

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

---

**Vergleich der Zugfestigkeit und der Versagensmechanismen  
der Einreihennahtankerversorgung („*single-row*-Technik“)  
und der Zweireihennahtankerversorgung („*double-row*-Technik“)  
bei Rotatorenmanschettenrupturen am Schafmodell**

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

**vorgelegt von  
Fabian Gilbert  
aus  
Bad Hersfeld**

**Göttingen 2012**

Dekan:

Prof. Dr. med. M. P. Schön

- I. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Baums
- II. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. med. Dumont
- III. Berichterstatter: Prof. Dr. med. Oppermann

Tag der mündlichen Prüfung: 29.01.2013

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1	Funktionelle und topographische Anatomie des Schultergelenkes und der Rotatorenmanschette .....	1
1.2	Ätiologie und Pathogenese der RM-Ruptur .....	4
1.2.1	Intrinsische Tendopathie .....	5
1.2.2	Extrinsische Tendopathie, <i>Outlet-Impingement</i> .....	5
1.2.3	Inneres <i>Impingement</i> .....	6
1.2.4	Traumatische Zerreißung, Abscherung.....	6
1.3.	Diagnostik.....	7
1.3.1	Anamnese und klinische Untersuchung.....	7
1.3.2	Bildgebende Verfahren und Klassifikation.....	9
1.3.2.1	MRT/CT-Klassifikation .....	9
1.3.2.2	Arthroskopische Klassifikation .....	11
1.3.2.3	Sonographische Klassifikation.....	13
1.4	Therapie der Rotatorenmanschettenruptur .....	14
1.4.1	Konservative Therapie .....	15
1.4.2	Operation .....	17
1.5	Operationsverfahren der RM-Rekonstruktion.....	19
<b>1.6</b>	<b>Biomechanische Modelle .....</b>	<b>20</b>
<b>1.7</b>	<b>Hypothese .....</b>	<b>22</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>23</b>
2.1	Präparation.....	23
2.2	Refixation .....	24
2.3	Biomechanischer Belastungsversuch .....	28
2.3.1	Vorbereitung.....	28
2.3.2	Versuch.....	30
2.3.3	Statistische Auswertung.....	31
<b>3</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>32</b>
3.1	Größe des Insertionsareal .....	32

3.2	Maximale Zugfestigkeit .....	33
3.3	Steifigkeit.....	34
3.4	Versagensmechanismus .....	36
<b>4</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>39</b>
4.1	Die Faden-Sehnen-Verbindung.....	40
4.2	Die Anker-Knochen -Verbindung und die Anker-Faden-Verbindung .....	43
4.3	Rekonstruktion der anatomischen Sehneninsertion ( <i>footprint</i> - Rekonstruktion).....	44
4.4	Diskussion der Ergebnisse .....	45
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung und Ausblick .....</b>	<b>51</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>53</b>

**Verzeichnis der Abbildungen**

Abbildung 1	Anatomie der Rotatorenmanschette (RM)	1
Abbildung 2:	Zugrichtung der RM	3
Abbildung 3:	Akromionformen nach Bigliani et al. (1991)	3
Abbildung 4:	Intrinsische Tendopathie	5
Abbildung 5:	<i>Outlet-Impingement</i>	6
Abbildung 6:	Schema der physiologischen und pathologischen Situation der SSP-Sehne	7
Abbildung 7:	MRT einer Supraspinatussehnenruptur	11
Abbildung 8:	Zoneneinteilung der RM nach Habermeyer et al. (2005)	12
Abbildung 9:	Präparat	24
Abbildung 10:	Humeruspräparat mit farblich markiertem Insertionsareal ( <i>foot-print</i> ) der ISP Sehne	25
Abbildung 11:	Platzierungsstellen der Fadenanker	26
Abbildung 12:	Schema der <i>single-row</i> -Technik	27
Abbildung 13	Schema der <i>double-row</i> -Technik	27
Abbildung 14:	<i>Single-row</i> -Technik vor dem Verknoten der Fadenenden	28
Abbildung 15:	Darstellung der Kälteklemmbacken	28

Abbildung 16: Muskelbauch nach Fixierung in Klemmbacke	29
Abbildung 17 Versuchsaufbau	30
Abbildung 18: Spannungs-/Dehnungskurve	31
Abbildung 19: Verteilung der Größen des Insertionsareals	32
Abbildung20: Verteilung der Zugfestigkeiten	34
Abbildung 21: Verteilung der Steifigkeit	35
Abbildung 22: Versagensmechanismus: Faden schneidet durch Sehne	36
Abbildung 23: Verteilung der Versagensmechanismen aufgestellt nach dem Nahtmaterial	39
Abbildung 24: Präparat nach Testung	38
Abbildung 25: Schema der transossären und der Nahtankerrefixation	39
Abbildung 26: Schemazeichnung verschiedener Sehnennähte	42
<b>Verzeichnis der Tabellen:</b>	
Tabelle 1: Muskeln der RM	2
Tabelle 2: Sonographisch altersbezogene Prävalenz der RM-Ruptur	4
Tabelle 3: Klinische Zeichen bei RM-Ruptur	8
Tabelle 4: <i>lag-signs</i> bei RM Rupturen	9

Tabelle 5:	Einteilung der fettigen Muskeldegeneration	10
Tabelle 6:	Klassifikation der Muskelatrophie nach Thomazeau et al. (1997)	10
Tabelle 7:	Einteilung der Partialruptur nach Lokalisation	11
Tabelle 8:	Einteilung der Partialruptur nach der Größe	11
Tabelle 9:	Einteilung der RM-Läsionen nach Snyder et al. (1991)	13
Tabelle 10:	Kontraindikationen der operativen Therapie der RM-Ruptur	15
Tabelle 11:	Kontraindikationen der konservativen Therapie	16
Tabelle 12:	Ergebnisse konservativer Therapie von RM-Rupturen	17
Tabelle 13:	Ergebnisse nach offener und arthroskopischer RM-Rekonstruktion	20
Tabelle 14:	Post- hoc-ANOVA-Test mit Bonferroni/Dunn-Korrektur der Zugfestigkeiten	33
Tabelle 15:	Post- hoc-ANOVA-Test mit Bonferroni/Dunn-Korrektur der Steifigkeiten	35
Tabelle 16:	Auflistung der Versagensmechanismen	37

#### **Verzeichnis der Abkürzungen:**

Abb.	Abbildung
al.	alii
ARO	Außenrotation

ASK	Arthroskopie
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
CHL	korakohumerales Ligament
cm	Zentimeter
CM	Constant/Murley <i>shoulderscore</i>
CRPS	<i>complex regional pain syndrome</i>
CT	Computertomographie
d.h.	das heißt
engl.	englisch
ggf.	gegebenenfalls
IRO	Innenrotation
ISP	Infraspinatus
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
max.	maximal
mm	Millimeter
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl ( <i>number</i> )
N	Newton
NaCl	Natriumchlorid
o.g.	oben genannte/r/n
PMMA	Polymethyl-methacrylat
Proc.	Processus
RM	Rotatorenmanschette
SCP	Subscapularis
SGHL	Superiores glenohumerales Ligament
SSP	Supraspinatus
SST	<i>simple-shoulder-test</i>
UCLA	<i>University of California Los Angeles</i>
z.B.	zum Beispiel
zw.	zwischen



# 1 Einleitung

## 1.1 Funktionelle und topographische Anatomie des Schultergelenkes und der Rotatorenmanschette

Das Schultergelenk (Articulatio humeri) stellt den zentralen Anteil des Schultergürtels dar. Es ist das Gelenk mit dem größten Bewegungsumfang, da die knöcherne Führung im Vergleich zu anderen Gelenken gering ist. Dadurch kommt der muskulären Stabilisierung eine entscheidende Rolle in der Sicherung des Gelenks zu (Schiebler et al. 1995). Der Humeruskopf, mit einer Gelenkfläche von 24 cm<sup>2</sup>, artikuliert mit der Cavitas glenoidalis, die eine knorpelige Fläche von 6 cm<sup>2</sup> aufweist. Das Verhältnis der artikulierenden Flächen beträgt ca. 4:1-5:1 (Hess 1993).

Das Schultergelenk kann in den drei Hauptachsen folgendes Bewegungsausmaß erreichen:

- transversal: Flexion/ Extension 90°/0°/40°
- sagittal: Abduktion/Adduktion 90°/0°/20°
- longitudinal: Innenrotation/Außenrotation 95°/0°/60°

Die Rotatorenmanschette (RM) stellt den inneren Mantel der Schultergelenkmuskulatur dar und besteht aus 4 Teilen, die eine Muskelsehnenplatte bilden und den Humeruskopf von dorsal, kranial und ventral umspannen (Abb. 1 und Tab. 1).

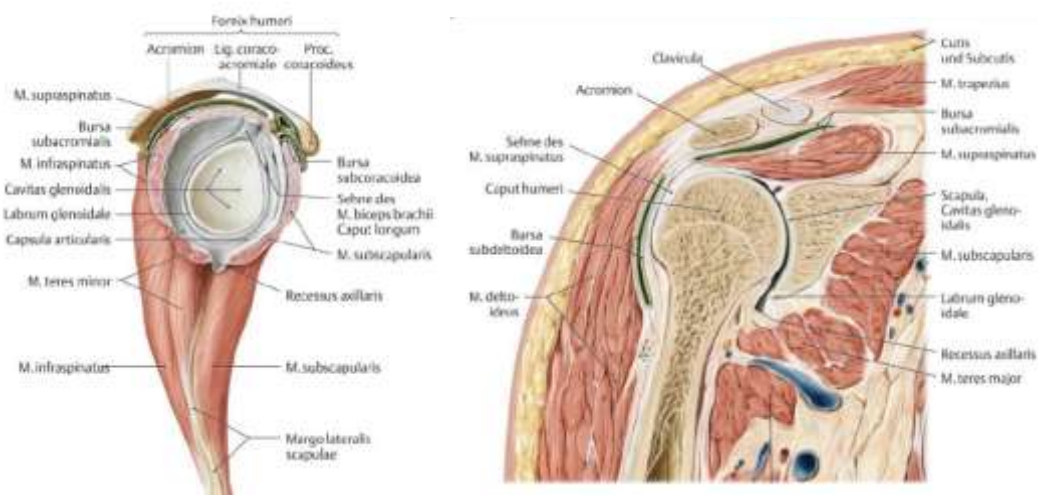


Abb. 1: Anatomie der Rotatorenmanschette, Ansicht von ventral und lateral (Aumüller et al. 2010, S.419)

Muskel	Ursprung	Insertion	Funktion
M. teres minor	Lateraler Skapularand	Tuberculum majus	Außenrotation, Adduktion
M. infraspinatus	Fossa infrapinnata	Tuberculum majus	Stärkster Außenrotator, ab-, adduziert je nach Gelenkstellung
M. supraspinatus	Fossa supraspinata	Tuberculum majus	Außenrotation, Abduktion, spannt die Kapsel
M. subscapularis	Fossa subscapularis	Tuberculum minus, Fasern strahlen in Gelenkkapsel ein	Innenrotation, ab-, adduziert je nach Gelenkstellung

Tab. 1: Muskeln der Rotatorenmanschette (nach Frick et al. 1992)

Die intraartikuläre Portion der langen Bizepssehne bildet einen funktionellen Teil der RM (Habermeyer et al. 2005). Sie verläuft im sog. Rotatorenintervall, einem trichterförmigen Gebilde, das durch die Sehnen des M. supraspinatus und des M. subscapularis sowie durch das superiore glenohumerale Ligament (SGHL) und das korakohumerale Ligament (CHL) begrenzt wird. Das Rotatorenintervall stellt einen relativen Schwachpunkt in der Sehnenplatte dar und kann Ausgangsort für Pathologien der Bizepssehne, wie z.B. eine chronische Bizepssehnentendinitis sein (Habermeyer et al. 2005).

Die Hauptaufgabe der RM besteht in der Zentrierung des Humeruskopfes in der Articulatio humeroglenoidalis und der Vermeidung eines Anschlagens des Humeruskopfes gegen das Schulterdach. Sie wirkt einem Zug des M. deltoideus nach kranial entgegen und presst den Humeruskopf in die Cavitas glenoidalis (Habermeyer 2005 et al.) (Abb.2).

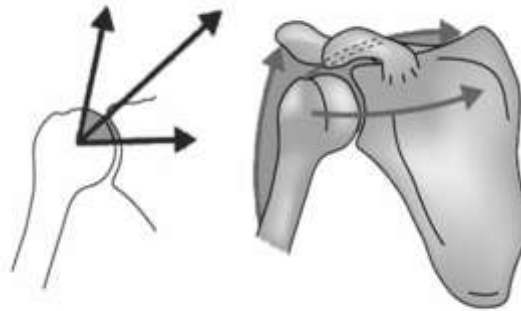


Abb. 2: Zugrichtung der Rotatorenmanschette (Halder et al. 2000, S.458): Die Zugkräfte des M. deltoideus beschreiben einen kranialen Vektor. Die RM presst den Humeruskopf in die Cavitas glenoidalis und wirkt so dem kranialen Zug des M. deltoideus entgegen

Die Unterfläche des Akromions, der Unterrand des Proc. coracoideus und das Lig. coracoacromiale bilden die Fornix humeri, unter der die Muskeln der RM entlang ziehen. Die Bursa subacromialis liegt zwischen Akromionunterseite und der Rotatorenmanschette und bildet eine Gleitschicht (Habermeyer 2005 et al.). Die variable Konfiguration dieser Engstelle kann ein Faktor für die Entstehung von RM-Läsionen sein (Bigliani et al. 1991). So teilen Bigliani et al. (1991) die anatomischen Varianten des Akromions in drei Gruppen ein: Ein flaches Akromion (Typ A), ein gekrümmtes Akromion (Typ B) sowie ein hakenförmiges Akromion (Typ C).

