamp N P (2001):

Die Rotatorenmanschettenruptur.

Zentralbl Chir 2001, 126: 177-183

Sugaya H, Maeda K, Matsuki K, Moriishi J (2005):

Functional And Structural Outcome After Arthroscopic Full-Thickness Rotator Cuff Repair: Single-Row Versus Dual-Row Fixation.

Arthroscopy, 21: 1307-1316

Sugaya H, Maeda K, Matsuki K, Moriishi J (2007):

Repair Integrity And Functional Outcome After Arthroscopic Double-Row Rotator Cuff Repair. A Prospective Outcome Study.

J Bone Joint Surg, 89: 953-960

Sward L, Hughes J S, Amis A, Wallace W A (1992):

The Strength Of Surgical Repairs Of The Rotator Cuff: A Biomechanical Study On Cadavers.

J Bone Joint Surg Br, 74: 585-588

Takagishi N (1978):

Conservative Treatment Of Ruptures Of The Rotator Cuff.

J Jap Orthop Assoc, 52: 781-787

Tauro J C (1998):

Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Analysis Of Technique And Results At 2- And 3-Year Follow-Up.

Arthroscopy, 14: 45-51

Thomazeau H, Boukobza E, Morcet N, Chaperon J, Langlais F (1997):

Prediction Of Rotator Cuff Repair Results By Magnetic Resonance Imaging.

Clin Orthop Relat Res, 344: 275-283

Tuoheti Y, Itoi E, Yamamoto N, Seki N, Abe H, Minagawa H, Okada K, Shimada Y (2005):

Contact Area, Contact Pressure, And Pressure Patterns Of The Tendon-Bone Interface After Rotator Cuff Repair.

Am J Sports Med, 33: 1-6

Uthoff H K, Loehr J, Hammond I, Sarkar K (1986):

Ätiologie Und Pathogenese Der Rupturen Der Rotatorenmanschette.

Hefte Unfallheilkd, 180: 3-9

Walch G (1993):

Synthese Sur L`epidemiologie Et L`ethiologie Des Ruptures De La Coiffe Des Rotateurs.

Journèes Lyonnaises De L`Epaule, 1993: 256-266

Wall L B, Keener J D, Brophy R H (2009):

Double-Row Versus Single-Row Rotator Cuff Repair: A Review Of The Biomechanical Evidence.

J Shoulder Elbow Surg, 18: 933-941

Waltrip R L, Zheng N, Dugas J R, Andrews J R (2003):

Rotator Cuff Repair - A Biomechanical Comparison Of Three Techniques.

Am J Sports Med, 31: 493-497

Warner J J P, Greis P E (1998):

The Treatment Of Stiffness Of The Shoulder After Repair Of The Rotator Cuff.

Instr Course Lect, 47: 67-75

Watson M (1978):

The Refractory Painful Arc Syndrome.

J Bone Joint Surg Am, 60: 544-546

Weiler A, Hoffmann R F G, Bail H J, Rehm O, Sudkamp N P (2002):

Tendon Healing In A Bone Tunnel, Part II: Histologic Analysis After Biodegradable Interference Fit Fixation In A Model Of Anterior Cruciate Ligament Reconstruction In Sheep.

Arthroscopy, 18: 124-135

White C D, Bunker T D, Hooper R M (2006):

The Strength Of Suture Configurations In Arthroscopic Rotator Cuff Repair.

Arthroscopy, 22: S. 837-841

Wüst D M, Meyer D C, Favre P, Gerber C (2006):

Mechanical And Handling Properties Of Braided Polyblend Polyethylene Sutures In Comparison To Braided Polyester And Monofilament Polydioxanone Sutures.

Arthroscopy, 22: 1146-1153

Woo S L, Orlando C A, Camp J F, Akeson W H (1986):

The Effect Of Postmortem Storage By Freezing On Ligament Tensile Behaviour.

J Biomechanics, 19: 399-404

Yamanaka K, Matsumoto T (1994):

The Joint Side Tear Of The Rotator Cuff. A Follow Up Study By Arthrography.

Clin Orthop Relat Res, 304: S. 68-73

Zuckerman J D, Kummer F J, Cuomo F, Simon J, Rosenblum S (1992):

The Influence Of The Coraco-Acromial Arch Anatomy On Rotator Cuff Tears.

J Shoulder Elbow Surg, 1: 4-14