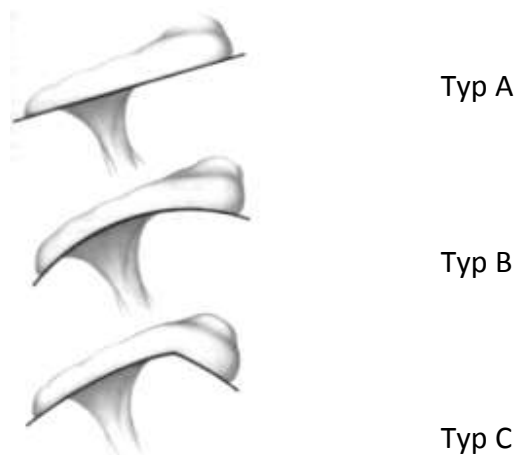


Abb. 3: Akromionformen nach Bigliani et al. (1991) S.305

Dugas et al. (2002) stellten fest, dass das Insertionsareal der Sehne des M. supraspinatus ein Trapez mit einer mittleren Fläche von 6,24 cm<sup>2</sup> beschreibt. Curtis et al. (2006) zeigten, dass die Sehne des M. subscapularis eine kommaförmige Insertion im Bereich des Tuberculum minus und direkt benachbart zum Sulcus intertubercularis hat.

## 1.2 Ätiologie und Pathogenese der RM-Ruptur

Autoptische Untersuchungen ergaben eine Prävalenz der RM-Rupturen zwischen 5-72%, wobei pathologische Veränderungen mit zunehmendem Alter häufiger zu finden sind (Ozaki et al. 1988, Sher et al. 1995). Milgrom et al. (1995) stellten folgende sonographisch altersbezogene Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur fest:

Alter	Häufigkeit
< 40 Jahre	Keine partielle/komplette Ruptur
< 50 Jahre	5% partielle/komplette Ruptur
< 60 Jahre	11% partielle/komplette Ruptur
> 70 Jahre	50% partielle/komplette Ruptur
> 80 Jahre	80% partielle/komplette Ruptur

Tab.2: Sonographisch altersbezogene Prävalenz der Rotatorenmanschettenruptur (nach Milgrom et al. 1995)

Sher et al. (1995) wiesen in 54 % eines Kollektives über 60-jähriger Probanden Läsionen der RM mit der Magnetresonanztomographie (MRT) nach.

Das Durchschnittsalter der Patienten mit operationswürdigen RM-Rupturen liegt bei 56 Jahren (Itoi und Tabata 1992), wobei in 50% Rupturen der Supra- und Infraspinatussehne eine degenerative Vorschädigung der Sehne zugrunde liegt und ein akutes Trauma den Schaden klinisch manifest werden lässt (Habermeyer et al. 2000). Bei der Subskapularissehne hingegen werden 70% der isolierten Rupturen durch ein adäquates Trauma (Sturz auf den nach hinten ausgestreckten Arm oder direkte Gewalteinwirkung) ausgelöst (Itoi und Tabata 1992).

Die Häufigkeit isolierter traumatischer RM-Rupturen, ohne degenerative Vorschädigung, wird mit ca. 5 % angegeben und kommt vorwiegend bei jüngeren Patienten vor (mittleres Alter 31 Jahre) (Mallon et al. 1990).

Pathophysiologisch können nach aktueller Literatur vier Ursachen der RM-Läsion gegeneinander abgegrenzt werden:

### 1.2.1 Intrinsische Tendopathie

Intrinsische Tendopathien sind degenerative Prozesse, die vor allem durch vaskuläre Minderperfusion der Rotatorenmanschette bedingt sind (Biberthaler et al. 2003). Codman und Akerson beschrieben bereits 1931, dass besonders am ansatznahen, gelenkseitigen Gewebe des M. supraspinatus ein Bereich verminderter Durchblutung besteht. Dieser deshalb in der Literatur als „kritische Zone“ beschriebene Sehnenanteil befindet sich etwa 0,5-1 cm proximal des Sehnenansatzes der RM (Codman und Akerson 1931). Besonders bei Adduktions- und Innenrotationsbewegungen scheint es zu einer Insuffizienz der Mikrozirkulation zu kommen (engl. *wringing-out* der Gefäße). Diese Störung führt über einen hypoxischen Schaden zur Degeneration der Sehne (Rathbun und Macnab 1970).

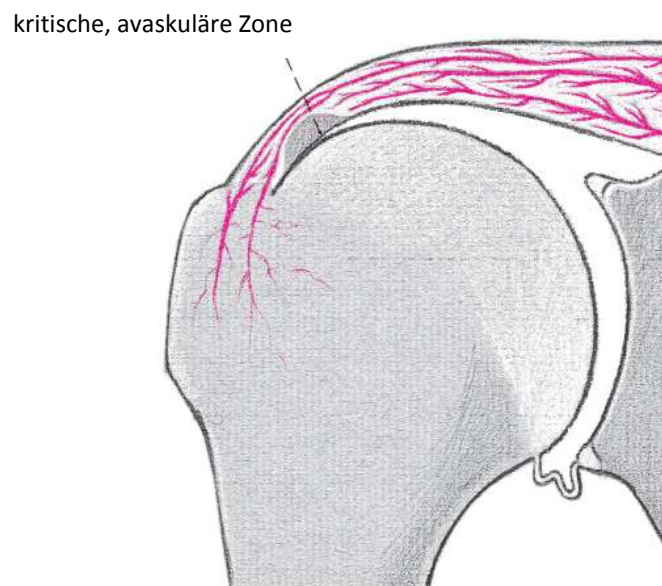


Abb. 4: Intrinsische Tendopathie: Schematische Darstellung der gelenkseitigen Minderperfusion (Habermeier et al. 2005, S.37)

### 1.2.2 Extrinsische Tendopathie, *Outlet-Impingement*

Die Einklemmung (engl. *Impingement*) der subakromialen Strukturen ist ein von Neer (1972, 1990) geprägtes Konzept. Es fasst unterschiedliche Pathologien zusammen, die eine Einengung des Subakromialraumes hervorrufen und somit zu einer mechanischen Fehlbelastung und zu einer Schädigung der RM führen. Hierzu zählen z.B. ein hakenförmiges Akromion, ein akromialer Knochensporn, Osteophyten am Akromioklavikulargelenk sowie ein Os acromiale (Habermeier et al. 2005).

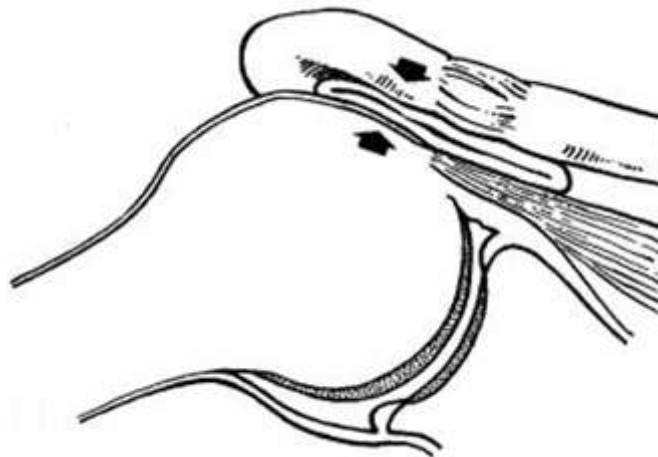


Abb. 5: *Outlet-Impingement*: Durch eine Enge im Subakromialraum kommt es zum Anschlagen des Humeruskopfes am Schulterdach und so zu einer sekundären Schädigung der RM (Habermeyer et al. 2005, S. 40)

Bursitiden die über eine Weichteilschwellung eine mechanische Einklemmung verursachen, können ebenfalls ein *Outlet-Impingement* verursachen (Habermeyer et al. 2005).

### **1.2.3 Inneres *Impingement***

Unter innerem *Impingement* oder posterior-superiorem *Impingement* versteht man ein Anschlagen der Supra- und Infraspinatussehne am dorsokraniellen Glenoidrand bei max. Abduktion und Außenrotation mit resultierenden Scherbelastungen der Sehnenfasern (Walch et al. 1993). Besonders Überkopfsportler sind von dieser Form der RM-Läsion betroffen, da bei ihnen durch repetitive Mikrotraumen die ventroinferiore Kapsel zu weit geworden ist und ventrale Translationen des Humeruskopfes möglich sind (Kvitne und Jobe 1993).

### **1.2.4 Traumatische Zerreißung, Abscherung**

Neben diesen degenerativen Schädigungen der RM kann auch ein direkter Sturz auf die Schulter oder den ausgestreckten Arm eine RM-Läsion hervorrufen (Itoi und Tabata 1993). Besonders bei der Schulterluxation kommt es ab dem 50. Lebensjahr

in 63% der Fälle zu einem Abscheren der Sehne des M. supraspinatus am Tuberculum majus (Ribbans et al. 1990.).

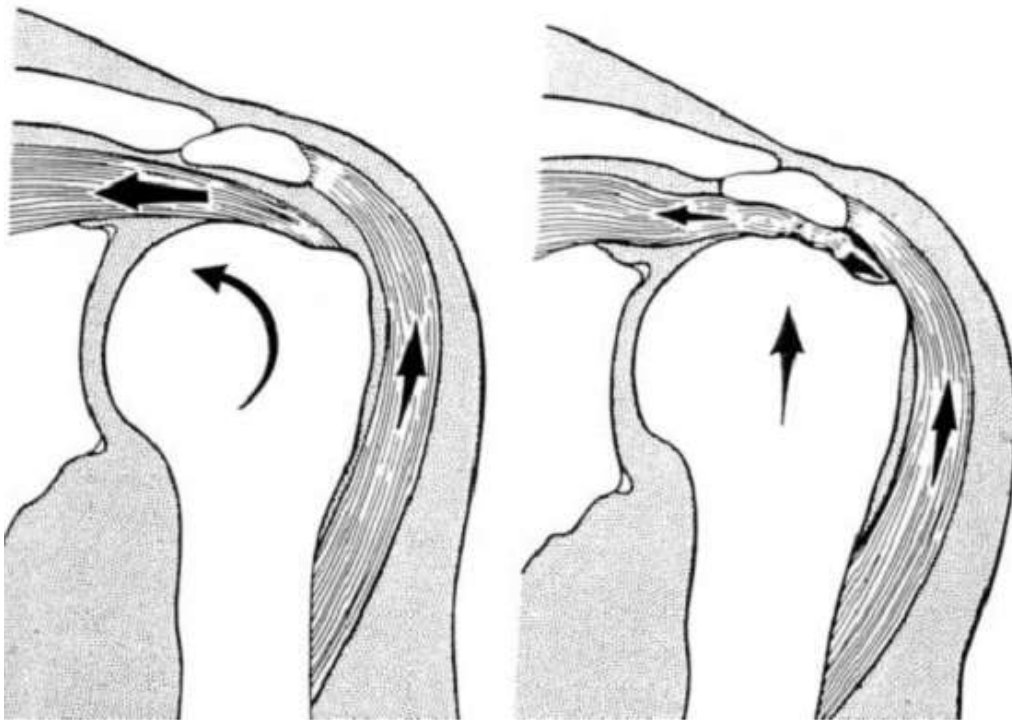


Abb. 6: Intrinsisches *Impingement* durch Ruptur der SSP-Sehne (Wurnig 2000, S. 871): Im physiologischen Zustand wirkt der Zug des M. supraspinatus dem kranialen Zug des M. deltoideus entgegen und presst den Humeruskopf in die Cavitas glenoidalis. Ist der M. supraspinatus oder seine Sehne geschädigt, überwiegt der kraniale Zug des M. deltoideus und es kommt zum sog. *Impingement*, d.h. einem Einklemmen der Weichteile im Subakromialraum und ggf. einem Anschlagen knöcherner Strukturen am Akromion bzw. dem Schulterdach

### 1.3. Diagnostik

#### 1.3.1 Anamnese und klinische Untersuchung

Bei RM-Rupturen auf dem Boden einer degenerativen Genese findet sich oftmals eine längere Schmerzanamnese mit intermittierenden leichteren Schulterbeschwerden und Nachtschmerzen. Ein plötzliches Ereignis führt dann zu einer kompletten Ruptur der Sehne (Habermeyer et al. 2000). Die Schmerzlokalisierung wird im ventralen Schulterbereich bis zum Tuberculum majus mit Ausstrahlung in den Oberarm und in den Ansatzbereich des M. deltoideus angegeben (Habermeyer et al. 2000). Bei der akuten traumatischen Ruptur der RM kann ein sichtbares Hämatom im Schulter-Oberarm-Brustbereich als sicheres Zeichen einer RM-Ruptur gewertet werden, oftmals einhergehend mit einem erheblichen Funktionsverlust des Armes

(Habermeyer et al. 2000). Bei der klinischen Untersuchung können spezifische RM-Tests einen Hinweis auf die Lokalisation der Ruptur geben (Lyons und Tomlinson 1992)

Sehne	Test/Zeichen
SSP	0°-Abduktionstest Haltefunktion in 90°-Abduktion und 30°-Horizontalflexion in Innen- (Jobe-Test) und Außenrotation (Patte-Test) (Jobe und Jobe 1983; Patte et al. 1981)
ISP/Teres minor	Außenrotationskraft gegen Widerstand <i>hornblowers-sign</i> nach Walch et al. (1993)
SCP	Innenrotationskraft gegen Widerstand Arm im Schürzengriff, Pat. muss gegen Widerstand die Hand des Untersuchers vom Rumpf wegdrücken ( <i>lift-off-test</i> nach Gerber 1991 )

Tab.3: Klinische Zeichen bei RM-Ruptur

Die diagnostische Sensitivität kann durch die Prüfung der sog. *lag-signs* (Nachlaufphänomene) zusätzlich gesteigert werden (Hertel et al. 1996). Allen diesen Zeichen ist gemeinsam, dass der Arm vom Untersucher in eine bestimmte Ausgangsposition gebracht wird, danach wird der Patient aufgefordert, diese Position aktiv zu halten. Gelingt dies nicht, ist das *lag-sign* positiv und eine Schädigung der RM wahrscheinlich.



Sehne	<i>Lag-sign</i>
SSP	<i>drop-arm-sign</i> : Patient ist nicht in der Lage, den abduzierten Arm gegen die Schwerkraft zu halten (Habermeyer et al. 2000)
ISP	<i>ARO-lag-sign</i> : Der passiv voll außenro- tizierte und am Oberkörper angelegte Arm kann nicht in seiner Position gehalten werden und schnell zurück (Hertel et al. 1996)
SCP	<i>IRO-lag-sign</i> : Der hinter dem Rücken in max. IRO gebrachte Arm kann nicht vom Rücken ferngehalten werden (Gerber 1991)

Tab. 4: *lag-signs* bei RM-Rupturen

### 1.3.2 Bildgebende Verfahren und Klassifikation

Der Einteilung der RM-Rupturen kommt im Hinblick auf das operative Vorgehen und die prognostische Bewertung eine entscheidende Rolle zu (Wiedemann et al. 2004). Die Magnetresonanztomographie (MRT), die Arthroskopie und die Sonographie sind die diagnostischen Verfahren, die relevante Informationen zur weiteren Therapie beisteuern. Da die Therapie und Prognose entscheidend von der Morphologie des Schadens und dem Zustand der RM abhängt, ist es notwendig, die Schäden der RM exakt zu klassifizieren (Wiedemann et al. 2004).

#### 1.3.2.1 MRT/CT-Klassifikation

Die MRT ist der Goldstandard der RM-Diagnostik, sie gibt Aufschluss über die Größe bzw. den Substanzverlust der Ruptur, den Grad der Retraktion, das Ausmaß der fettigen Degeneration sowie den muskulären Grad der Atrophie (Wiedemann et al.

2004). Die Atrophie wird dabei als Abnahme des Muskelquerschnitts gemessen, die fettige Degeneration als Fettanteil im noch erhaltenen Muskel. Der Begriff fettige Degeneration beschreibt also einen Prozess, bei dem gesundes Muskelgewebe durch eine Infiltration von Fettgewebe ersetzt wird (Goutallier et al. 1994). Goutallier et al. (1994) entwickelten eine computertomographische Einteilung für die fettige Degeneration der RM :

Grad 0	Regelrechte Muskulatur ohne Fettstreifen
Grad I	Muskulatur mit einigen Fettstreifen
Grad II	Fettige Infiltration, aber mehr Muskelvolumen
Grad III	Fettige Degeneration, Fettvolumen = Muskelvolumen
Grad IV	Fettige Degeneration, Fettvolumen > Muskelvolumen

Tab. 5: Einteilung der fettigen Muskeldegeneration im CT (nach Goutallier et al. 1994)

Für den Grad der Atrophie hat sich die Klassifikation in der MRT nach Thomazeau et al. (1997) etabliert:

Grad I	Regelrechter oder nur gering atrophierter Muskel, Verhältnis Muskel/Fossa supraspinata 0,6-1,0
Grad II	Mäßige Atrophie, Verhältnis Muskel/Fossa supraspinata 0,4-0,6
Grad III	Schwere Atrophie, Verhältnis Muskel/Fossa supraspinata <0,40

Tab. 6: Klassifikation der Muskelatrophie (nach Thomazeau et al. 1997)

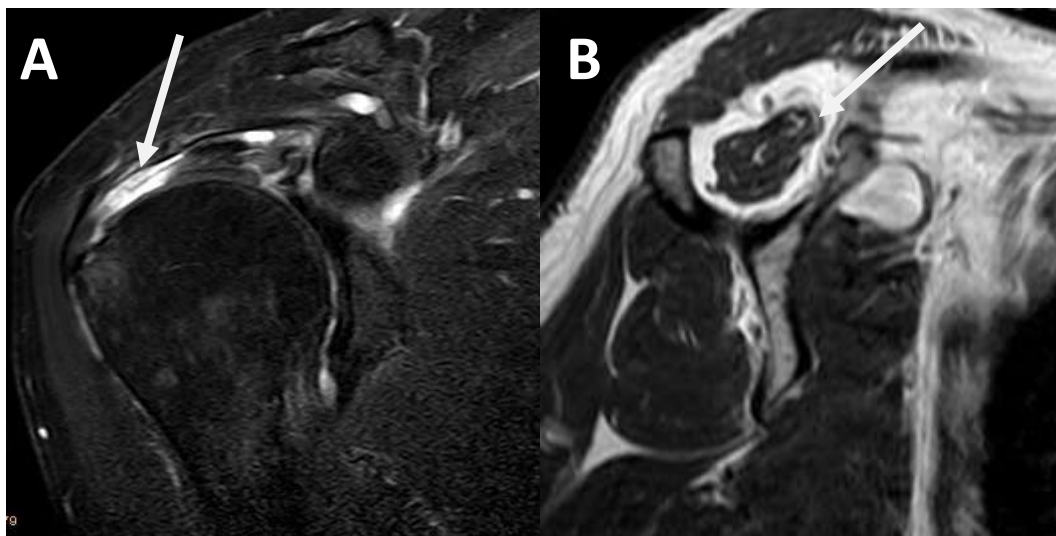


Abb. 7: A: MRT einer Supraspinatussehnenruptur (Pfeil). B: Fettige Atrophie des Muskelbauches (Pfeil) Grad II nach Goutallier eines 62-jährigen Patienten (eigenes Patientengut nach schriftlicher Genehmigung)

### 1.3.2.2 Arthroskopische Klassifikation

Es werden die Partialrupturen von kompletten RM-Rupturen unterschieden (Harbermeyer et al. 2005). Die komplette RM-Ruptur stellt eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung dar, bei der eine Verbindung zwischen Gelenk- und Subakromialraum hergestellt wird. Die Partialruptur stellt diese Verbindung nicht her. Sie wird zusätzlich in bursaseitige, intratendinöse und artikulärseitige Rupturen unterteilt. Arthroskopisch werden die Partialrupturen nach Ellmann (1990) sowohl nach Lokalisation (Tab.5) als auch nach Rupturgröße (Tab. 6) eingeteilt.

A-Läsion	artikulär- oder gelenkseitig
B-Läsion	bursa- oder akromionseitig
C-Läsion	intratendinös

Tab. 7: Einteilung der Partialruptur nach Lokalisation (nach Ellman 1990)

Grad I	<3 mm tief
Grad II	3-6mm tief
Grad III	>6mm tief

Tab. 8: Einteilung der Partialruptur nach der Größe (nach Ellman 1990)

Zur Lokalisation von RM-Läsionen schlug Habermeyer eine Sektoreneinteilung vor (Habermeyer et al. 2005):

- **Zone A** umfasst den ventralen Abschnitt: Subskapularissehne, Rotatorenintervall und lange Bizepssehne
- **Zone B** umfasst den kranialen Abschnitt: Supraspinatussehne
- **Zone C** umfasst den dorsalen Abschnitt: Mm. infraspinatus und teres minor.

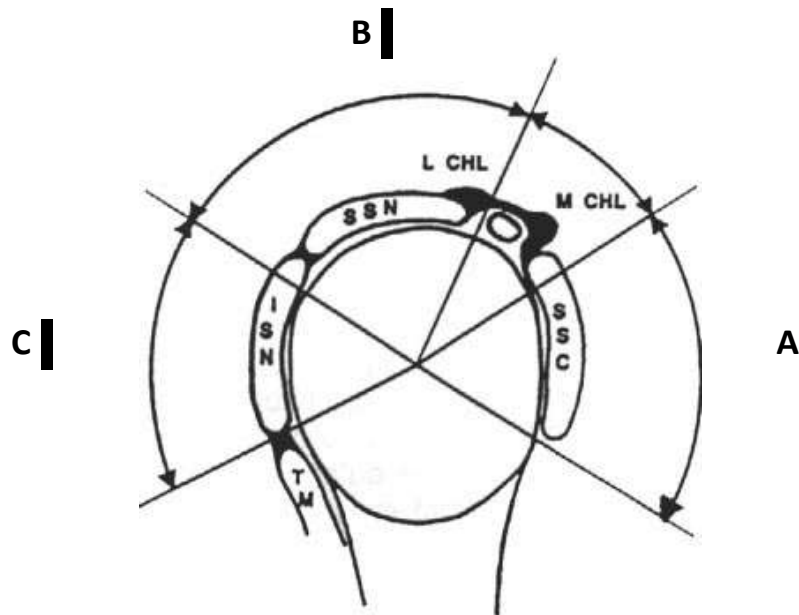


Abb. 8: Zoneneinteilung der Rotatorenmanschette nach Habermeyer et al. (2005), S. 42

Zur arthroskopischen Quantifizierung einer Ruptur schlugen Snyder et al. (1991) das in Tab. 7 abgebildete Schema vor:

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

Tab. 9: Einteilung der RM-Läsionen (nach Snyder et al. 1991)

### 1.3.2.3 Sonographische Klassifikation

Mit der Sonographie steht dem Untersucher eine kostengünstige, nichtinvasive und beliebig oft wiederholbare, jedoch untersucherabhängige Technik zur Verfügung (Habermeyer et al. 2000).

Eine Klassifikation der RM-Läsionen nach sonographischen Kriterien wurde nach Furtschegger und Resch erstellt (Raph et al. 1986) und nach Hedtmann und Fett modifiziert (Hedtmann und Fett 1995, Helweg et al. 1996):

- Konturauslöschung mit abrupt abgebrochenem Sehnenbogenreflex an der Insertionsstelle
- fehlende Sehndarstellung als sog. „Humerusglatze“ bedingt durch Retraktion der Sehnenstümpfe
- eingesunkener, umschrieben eingedellter Reflexbogen, Stufenbildung oder Konturverwerfung mit meist kurzstreckiger Unterbrechung des Reflexbogens und angedeuteter, ausgeprägter Stufenbildung
- Diskontinuität der Echostruktur mit umschriebenem echoarmen Areal bei frischem Einriss bzw. definiertem echodichten Anteil bei älterem Riss aufgrund der Narbenbildung.

Die Sensitivität wird bei Totalrupturen mit etwa 97%, bei Partialrupturen mit etwa 90% angegeben (Hedtmann und Fett 1995).

#### **1.4 Therapie der Rotatorenmanschettenruptur**

Ziel der Therapie von RM-Rupturen ist die Schmerzfreiheit und die Wiederherstellung der Funktion des Schultergelenks (Habermeyer et al. 2005). Folgende Faktoren beeinflussen die Auswahl des Therapieverfahrens:

- Pathogenese der Ruptur
- Größe der Ruptur
- Lokalisation der Ruptur
- Qualität des Muskel und Sehngewebes
- Alter des Patienten.

### 1.4.1 Konservative Therapie

Eine konservative Therapie kann bei folgenden Kriterien angezeigt sein (Habermeier et al. 2000):

- Langsamer Beginn der Symptomatik
- Degenerative Genese
- Inaktiver Patient
- *Non-Compliance*
- Begleitende adhäsive Kapsulitis (sog. *frozen shoulder*) mit aktiver und passiver Bewegungseinschränkung.

Tab. 8 zeigt die relativen und absoluten Kontraindikationen für eine operative Versorgung (Habermeier et al. 2005).

Absolute Kontraindikationen	Schultergelenkinfekt CRPS Typ I Obere Armplexusläsionen C5-C6 Defektarthropathie und Milwaukee-Schulter Omarthrose Akromio-humeraler Abstand <5 mm
Relative Kontraindikationen	Akromio-humeraler Abstand zw. 5-7 mm Fettige Degeneration IV° nach Goutallier Sehnenretraktion III° Begleitende adhäsive Kapsulitis

Tab. 10: Kontraindikationen der operativen Therapie der RM-Ruptur (nach Habermeier et al. 2005)

Die Kontraindikationen für eine konservative Therapie zeigt Tab. 11, hier sollte eine operative Rekonstruktion in jedem Falle angestrebt werden.

Kontraindikationen	akutes Trauma der RM Primäre Subskapularis- und Infraspi- natusbeteiligung wegen folgender Insuf- fizienz der Kopfzentrierung Zustand nach Schulterluxation aktiver Patient im Arbeitsleben bei gesi- cherter <i>Compliance</i> hoher Funktionsanspruch in Sport und Freizeit funktioneller Verlust der unteren Ext- remität (Rollstuhlfahrer) oder der kont- ralateralen oberen Extremität.
--------------------	---

Tab. 11: Kontraindikationen der konservativen Therapie (nach Habermeyer et al. 2000)

Rockwood und Lyons (1993) teilen die konservative Therapie in 3 Phasen ein:

1. Nach initialer antiphlogistischer und analgetischer Therapie sollte die Wiederherstellung eines schmerzfreien Bewegungsausmaßes erzielt werden. Es stehen passive Bewegungsübungen und manuelle Therapie im Vordergrund.
2. Nach Wiederherstellung der schmerzfreien passiven Beweglichkeit beginnt der muskuläre Aufbau. Ein muskuläres Gleichgewicht zwischen M. deltoideus und der RM soll erreicht werden. Die dadurch gewonnene Kaudalisierung des Humeruskopfes soll ein schmerzhaftes Impingement verhindern.
3. Der Patient wird durch stetige Erhöhung der Belastung wieder an seine arbeits- und sportspezifischen Belastungen herangeführt.

Dieses von Rockwood und Lyons angestrebte Ziel kann in einem Großteil der Fälle mit der konservativen Therapie nicht erreicht werden. Noel (1993) quantifiziert den Heilungserfolg mit 40%. Des Weiteren leiden 94% der Patienten unter persistierender Schwäche und in 56% der Fälle kommt es zu Muskelatrophien (Bokor et al. 1993). Cofield (1985) gibt der alleinigen konservativen Therapie eine Erfolgschance von allenfalls 50%. Gerade vor dem Hintergrund, dass ein abwartendes Vorgehen



eine Vergrößerung der RM-Ruptur, eine Zunahme der fettigen Degeneration sowie eine Retraktion der Sehnenfasern zur Folge hat und dass eine zunächst asymptomatische RM-Ruptur durch die o.g. Veränderungen eine Progression erfahren und dann zu einer Funktionseinschränkung führen kann, muss eine langwierige konservative Therapie kritisch betrachtet werden (Yamaguchi et al. 2001).

### 1.4.2 Operation

Die konservative Therapie von RM-Rupturen hat gezeigt, dass nur etwa die Hälfte der Patienten ein zufrieden stellendes klinisches Ergebnis hat (siehe Tabelle 12) Deshalb sollte beim Fehlen von Kontraindikationen eine operative Versorgung angestrebt werden.

Autor	Itoi und Tabata (1992)	Bokor et al. (1993)	Bartolozzi et al. (1994)	Hawkins und Dunlop (1995)	Wirth et al. (1997)	Goldberg et al. (2001)
Anzahl	62	53	136	33	60	46
Patientenalter [Jahre]	63	62,2	52	59,6	64	65
Score	Wolfgang	UCLA*	UCLA*	CM**	UCLA*	SST***
Nachuntersuchungszeitraum [Jahre]	3,4	7,6	1,5	3,8	>2	2,5
Ergebnis	53% Exzellent	56% Zufrieden	43% Exzellent	68% Zufrieden	58% Gut	59% Gut

Tab. 12: Ergebnisse konservativer Therapie von RM-Rupturen; \*UCLA: Schulter-score *University of California Los Angeles*, \*\*CM: *Constann/Murley Schulter-score*, \*\*\*SST: *simple-shoulder-test*

Die in Tab. 12 beschriebenen klinischen *Scores* sind in der Literatur etabliert und ermitteln die Funktion und die Patientenzufriedenheit anhand vordefinierter Fragen.

Der junge, arbeitsfähige Patient mit adäquater Traumaanamnese stellt eine absolute Indikation für eine frühzeitige operative Rekonstruktion der RM dar. Hierunter fallen folgende Entitäten der RM-Läsion:

- Traumatische Subskapularisruptur (die isolierte Subskapularisruptur ist, auch beim alten Patienten, nach Deutsch et al. (1997) in 70% der Fälle traumatisch bedingt)
- RM-Läsion nach traumatischer Schulterluxation
- Akute traumatische RM-Ruptur.

Auch der Operationszeitpunkt hat Einfluss auf das postoperative Ergebnis. So zeigen sich bei einer frühzeitigen Rekonstruktion innerhalb der ersten 6 Wochen die besten Ergebnisse (Bassett und Cofield 1983).

Gladstone et al. (2007) empfehlen eine zeitnahe Refixation, da die Progression der fettigen Degeneration durch eine suffiziente Refixation verlangsamt bzw. gestoppt werden kann. Insbesondere Patienten mit Subskapularisruptur sollten frühestmöglich operativ versorgt werden, da sich mit zunehmender Anamnesedauer die Resultate deutlich verschlechtern (Deutsch et al. 1997).

Die Entscheidung hinsichtlich eines konservativen Vorgehens vom Patientenalter abhängig zu machen, wurde in den letzten Jahren mehr und mehr verlassen, da postoperative Ergebnisse vom Patientenalter weniger abhängig zu sein scheinen, als bisher angenommen (Hattrup 1995).

Mit zunehmender Lebensdauer und vor allem -aktivität, sowie deutlich steigendem Funktionsanspruch kann auch bei Patienten mit fortgeschrittenem Alter > 70 Jahre noch die Indikation zur Operation bestehen (Worland et al. 1999).

Dementsprechend ist eine schlechte Muskelqualität mit entsprechender Atrophie und fettiger Degeneration ein entscheidender limitierender Faktor für eine erfolgreiche RM-Rekonstruktion (Gladstone et al. 2007). Adipositas permagna, anzunehm-

mende *Non-Compliance* in der Nachbehandlung sowie Nikotinabusus können zusätzliche Kontraindikationen darstellen.

## 1.5 Operationsverfahren der RM-Rekonstruktion

Als Grundlage einer erfolgreichen Sehnenrekonstruktion und einer anschließenden osteokartilaginären Integration wird eine primärstabile und spannungsfreie Readaption der Sehnenenden an den Knochen angesehen (Patte et al. 1981).

Die Rekonstruktion von RM-Totalrupturen kann sowohl offen als auch arthroskopisch erfolgen.

Bei guten funktionell-klinischen Ergebnissen der arthroskopischen Refixation (s. Tabelle 13) zeigt sich aber eine verminderte Stabilität der Reparatur mit Rerupturraten von bis zu 94% (Boileau et al. 2005, Galatz et al. 2004).

Ursächlich werden folgende Faktoren für das bessere klinisch-funktionelle Ergebnis nach arthroskopischer RM-Rekonstruktion angenommen:

- Eine geringere Traumatisierung des M. deltoideus und der Erhalt seines Ansatzes ermöglichen eine frühere Rehabilitation, dadurch kann ein größerer Funktionsgewinn erzielt werden (Djurasovic et al. 2001).
- Beurteilung und Behandlung von Begleitverletzungen/Erkrankungen des Glenohumeralgelenks (Reichwein und Nebelung 2004)
- Geringere Infektionsgefahr (Ozbaydar et al. 2007)
- Kleinere Narben und damit besseres kosmetisches Ergebnis und die dadurch erhöhte Akzeptanz beim Patienten (Ozbaydar et al. 2007)
- Postoperative Schmerzreduktion, ebenfalls durch die geringere Affektion des M. deltoideus und der umgebenden Weichteile (Tauro 1998).

Tab. 13 stellt die unterschiedlichen Ergebnisse nach arthroskopischer und offener RM-Rekonstruktion gegenüber:

Autoren	Galatz et al. (2004)	Cofield et al. (2001)	Gartsman et al. (1998)	Murray et al. (2002)	Burkhart (2001)
n	33	105	73	48	59
Alter der Patienten [Mittelwert in Jahren]	55	58	52	57,6	unbekannt
Verfahren	Offen	Offen	ASK	ASK	ASK
Score	Constant/Murley	Neer	UCLA*	UCLA*	UCLA*
Ergebnis	91% Exzellent	80% Exzellent	84% Exzellent	94% Exzellent	92% Exzellent

Tab. 13: Ergebnisse nach offener und arthroskopischer RM-Rekonstruktion, \*UCLA = Schulter-score der *University of California at Los Angeles*

Ein weiteres Verfahren ist der von Levy et al. 1990 erstmal beschriebene *mini-open-repair*. Hier wird nach arthroskopischer Dekompression eine offene RM-Rekonstruktion über einen kleinen Schnitt durchgeführt. Ein Ablösen des M. deltoideus an seinem Ursprung am Akromion unterbleibt bei dieser Technik, so dass das Risiko einer Deltoideusinsuffizienz, im Vergleich zur rein offenen Rekonstruktion, als geringer beschrieben wird (Levy et al. 1990, Habermeyer et al. 2000).

Im Vergleich zur offenen Rekonstruktion konnte der *mini-open-repair* bessere klinische Ergebnisse erzielen (Baker und Liu 1995, Levy et al. 1990, Liu und Baker 1994).

## 1.6 Biomechanische Modelle

Die RM-Refixation weist immer noch hohe Rerupturraten bis zu 94% auf (Boileau et al. 2005, Galatz et al. 2004). Die osteokartilaginäre Einheilung der Sehne zu gewährleisten ist das Hauptziel der RM-Refixation. Eine hohe Primärstabilität der Versorgung verbessert die Einheilung der Sehne und ermöglicht es somit, den Patienten möglichst früh einer Rehabilitation zuzuführen (Kim et al. 2005).

Studien konnten zeigen, dass eine RM-Refixation mittels Nahtankern der transossären Refixation gleichwertig bzw. überlegen ist (Apreleva et al. 2002, Craft et al. 1996, Rossouw et al. 1997, Reed et al. 1996, Klinger et al. 2007).

Fokus aktueller Studien ist die Verbesserung der primären Stabilität der RM-Rekonstruktion, um damit die Rerupturraten zu minimieren. Hinsichtlich des Platzierungsmusters der Anker wird kontrovers diskutiert, ob eine weitere Ankerreihe (sog. *double-row*-Technik) einen biomechanischen Vorteil und damit eine höhere Primärstabilität bringt.

In experimentellen Studien werden folgende Surrogatparameter herangezogen, um die Güte der Refixation zu vergleichen:

- Die absolute Zugfestigkeit, oder auch engl. *ultimate tensile load* (Gerber et al. 1994)
- Das Ausmaß der Dehizens der Sehnen (engl. *gap-formation*) unter mechanischer Belastung (Ma et al. 2006)
- Die zyklische Belastbarkeit des jeweiligen Verfahrens (Ma et al. 2006).

Für die experimentelle Ermittlung dieser Parameter hat sich, neben der Anwendung von menschlichen Kadaverschultern, vor allem das Schultergelenk des Schafes, aufgrund histologischer und struktureller Eigenschaften als Ersatzmodell für das menschliche Schultergelenk etabliert (Gerber et al. 1994, Lewis et al. 2001, Baleani et al. 2003, Demirhan et al. 2003). France et al. (1989) konnte zeigen, dass Dicke und Form der ISP-Sehne des Schafes der humanen SSP-Sehne ähnlich sind. Für die ISP-Sehne des Schafes wurde eine mittlere Dicke von 3,9 mm und für die SSP-Sehne des Menschen eine mittlere Dicke von 3,93 mm ermittelt. Gerber et al. (1994) untersuchten die histologische Struktur von Mensch- und Schafssehnen: Bis auf eine gering größere Menge an dichten Kollagenfasern bei den Schafssehnen konnten keine strukturellen Unterschiede gefunden werden. Allerdings muss beachtet werden, dass sich die Infraspinatussehne des Schafes von der degenerierten humanen Supraspinatussehne, wie sie bei längerbestehenden RM-Rupturen vorkommt, unterscheidet (Gerber et al. 1994).

## 1.7 Hypothese

Ziel dieser Arbeit soll es sein, die primäre Zugfestigkeit und die Steifigkeit von Rotatorenmanschettenrefixationen in einem Infraspinatussehnenmodell (Schaf) mittels zweier verschiedener Ankerplatzierungen (*single-row*- und *double-row*-Technik) unter Berücksichtigung der Nahtmaterialien und der Nahttechnik zu vergleichen. Diese Größen können als Surrogatparameter für die Primärstabilität der Refixationsmethode angesehen werden.

Die Arbeitshypothese war dabei, dass die *single-row*-Technik der *double-row*-Technik im Hinblick auf die absolute Zugfestigkeit gleichwertig ist.

## **2 Material und Methode**

Es wurden insgesamt 32 frische Schafschultergelenke (*Ovis orientalis aries*) verwendet. Das Alter der Tiere lag im Mittel bei 2 Jahren. Unmittelbar nach der Schlachtung wurden die Schultern mit isotoner Kochsalzlösung getränkter Gaze ummantelt und in gefrierfesten Plastiktüten bei konstant -20C° gelagert.

Vierundzwanzig Stunden vor Beginn der Präparation und der anschließenden Testung, wurden die Schultern bei Raumtemperatur unter ständiger Luftzirkulation schonend aufgetaut. Die Auswahl der Schultern und des Verfahrens erfolgte randomisiert. Die Präparation und die Refixation der RM wurden immer vom gleichen Team erfahrener Chirurgen durchgeführt, ebenso wie die Testung der Schultern unter Aufsicht eines Bioingenieurs (Dipl. Ing. G. M. Buchhorn, Abt. Orthopädie Georg-August-Universität Göttingen). Die Versuche fanden im Zeitraum vom 01.03.2007 bis zum 30.08.2007 in der Abteilung Orthopädie der Universitätsmedizin Göttingen statt.

### **2.1 Präparation**

Nach dem Auftauen erfolgte die Entfernung aller Weichteile, bis auf den M. infraspinatus. Der Muskelbauch des M. infraspinatus wurde scharf von seinem Ursprung, der Fossa infraspinata, gelöst. Die Sehne blieb zunächst an ihrem Ansatz (Tuberculum majus) fixiert. Alle weiteren Weichteile sowie die Skapula wurden verworfen, so dass ein Präparat bestehend, aus M. infraspinatus seiner Sehne und des Humerus erhalten blieb.



Abb. 9: Präparat mit M. infraspinatus und der Sehne am Humeruskopf (mit freundlicher Genehmigung durch Herrn PD Dr. med. M. H. Baums)

Zunächst wurden die Präparate untersucht um etwaige Defekte der Sehne oder Normvarianten auszuschließen. In keiner der Präparate konnten Defekte oder andere Abweichungen von der Norm festgestellt werden.

## 2.2 Refixation

Nach der Präparation wurden rechte und linke Schultern durch Blockrandomisierung in vier verschiedene Gruppen mit jeweils 8 Präparaten eingeteilt:

- Gruppe I (Einreihennahtanker-Versorgung (*single-row*-Technik)):
  - 2 Nahtanker (SuperRevo, Firma: ConMed Linvatec, Largo, FL) mit jeweils 2 nicht resorbierbaren Polyesterfäden (Ethibond® No. 2; Ethicon, Sommerville, NJ) armiert.
- Gruppe II (Einreihennahtanker-Versorgung (*single-row*-Technik)):
  - 2 Nahtanker mit jeweils 2 Fäden nicht resorbierbaren Polyethylenfäden (Hifi®, Con Med Linvatec, Largo, FL) armiert.
- Gruppe III (Zweireihennahtanker-Versorgung (*double-row*-Technik)):



- 2 Nahtanker (SuperRevo, Firma: ConMed Linvatec, Largo, FL) mit jeweils 2 nicht resorbierbaren Polyesterfäden (Ethibond® No. 2; Ethicon, Sommerville, NJ) bilden das distale Ankerpaar und 2 Nahtanker, mit jeweils einem nicht resorbierbaren Polyesterfaden armiert bilden das proximale Ankerpaar.
- Gruppe IV (Zweireihennahtanker-Versorgung (*double-row-Technik*)):
  - 2 Nahtanker (SuperRevo, Firma: ConMed Linvatec, Largo, FL) mit jeweils 2 nicht resorbierbaren Polyethylenfäden (Hifi®, Con Med Linvatec, Largo, FL) bilden das distale Ankerpaar und 2 Nahtanker, armiert mit jeweils einem nicht resorbierbarem Polyethylenfaden, bilden das proximale Ankerpaar.

Dies geschah bewusst nach dem Auftauen um einen *selection bias* zu vermeiden. Alle Refixationen erfolgten mit den gleichen nicht-resorbierbaren, selbstschneidenden Nahtkersystemen aus Titan der Stärke 5mm (SuperRevo, Firma ConMed Linvatec, Largo, FL).

Vor der Refixation wurde die Sehne scharf von ihrem bindegewebig-knorpeligen Ansatz getrennt, um eine vollständige Sehnenruptur zu simulieren. Dann erfolgte die Darstellung des Insertionsareals (Abb. 10).



Abb. 10: Humeruspräparat mit farblich markiertem Insertionsareal (*footprint*) der ISP-Sehne

Danach wurden die Länge und die Breite des Insertionsareals mit Hilfe eines Messschiebers bestimmt und dokumentiert.

Nach der Messung des Insertionsareals, wurde die Knorpeloberfläche des Insertionsareals mit Hilfe eines scharfen Meißels sparsam debridiert, auf das Anlegen einer tiefen Knochennut wurde verzichtet (Pierre et al. 1995).

Die Platzierung der Nahtanker erfolgte abhängig von der Refixationsmethode:

Bei der *single-row*-Technik (Gruppen I und II) wurden die Anker im Abstand von 5 mm zum distalen Insertionsrand der Sehne eingebracht, der Abstand der Nahtanker untereinander betrug ebenfalls 5 mm. Bei der *double-row*-Technik (Gruppen III und IV) wurden zwei weitere Nahtanker medial, im Abstand von 5 mm zum jeweiligen benachbarten Nahtanker eingebracht (Abb. 12).

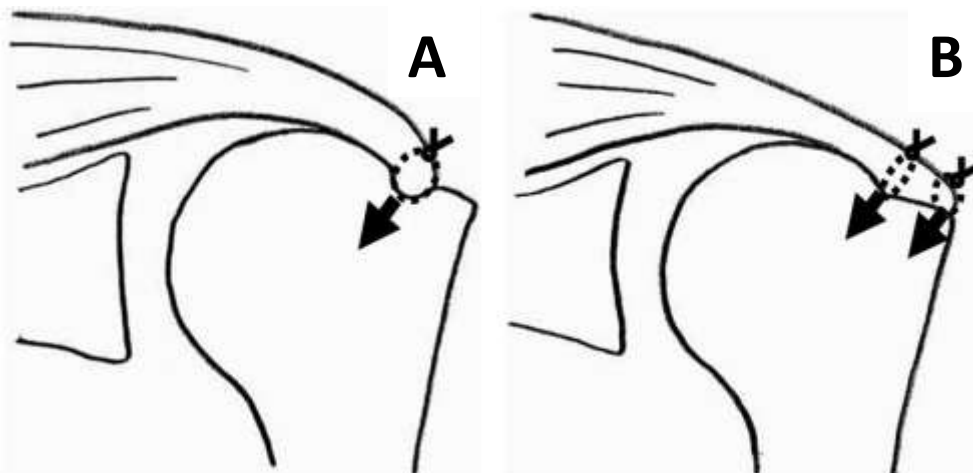


Abb. 11: Platzierungsstellen der Fadenanker A: *single-row*-Technik, B: *double-row*-Technik (Sugaya et al. 2005 S.1310). Die Pfeile zeigen die Richtung der Nahtanker

Vor dem Einbringen der Nahtanker wurde die jeweilige Lokalisation bestimmt und mit einer Ahle markiert, an dieser Stelle wurde die Kortikalis mit einem 1 mm Bohrer vorgebohrt, jedoch nicht vollständig durchgebohrt. Die Anker wurden im Winkel von 45° zur Diaphyse des Humerus mit Hilfe arthroskopischer Instrumente eingebracht bis die Öse der Nahtanker plan mit der Knochenoberfläche abschloss. (Bynum et al. 2005, Mahar et al. 2005).

Anschließend erfolgte die Refixation der Sehne mit folgender Stichkonfiguration:

- *Single-row*-Technik: Es wurde eine modifizierte Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermayer durchgeführt (Scheibel und Habermayer 2003).



Abb. 12: Schema der *single-row*-Technik (Gruppen I und II) mit modifizierter Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermayer (Baums et al. 2010 S. 1193 )

- *Double-row*-Technik: Beim distalen Ankerpaar kam eine modifizierte Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermayer zur Anwendung (Scheibel und Habermayer 2003) Beim proximalen Ankerpaar kamen einfache durchgreifende Nähte zur Anwendung.



Abb. 13: Schema der *double-row*-Technik mit modifizierter Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermayer am lateralen Ankerpaar und einfacher U-Naht beim medialen Ankerpaar (Gruppen III und IV) (Baums et al. 2010 S. 1193)

Bei allen Fäden wurde eine standardisierte arthroskopische Knotentechnik angewandt. Die Refixation erfolgte ohne Vorspannung auf den Muskelbauch. Die Präpa-

rate wurden während der gesamten Präparation, der Refixation und dem anschließenden biomechanischen Belastungsversuch kontinuierlich mit physiologischer Kochsalzlösung (NaCl 0,9%) befeuchtet um eine Dehydratation des Gewebes zu vermeiden.

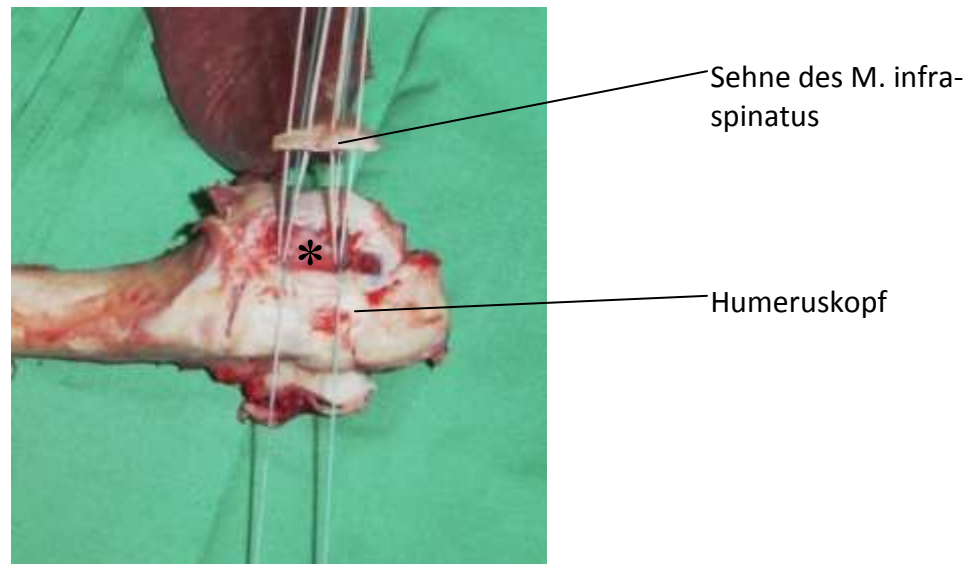


Abb. 14: *Single-row*-Technik (Gruppe I) vor dem Verknoten der Fadenenden, \* *footprint* der ISP Sehne (mit freundlicher Genehmigung durch Herrn PD Dr. med. M. H. Baums)

## 2.3 Biomechanischer Belastungsversuch

### 2.3.1 Vorbereitung

Die biomechanischen Belastungsversuche erfolgten bei Raumtemperatur mittels einer elektromechanischen Prüfmaschine (Zwick 1445, Firma Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) unmittelbar nach der Versorgung. Die Zug-Auslenkungskurve wurde mit der dazugehörigen Software aufgezeichnet (Testexpert 8.1, Zwick/Roell, Ulm). Dazu wurde der Muskelbauch des M. infraspinatus in eine von Rickert et al. (1998) vorgeschlagenen Haltevorrichtung fest eingespannt (Abb. 14):



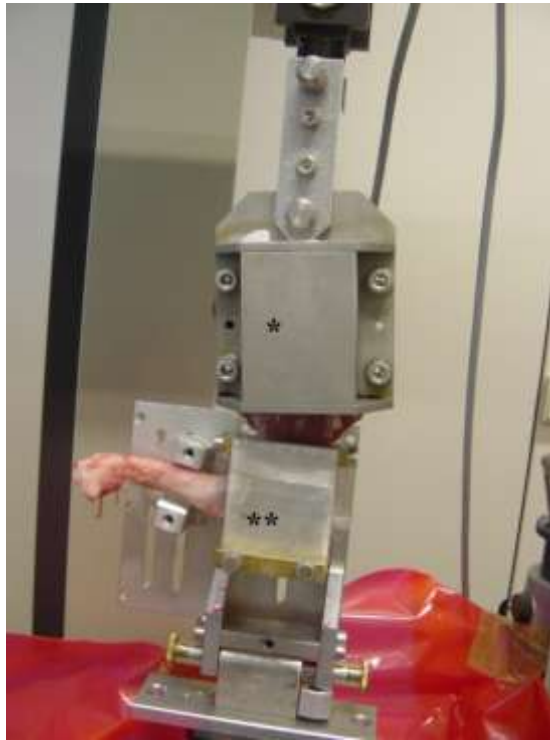


Abb. 17: Versuchsaufbau, \* Kälteklemmbaue mit M. infraspinatus und Trockeneis befüllt, \*\* Haltevorrichtung für den Humeruskopf (mit freundlicher Genehmigung durch Herrn PD Dr. med. M. H. Baums)

Die Fixierung erfolgte möglichst im Kopfbereich, da eine Fixierung im Schaftbereich durch Biegebeanspruchung die Zugrichtung hätte verändern können. So konnte die natürliche Zugrichtung des M. infraspinatus für die ganze Länge der Testung sichergestellt werden. Der dargestellte Versuchsaufbau wurde bereits in vorangegangenen Studien etabliert (Klinger et al. 2007, Petit et al. 2003; Demirhan et al. 2003; Lee et al. 2005).

### 2.3.2 Versuch

Die refixierte Sehne wurde nach o.g. Vorbereitung einer longitudinalen Zugkraft in physiologischer Zugrichtung des M. infraspinatus ausgesetzt.

Die maximale Zugfestigkeit (N) und die Steifigkeit ( $\text{N}/\text{mm}^2$ ) des Reparaturkonstrukts wurden mittels eines Messverstärkers und der vorhandenen Software (Testexpert 8.1, Zwick-Roell) evaluiert. Die Steifigkeit repräsentiert das Verhalten des Gewebes auf Belastungen, wie sie in der Frühphase der Rehabilitation vorkommen (Rickert et

al. 1998). Der Versagensmechanismus des Reparaturkonstrukts wurde dokumentiert.

Nach einer Vorspannung von 5N für 1 Minute wurde eine kontinuierliche Belastung von 500mm/min auf das Reparaturkonstrukt appliziert und die o.g. Parameter aufgezeichnet. Der Versuch war beendet sobald das Konstrukt versagte, der Versagensmechanismus wurde dokumentiert.

Die maximale Zugfestigkeit (N) gibt an, bei welchem Wert das Konstrukt versagt.

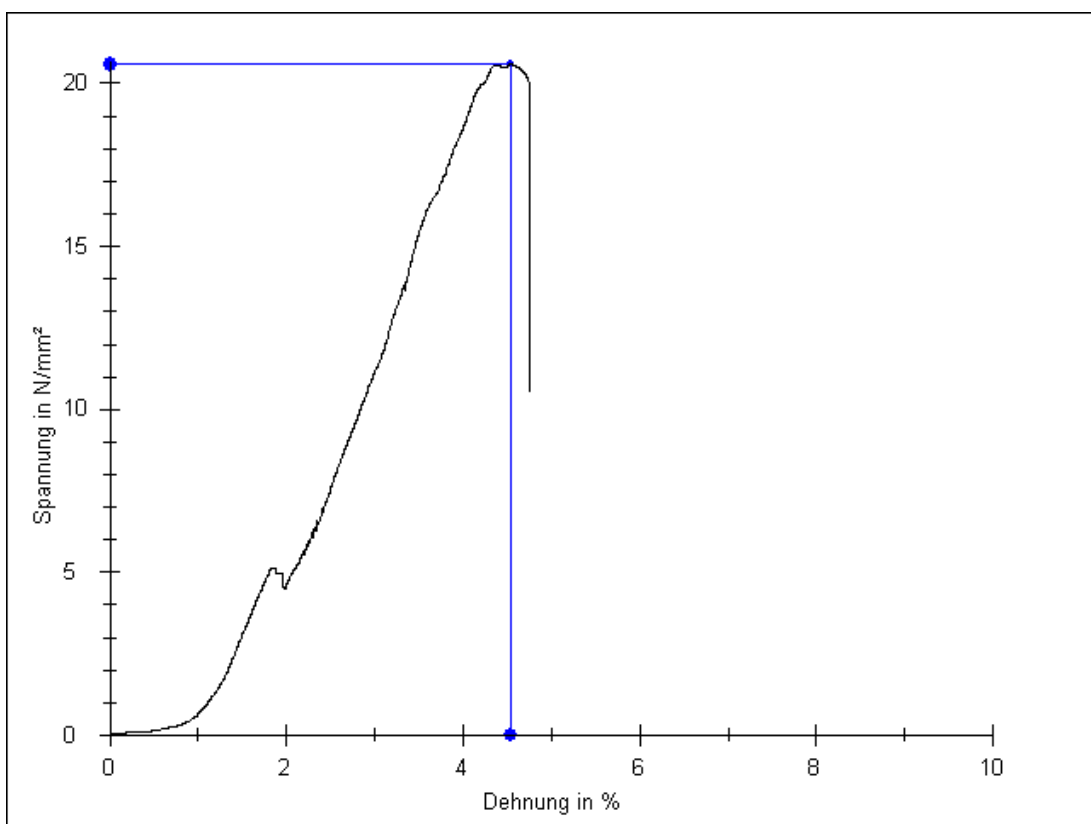


Abb. 18: Beispiel der Spannungs-/Dehnungskurve

### 2.3.3 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurde die Software SPSS (Rel. 13.0, SPSS, Chicago, IL, USA) verwendet. Nach Prüfung auf Normalverteilung durch den Kolmogorov/Smirnov-Test erfolgte der Mittelwertvergleich durch den post-hoc-ANOVA-Test unter Bonferroni/Dunn-Korrektur. Die Ergebnisse wurden als Mittelwert und Standardabweichung präsentiert. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p < 0,05$  festgelegt.

### 3 Ergebnisse

Im Rahmen des Versuches wurden die Größe des Insertionsareals in  $\text{mm}^2$ , die maximale Zugfestigkeit des Reparaturkonstrukts (*Ultimate-tensile-load* = UTL) in N sowie die Steifigkeit des Reparaturkonstrukts (*stiffness*) in  $\text{N}/\text{mm}^2$  bestimmt. Nach Inspektion der Präparate wurde Versagensmechanismus dokumentiert.

#### 3.1 Größe des Insertionsareals

Nach dem Abtrennen des M. infraspinatus wurde die Länge (a) und die Breite (b) des Insertionsareals mithilfe eines Messschiebers bestimmt. Anschließend wurde die Fläche des Insertionsareals (*footprint*) berechnet ( $A = a \times b$ ). In den *single-row*-Technik Gruppen ergaben sich für die Gruppe I eine mittlere Größe des Insertionsareals von  $318,31 \text{ mm}^2$  und für die Gruppe II eine Größe von  $315,34 \text{ mm}^2$ . In den *double-row*-Technik Gruppen ergaben sich für Die Gruppe III eine mittlere Größe von  $315,66 \text{ mm}^2$  und in der Gruppe IV eine Größe von  $311,44 \text{ mm}^2$  damit. Im Kolmogorov-Smirnov-Test für die Normalverteilung aller 32 Insertionsareale kann eine Normalverteilung bei einem Kolmogorov-Smirnov-Z von 0,76 angenommen werden.

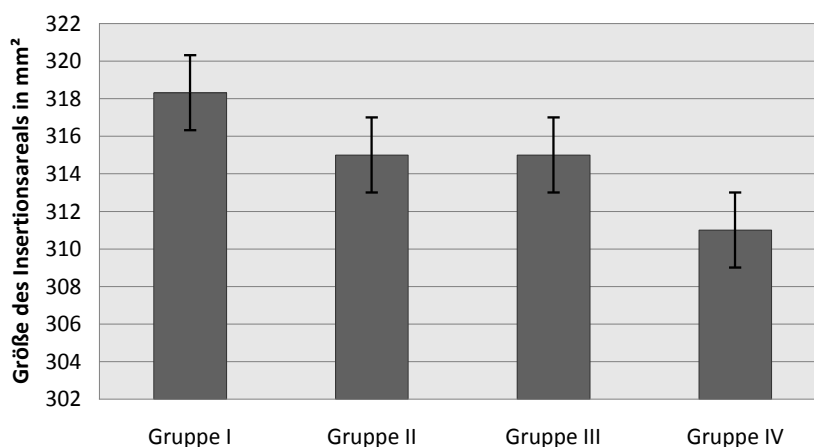


Abbildung 19: Verteilung der Größen des Insertionsareals der ISP-Sehnen in  $\text{mm}^2$  (*footprint*)



### 3.2 Maximale Zugfestigkeit

Die maximale Zugfestigkeit wurde mit Hilfe eines Messverstärkers bestimmt und aus der ausgegebenen Spannungs-/Dehnungskurve als Maximalwert der Kurve abgelesen.

In den *single-row*-Technik Gruppen ergab sich für die 8 Präparate der Gruppe I eine mittlere Zugfestigkeit von 254,6 N ( $\pm 42,4$  N) und in der Gruppe II eine mittlere Zugfestigkeit von 155,7 N ( $\pm 31,1$  N).

In den *double-row*-Technik Gruppen wurden in der Gruppe III eine mittlere Zugfestigkeit von 293,4 N ( $\pm 16,1$  N) erzielt und in der Gruppe IV eine mittlere Zugfestigkeit von 397,7 N ( $\pm 7,4$  N) erreicht.

Die Ergebnisse der einzelnen Gruppen wurden durch den post-hoc-ANOVA-Test auf Signifikanz überprüft. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt. Bis auf die Gruppen III und I ( $p=0,093$ ) zeigten alle Gruppen untereinander einen signifikanten Unterschied in den Zugfestigkeiten.

Tabelle 14. zeigt die statistische Gegenüberstellung der einzelnen Gruppen:

Gruppen	Mittlere Differenz [N]	Kritische Differenz [N]	p-Wert	Signifikanz
III vs. IV	-104,3	39,433	< 0,0001	Ja
III vs. I	38,8	39,433	0,093	Nein
III vs. II	137,75	39,433	< 0,0001	Ja
IV vs. I	143,1	39,433	< 0,0001	Ja
IV vs. II	242,05	39,433	< 0,0001	Ja
I vs. II	98,95	39,433	< 0,0001	Ja

Tab. 14.: Post-hoc-ANOVA-Test mit Bonferroni/Dunn-Korrektur der einzelnen Zugfestigkeiten. Es zeigt sich bei einem festgelegten Signifikanzniveau von  $p=0,05$ , bis auf die Gruppen III/I, einen signifikanten Unterschied in den Zugfestigkeiten.

Abb. 17 Zeigt graphisch die Verteilung der Zugfestigkeiten:

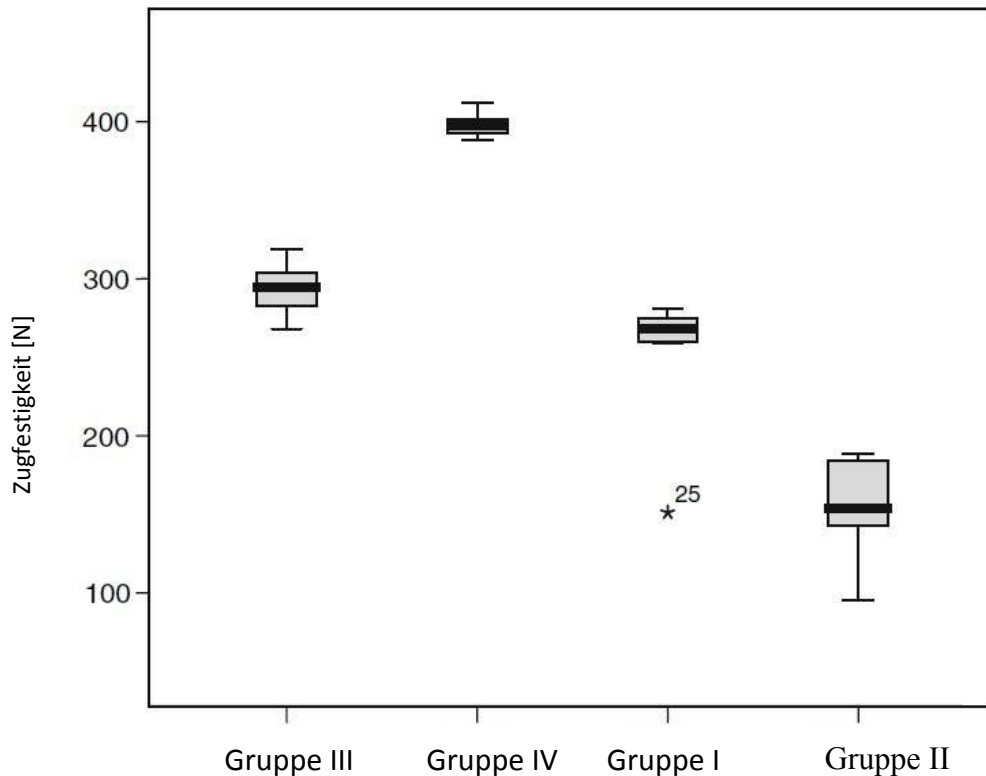


Abb. 20: Verteilung der Zugfestigkeiten. Die Gruppe IV (*double-row* Technik mit nichtresorbierbarem Polyethylnahtmaterial) zeigt mit einer mittleren Zugfestigkeit von 397,7 N ( $\pm 7,4$  N) die signifikant höchste Zugfestigkeit

### 3.3 Steifigkeit

Die Steifigkeit des Reparaturkonstrukts repräsentiert das Verhalten des Gewebes auf Belastungen, wie sie in der Frühphase der Rehabilitation vorkommen (Rickert et al. 1998), sie wird als  $\text{N/mm}^2$  gemessen.

Für die *single-row*-Technik Gruppen ergab sich für die Gruppe I eine mittlere Steifigkeit von  $115 \text{ N/mm}^2$  ( $\pm 16,742$ ) und für die Gruppe II ein Mittelwert von  $84,38 \text{ N/mm}^2$  ( $\pm 19,96$ ).

In den *double-row*-Technik Gruppen ergab sich in Gruppe III eine mittlere Steifigkeit von  $127,38 \text{ N/mm}^2$  ( $\pm 6,91 \text{ N/mm}^2$ ) und in der Gruppe IV von  $162 \text{ N/mm}^2$  ( $\pm 7,33 \text{ N/mm}^2$ ).

Die Ergebnisse der einzelnen Gruppen wurden durch den post-hoc-ANOVA-Test auf Signifikanz überprüft. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p=0,05$  festgelegt. Bis auf die

Gruppen III und I ( $p=0,093$ ) zeigten alle Gruppen untereinander einen signifikanten Unterschied in den Steifigkeiten.

Tabelle 15 zeigt die statistische Gegenüberstellung der einzelnen Gruppen im post-hoc-ANOVA-Test mit Bonferroni/Dunn-Korrektur.

Gruppen	Mittlere Differenz [N/mm <sup>2</sup> ]	Kritische Differenz [N/mm <sup>2</sup> ]	p-Wert	Signifikanz
III vs. IV	34,625	19,821	< 0,0001	Ja
III vs. I	12,375	19,821	0,0872	Nein
III vs. II	43,0	19,821	< 0,0001	Ja
IV vs. I	47,0	19,821	< 0,0001	Ja
IV vs. II	77,625	19,821	< 0,0001	Ja
I vs. II	30,625	19,821	< 0,0001	Ja

Tab. 15: Post-hoc-ANOVA-Test mit Bonferroni/Dunn-Korrektur der einzelnen Steifigkeiten. Es zeigt sich bei einem festgelegten Signifikanzniveau von  $p=0,05$ , bis auf die Gruppen III/I, einen signifikanten Unterschied in den Steifigkeiten.

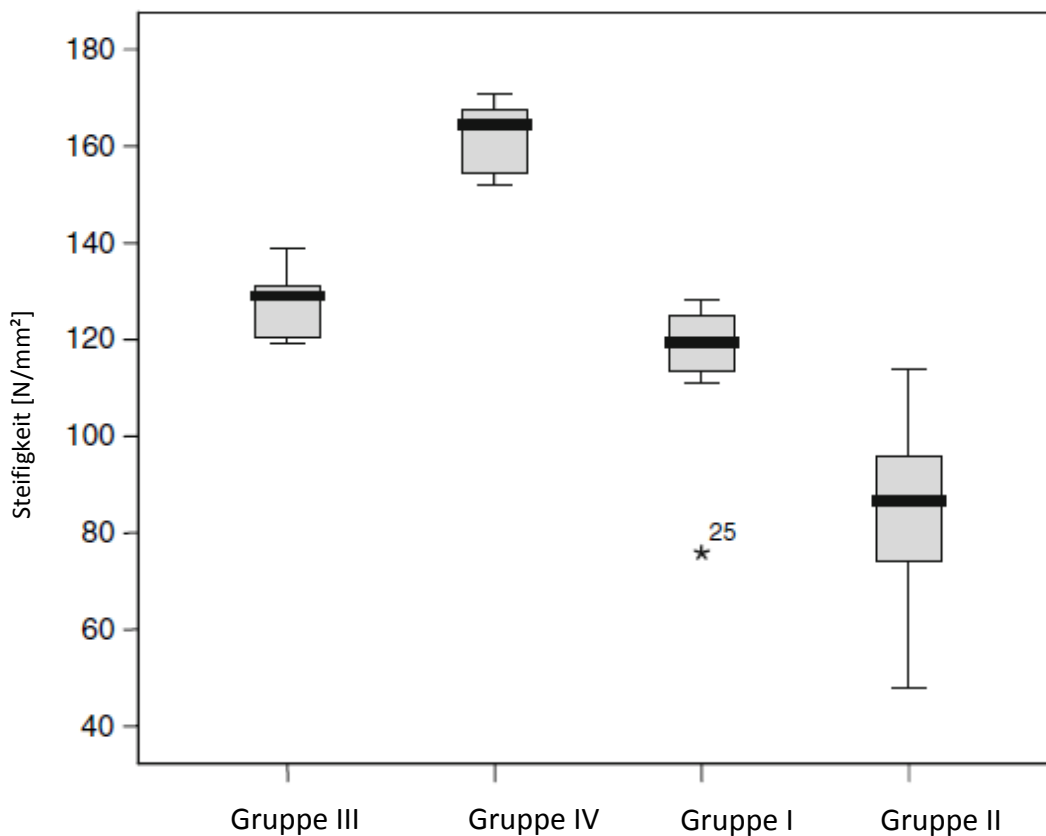


Abb. 21: Verteilung der Steifigkeit

### 3.4 Versagensmechanismus

Nach Beendigung des Versuches wurden die Präparate aus der Verankerung im Prüfstand gelöst. Es erfolgte eine detaillierte Inspektion der Präparate und der Versagensmechanismus wurde dokumentiert. Anschließend wurden die Präparate verworfen.

Es wurden folgende Versagensmechanismen gefunden und dokumentiert:

- a) Faden schneidet durch Sehne
- b) Riss der Fäden am Anker
- c) Verkippung der Anker, Riss des Fadens an Knochenkante
- d) Riss der Fäden
- e) Sehne reißt am Muskelbauch, Reparatur intakt.



Abb.22: Versagensmechanismus: Faden schneidet durch Sehne bei einer *double-row*-Technik (Baums et al. 2010 S.1195)

In den *single-row*-Technik Gruppen wurde in der Gruppe I 3 mal ein Durchschneiden des Fadens durch die Sehne (a), 2 mal die Verkippung der Anker und Riss des Fadens an der Knochenkante (c), 1 mal der Riss der Fäden (d) und 4 mal der Riss der Sehne am Muskelbauch bei intakter Reparatur (e) beobachtet.

In der Gruppe II fand sich 6-mal ein Durchschneiden der Fäden durch die Sehne (a) und je einmal die Verkippung der Anker und Riss des Fadens an der Knochenkante (c) bzw. der Riss der Fäden (d).

In den *double-row*-Technik Gruppen wurde in der Gruppe III 2-mal der Riss der Fäden am Anker (b) beobachtet.

Gruppe	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)
I	1	0	2	1	4
II	6	0	1	1	0
III	0	2	1	3	2
IV	3	1	1	3	0

Tab. 16: Auflistung der Versagensmechanismen in den einzelnen Gruppen (a) Durchschneiden des Fadens durch die Sehne; (b) Riss der Fäden am Anker; (c) die Verkippung der Anker und Riss des Fadens an der Knochenkante; (d) der Riss der Fäden, (e) Riss der Sehne am Muskelbauch bei intakter Reparatur

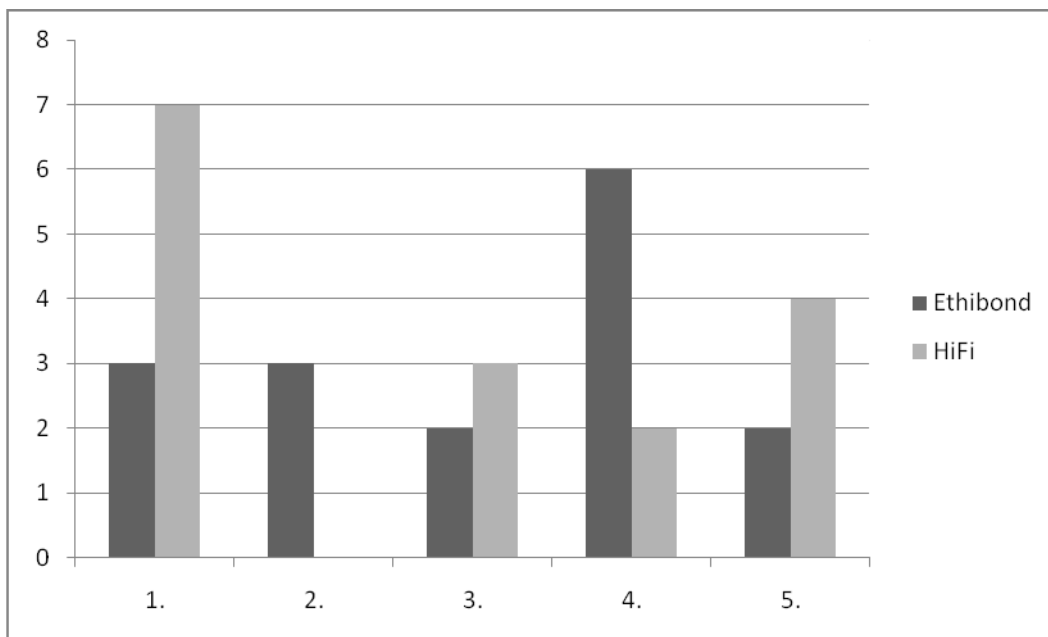


Abb. 23: Verteilung der Versagensmechanismen aufgestellt nach dem Nahtmaterial:

1. Durchschneiden der Fäden durch die Sehne
2. Riss der Fäden am Anker
3. Verkippung der Anker, Riss des Fadens an Knochenkante
4. Riss der Fäden
5. Sehne reißt am Muskelbauch, Reparatur intakt

Bei Verwendung des nicht resorbierbaren Polyesterfadenmaterials (Ethibond®) kam es in erster Linie zu einem Riss der Fäden. Während es bei dem nicht resorbierbaren Polyethylenfadenmaterial (HiFi®) am häufigsten zu einem Durchschneiden der Fäden durch die Sehne kam. Ein statistisch signifikanter Unterschied bei einem Signifikanzniveau von  $p < 0,05$  konnte allerdings nicht gefunden werden.

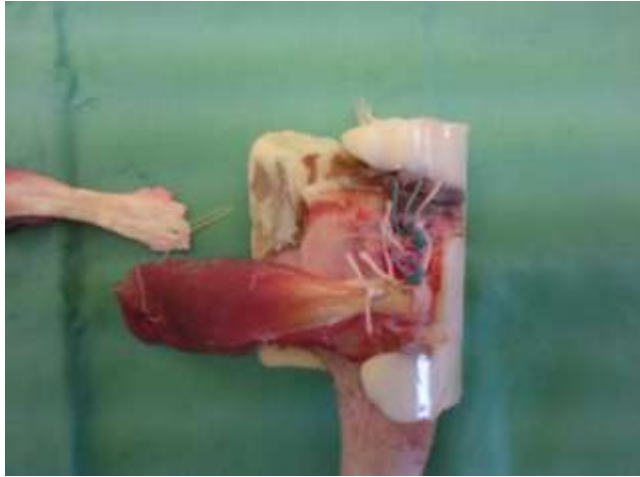


Abb. 24: Präparat nach Testung. Das Bild zeigt eine *double-row*-Technik mit nichtresorbierbaren Polyethylenfäden (Gruppe IV). Das Präparat ist am Muskelbauch gerissen, alle Fäden sind intakt.

## 4 Diskussion

Der Einsatz von Nahtankern hat in der Versorgung von RM-Rupturen, insbesondere im Hinblick auf die arthroskopische Rekonstruktion in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. Das optimale Vorgehen zur Refixation der RM wird aber weiterhin aufgrund hoher Rerupturraten kontrovers diskutiert (Bishop et al. 2006, Boileau et al. 2005, Galatz et al. 2004).

Eine hohe initiale Zugfestigkeit und eine niedrige Sehnenspannung werden in der Literatur als Surrogatparameter für eine stabile osteokartilaginäre Einheilung angesehen (Kessler et al. 2003). So formuliert beispielsweise Gerber folgende Anforderungen an eine optimale Refixation: „Eine optimale Refixationstechnik muss eine hohe Primärstabilität haben, keine oder nur minimale Dehizensenz (engl. *gap-formation*) zulassen, die biologischen Heilungsvorgänge nicht kompromittieren und eine bleibende mechanische Stabilität bis zur gesicherten Heilung gewährleisten“ (Gerber et al. 1994).

Neben der transossären Nahttechnik wurden implantierbare Nahtanker entwickelt, um eine spannungsfreie und primärstabile Reinsertion zu gewährleisten (Barber et al. 1997).

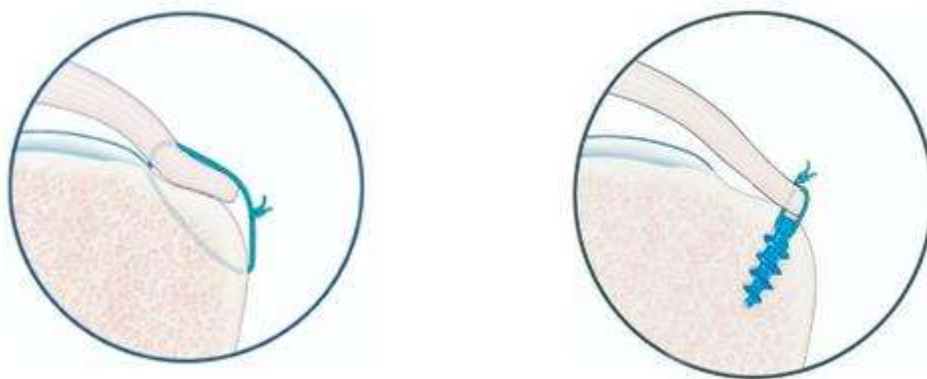


Abb. 25: Schema der transossären und der Nahtankerrefixation (Meier und Meier 2006, S. 1170)

Mehrere Autoren berichten, dass die Nahtankerreparatur der transossären Refixation in der biomechanischen Belastbarkeit mindestens gleichwertig bzw. überlegen ist (Craft et al. 1996, Rossouw et al. 1997, Reed et al., 1996, Klinger et al. 2007).

In einer prospektiven klinischen Studie zeigten Machner et al.(2001), dass die Nahtankertechnik bei isolierten Rupturen der Supraspinatussehne gleichgute klinische Ergebnisse im Vergleich zur transossären Fixation erzielt und eine Reduktion der Operationsdauer erreicht werden konnte (offenes Vorgehen) .

Um die biomechanischen Eigenschaften der Reparatur zu untersuchen wurden die potentiellen Versagensstellen der Refixationsmethoden im Einzelnen untersucht:

- Die Faden-Sehnen-Verbindung
- Die Anker-Knochen-Verbindung
- Die Faden-Anker-Verbindung.

#### **4.1 Die Faden-Sehnen-Verbindung**

Die Faden-Sehnen-Verbindung bildet die größte Schwachstelle bei der Refixation von RM-Rupturen (Sileo et al. 2007). Das Durchschneiden der Fäden durch die Sehne ist in biomechanischen Belastungstests der häufigste Fehlermechanismus (Cummis und Murrell 2003). Die biomechanische Belastbarkeit dieser Verbindung wird sowohl durch die Nahttechnik als auch durch das Nahtmaterial beeinflusst.

In unserer Untersuchung wurde das Durchschneiden der Fäden durch die Sehne insgesamt 10-mal beobachtet, wobei bei es bei der Verwendung des nicht resorbierbaren Polyethylenfadens (HiFi®) in der *single-row*-Gruppe mit n=6 am Häufigsten beobachtet wurde. Hier scheinen Rigidität des Nahtmaterials und die geringe Anzahl der Fixationspunkte ein Durchschneiden der Fäden durch die Sehne zu begünstigen, während dieser Versagensmechanismus unter Verwendung des nicht resorbierbaren Polyesterfadens (Ethibond®) in der *single-row*-Gruppe nur einmal beobachtet wurde. Mechanisch sind nicht resorbierbare Polyethylenfäden geflochtenen nicht resorbierbaren Polyesterfäden sowohl in der absoluten Zugfestigkeit als



auch in der zyklischen Belastbarkeit überlegen (Loutzenheiser et al. 1998, Abbi et al. 2006, Carli et al. 2005, Lo et al. 2004).

Diese Beobachtungen stehen in Einklang mit den Ergebnissen von Carli et al. (2005), die in mechanischen Belastungstests feststellten, dass Polyethylenfäden eher zum Durchschneiden der Nahtankeröse oder zum Ausreißen des Ankers neigen, während die Polyesterfäden häufiger reißen.

Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die Polyethylenfäden nicht der limitierende Faktor für eine Refixation sind, sondern die Schwachstelle hin zu anderen Teilen des Konstrukts verschoben wird, d.h. das durch die hohe Zugfestigkeit des Nahtmaterials nicht mehr das Nahtmaterial selbst, sondern die Faden-Sehnenverbindung oder die Anker-Knochenverbindungen potentielle Schwachstellen der Reparatur bilden. So weisen Nho et al. (2007) daraufhin, dass durch die Rigidität der Polyethylenfäden eine Prädisposition besteht durch die Sehne zu schneiden, diese Aussage wird durch unsere Beobachtung in hohem Maße unterstützt.

Die Nahttechnik hat ebenso Einfluss auf die initiale Belastungsstabilität der Reparatur. Gerber et al. (1994) schlugen eine sog. modifizierte Mason-Allen-Naht (siehe Abb. 24) vor, um eine möglichst große Zugfestigkeit zu erlangen. Allerdings ist diese Nahttechnik arthroskopisch nur schwer durchführbar (Gerber et al. 1999). Die in der arthroskopischen Refixation verwendeten einfach-durchgreifenden und horizontalen Nähte zeigten bei Zugversuchen geringere Belastbarkeit (Ma et al. 2004). Die von Scheibel und Habermeyer vorgeschlagene modifizierte-Mason-Allen-Naht kombiniert die horizontale- und einfach-durchgreifende-Naht. Sie hat eine vergleichbare Zugfestigkeit und ist arthroskopisch wesentlich leichter durchzuführen (Scheibel und Habermeyer 2003). Ma et al. (2004) zeigten in einem Tiermodell, dass die modifizierte-Mason-Allen-Naht und die modifizierte-Mason-Allen-Naht nach Scheibel und Habermeyer statistisch keine unterschiedlichen Zugfestigkeiten haben ( $246\pm 40\text{N}$  und  $233\pm 40\text{N}$ ), während die einfach-durchgreifende Naht und die horizontale-Naht signifikant schlechter abschneiden ( $72\pm 18\text{N}$  und  $77\pm 15\text{N}$ ). Sileo et al. (2007) konnten diese Ergebnisse in einem in einem ähnlichen Versuchsaufbau reproduzieren.

In der vorliegenden Studie wurde das Augenmerk vor Allem auf die unterschiedlichen Platzierungsmuster und das Nahtmaterial gelegt, aufgrund der mechanischen Überlegenheit und der einfachen Durchführbarkeit wurde hier die modifizierte Modifizierte-Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermeyer verwendet.

In klinischen Untersuchungen wurde bei Verwendung der *double-row*-Technik das isolierte Versagen der medialen Nahtankerreihe mit nachfolgender RM-Partiellläsion beobachtet (Trantalis et al. 2008). Die Gründe werden in der primären Lastaufnahme der medialen Nahtankerreihe gesehen, des Weiteren werden eine zu starke Strangulation des Gewebes und ein Kompromittieren der Mikrozirkulation und somit eine verschlechterte Einheilung diskutiert (Pauly et al. 2010). Pauly et al. schlugen daraufhin eine zusätzliche sog. Brückennaht zur verbesserten Kraftübertragung auf die laterale Nahtankerreihe vor und prüften diese biomechanisch an einem Schweinekadavermodell Die Verwendung einer Brückennaht in Kombination mit einer modifizierte Modifizierte-Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermeyer zeigte hierbei die größte initiale Ausreißfestigkeit.

In unserer Studie konnte ein vermehrtes oder ein isoliertes Versagen der medialen Reihe nicht beobachtet werden, wobei aufgrund des Versuchsaufbaus eine genaue Rekonstruktion der primären Versagensstelle kaum möglich war, da die Zugmaschine erst bei einem Totalversagen des Konstrukts gestoppt wurde.

Abb. 26 zeigt schematisch die oben beschriebenen Naht-Konfigurationen:

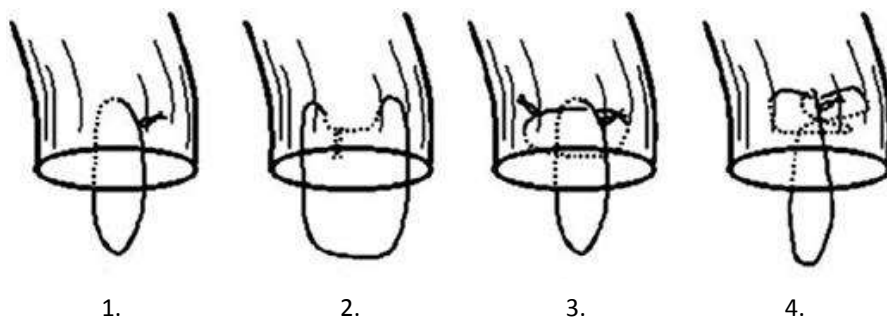


Abb. 26: Schemazeichnung verschiedener Sehnennähte (Ma et al. 2004 S. 1213): 1. Einfach durchgreifende Naht (U-Naht) 2. Horizontale Naht 3. Modifizierte-Mason-Allen-Naht nach Scheibel/Habermeyer 4. Modifizierte-Mason-Allen-Naht

## 4.2 Die Anker-Knochen -Verbindung und die Anker-Faden-Verbindung

Die Implantation und Auswahl der Nahtanker erfolgte nach den in der Literatur beschriebenen Kriterien.

Der Nahtanker sollte mit seiner Öse im kortikalen Niveau platziert werden. Die tiefe der Nahtankerimplantation beeinflusst sowohl die absolute Zugfestigkeit, als auch die zyklische Belastungsfähigkeit des Systems (Bynum et al. 2005, Mahar et al. 2005). Bynum sowie Mahar konnten zeigen, dass eine Platzierung im kortikalen Niveau am günstigsten für die Rekonstruktion ist.

Burkhart (1995) beschreibt, dass der Implantationswinkel nach dem Prinzip der „*Deadmans Theory*“  $45^\circ$  betragen sollte. Der Winkel zwischen der Naht und der Zugrichtung der Sehne sollte weniger als  $45^\circ$  betragen, da ansonsten ein ungünstiges Verhältnis zwischen den Zugkräften der Sehne und der Rückhaltekraft des Nahtanker entstehen kann (Burkhart 1995).

Größere Insertionswinkel als  $45^\circ$  gehen mit größerem Abrieb des Nahtmaterials einher und erhöhen somit die Gefahr für Nahtrisse (Deakin et al. 2005).

Neben der Ausrichtung der Nahtanker beeinflusst auch das Nahtankerdesign die Festigkeit der Refixation. Der Nahtanker sollte einen möglichst großen Ausreißwiderstand bieten und seine Öse sollte den Abrieb am Nahtmaterial möglichst gering halten (Nho et al. 2007).

Barber et al. (2006) zeigten, dass die Zugfestigkeit aller Nahtanker über der maximalen Traglast der Fäden liegt. Die Knochen-Anker-Verbindung ist somit nicht der limitierende Faktor des Systems. Die Schwachstelle der Rekonstruktion ist zur Faden-Sehnen-Verbindung hin verschoben worden (MacGillivray und Ma 2004).

Pietschmann et al. weisen daraufhin, dass Tiermodelle (Rind und Schaf) aufgrund unterschiedlicher knöcherner Struktur keine Aussage über die knöcherne Ausreißfestigkeit von Nahtankern beim Menschen zulassen (Pietschmann et al. 2010).

### 4.3 Rekonstruktion der anatomischen Sehneninsertion (*footprint-Rekonstruktion*)

Um eine stabile Einheilung zu erzielen, sollte die Refixationsmethode einen möglichst großen und gleichmäßigen Druck über der Knochen Sehnen-Verbindung (engl. *tendon-to-bone-pressure*) erzeugen und gleichzeitig eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Knochen und Sehne bilden (Park MC et al. 2005).

Die Kontaktfläche, in der englischsprachigen Literatur als *footprint* der Sehne bezeichnet, bedeckt physiologisch beim M. supraspinatus im Mittel eine Fläche von 6,24 cm<sup>2</sup> (Dugas et al. 2002).

Park MC et al. (2005) konnten zeigen, dass die transossäre Refixation eine signifikant höhere Kontaktfläche sowie einen höheren gemittelten Druck über der gesamten Sehnen-Knochen-Verbindung erzeugt, im Vergleich zu einer *single-row*-Technik. Sie sehen den Vorteil der transossären Naht in dem gleichmäßiger verteilten Druck über einem größeren Sehnenareal, während die *single-row*-Technik nur punktuell einen hohen Anpressdruck erzeugt und der Rest der Sehnen mit einem recht geringen Druck dem Knochen aufliegt.

Nach Apreleva et al. (2002) stellt die transossäre Technik mit einfacher Knotenkonfiguration, im Vergleich zur *single-row*-Technik die größte 3-dimensionale Kontaktfläche her.

Tuoheti et al. (2005) verglichen in einer Studie an Kadaverschultern transossäre, *single-row*- und *double-row*-Technik auf dieselben Parameter. Die größte Kontaktfläche findet sich demnach bei der *double-row*-Technik (42% größere Kontaktfläche als bei transossärer Technik), wobei der größte Druck über dem Knochen-Sehnen-Interface hier von der *single-row*-Technik erbracht wurde.

Brady et al. (2006) fanden bei der *single-row*-Technik 52,2% des anatomischen *footprint* unbedeckt, während die *double-row*-Technik den anatomischen *footprint* komplett wiederherstellte.

Auf das Ausmessen der Kontaktfläche der einzelnen Nahtankerkonfigurationen wurde in dieser Untersuchung verzichtet, es muss aber davon ausgegangen werden, dass durch Verwendung der *double-row*-Technik eine größere Abdeckung der Sehneninsertionsfläche (*footprint-coverage*) erzielt werden kann, inwieweit dies eine

bessere Sehnen-Knochen-Einheilung fördert wurde in entsprechenden Tierversuchen noch nicht ausreichend evaluiert. Wenngleich eine *in-vivo* Studie von Fealy et al. in einem Ziegenmodell keine signifikanten Unterschiede, zwischen einer *single-row*- und einer *double-row*-Technik, in der Zugfestigkeit nach einer Einheilungsphase von 4 und 8 Wochen zeigen konnte (Fealy et al. 2006).

#### **4.4 Diskussion der Ergebnisse**

Ziel dieser Studie war der Vergleich der *single-row*-Technik zur Refixation von Sehnen der RM mit der *double-row*-Technik unter Berücksichtigung des Nahtmaterials und der Nahttechnik. Die Hypothese, dass die *single-row*-Technik, kombiniert mit geflochtenen, nicht resorbierbaren Polyethylenfäden, eine der *double-row*-Technik mit Verwendung von geflochtenen, nicht resorbierbaren Polyesterfäden gleichwertige maximale Zugfestigkeit besitzt, wurde nicht bestätigt. Die mit geflochtenen, nicht resorbierbaren Polyethylenfäden in der *double-row*-Technik refixierten Sehnen (Gruppe IV), zeigten gegenüber den anderen getesteten Refixationsmethoden eine signifikant höhere Zugfestigkeit ( $p < 0,05$ ).

Unabhängig, ob eine offene oder arthroskopische Refixation der Sehnen am Knochen erfolgt, besteht in der aktuellen Literatur Einigkeit darüber, dass nur durch Reduktion der Sehnenspannung und eine primärstabile Knochen-Faden/Naht-Sehnen-Verbindung eine dauerhafte osteokartilaginäre Einheilung ermöglicht werden kann. Zahlreiche Autoren haben in den letzten Jahren Sehnen-Knochen-Refixationstechniken in biomechanischen Untersuchungen getestet (Burkhart et al. 1997; Cummis und Murrell 2003, Demirhan et al. 2003, Gerber et al. 1994, Klinger et al. 2007, Schneeberger et al. 2002). Es besteht bis heute kein Konsens darüber, durch welche Methode die höchste Primärstabilität als Voraussetzung für eine stabile Sehnen-Knochen-Einheilung und somit ein besseres klinisches Resultat erreicht werden kann. Bei Durchsicht der aktuellen Literatur zeigte sich, dass einige Studien die biomechanischen Eigenschaften der *double-row*-Technik kombiniert mit diversen Nahttechniken untersuchten (Kim et al. 2005, Ma et al. 2004, Mahar et al. 2007, Mazzocca et al. 2005, Meier und Meier 2006, Milano et al. 2008, Park MC et al. 2007, Smith et al. 2006). Jedoch blieb dies bisher ohne Berücksichtigung des Naht-

materials. Zudem wurden in den meisten Studien die einfachen Nahttechniken verwendet, die wegen ihrer geringen Zugfestigkeit kritisiert werden (Kim et al. 2005, Ma et al. 2004, Milano et al. 2008, Park MC et al. 2007, Smith et al. 2006). Park MC et al. (2007) verglichen unter zyklischer Belastung die transossäre Nahttechnik mit der *double-row*-Technik ohne einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen zu evaluieren. Diese Resultate zeigen, dass mit der arthroskopischen Technik gleichgute Befestigungen erreicht werden können wie mit den offenen, transossären Verfahren.

Mazzocca et al. (2005) randomisierten 20 humane Kadavergelenke zu vier Refixationstechniken und verwendeten Instrumente für die arthroskopische Reparatur zur Befestigung der Sehnen: *single-row*-Technik, sog. *diamond*-Technik (zwei laterale und ein mediales Fadenankersystem, jeweils doppelt fadenarmiert; lateral jeweils einfache Nähte, medial U-Nähte), *double-row*-Technik mit U-Naht und eine *double-row*-Technik mit modifizierter U-Naht. Unter zyklischer Belastung definierten sie eine Diastase der Sehne zu ihrer Insertion von größer als 4 mm bzw. eine maximale Zugfestigkeit unter kontinuierlicher Belastung von weniger als 250 N als Versagen des Konstrukts. Im Vergleich zu unserer Studie zeigte sich kein signifikanter Unterschied in der maximalen Zugfestigkeit, die bei sämtlichen Techniken bei mehr als 250 N lag. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen von Mahar et al. (2007), die die *double-row*-Technik an einem bovinen Modell mit der *single-row*-Technik verglichen. Hingegen zeigten Milano et al. (2008) in einer Untersuchung an Schultergelenken des Schweins eine signifikant höhere Zugfestigkeit der *double-row*-Technik im Vergleich zur *single-row*-Technik gegenüber zyklischer Belastung. Sie benutzten in beiden Gruppen bei der Befestigung der Sehnen sowohl eine Reparatur ohne als auch mit Vorspannung. Beide *double-row*-Gruppen widerstanden einem Maximum von 1000 Zyklen mit der niedrigsten Elongation in der Gruppe ohne Vorspannung. Sie schlussfolgerten, dass die *double-row*-Technik vor allem der Refixation großer und retrahierter Rupturen vorbehalten sein sollte.

Kim et al. (2005) führten eine Untersuchung an neun humanen Kadavergelenkpaaren durch, und inserierten die Sehne des M. supraspinatus mit einem nicht resorbierbaren, geflochtenen Polyethylenfaden der Stärke No.2 (FiberWire®). An jedem

Präparat erfolgte eine zyklische Belastung zwischen 10 N und 180 N über 200 Zyklen, gefolgt von einem maximalen Belastungsversuch. Wie in unserer Untersuchung zeigte die *double-row*-Technik eine signifikant höhere maximale Zugfestigkeit im Vergleich zur *single-row*-Technik. Ma et al. (2006) verglichen komplexe Nahttechniken in der *single-row*-Technik (1. die sog. *massive-cuff* Nahttechnik, bestehend aus zwei einfachen Nähten eines doppelt armierten Fadenankersystems und einem separaten, horizontalen Faden, der als Sicherungszügel fungiert sowie 2. die arthroskopische Mason-Allen Nahttechnik) mit einfachen und der Kombination von einfachen und U-Nähten in der *double-row*-Technik jeweils mit einem FiberWire®-Faden der Stärke No.2. Sie benutzten für ihre Untersuchungen nur die Hälfte einer humanen Supraspinatussehne ohne Wiederherstellung des anatomischen Insertionsareals. Unter zyklischer Belastung zwischen 5 und 100 N resultierte eine signifikant höhere Zugfestigkeit für die *double-row*-Technik.

Meier und Meier (2006) überprüften die maximale Zugfestigkeit der transossären Naht, der *single-row*-Technik und der *double-row*-Technik. Es wurden keine Informationen über die Nahttechnik gegeben. Die *double-row*-Technik widerstand 5000 Zyklen eines Lastwechselfersuches. Die Autoren folgerten, dass durch die Anwendung der *double-row*-Technik eine höhere primäre Stabilität der Sehnen- Knochen Verbindung erreicht und so die Rerupturraten einfacher Refixationstechniken vermieden werden können.

Smith et al. (2006) benutzten zwei einfache Nähte für die *single-row*-Technik. Für die *double-row*-Technik wurde eine Kombination aus einer U-Naht medial (Fadenankersystem einfach armiert) und zwei einfachen Nähten lateral (Fadenankersystem doppelt armiert) benutzt. Sie folgerten aus ihren Untersuchungen, dass die *double-row*-Technik eine größere maximale Zugfestigkeit hat als die *single-row*-Technik.

Frühere Studien etablierten aufgrund histologischer und struktureller Eigenschaften das Schultergelenk des Schafes als ein valides Modell zur Untersuchung von Reparaturtechniken für die humane RM (Gerber et al. 1994, Klinger et al. 2007, Lewis et al. 2001, Schlegel et al. 2007). Jedoch muss beachtet werden, dass sich die Infraspinatussehne des Schafes, von der degenerierten humanen Supraspinatussehne, wie

sie in Schultergelenken mit seit langem bestehenden Sehnenrupturen vorkommt, unterscheidet (Gerber et al. 1994) Dieser Aspekt muss besonders unter Berücksichtigung Rigidität von geflochtenem Fadenmaterial bedacht werden (Kowalsky et al. 2008). In unserer Studie schnitt der Faden bei Verwendung der *single-row*-Technik in der Gruppe der mit geflochtenen Polyethylenfäden (Gruppe II) bei n=6 Präparaten durch die Sehne. In der Gruppe mit geflochtenen Polyesterfäden (Gruppe I) beobachteten wir dies bei n=3 Präparaten. In der *double-row*-Gruppe kam es hingegen durch einen Riss des Fadens selbst zu einem Versagen der Reparatur, während ein Durchschneiden des Fadens durch die Sehne nicht beobachtet wurde.

Des Weiteren unterscheiden sich Knochenstruktur und –qualität der Tierhumeri von menschlichen Humeri, Pietschmann et al. wiesen daraufhin, dass aufgrund morphologischer Unterschiede keine Übertragbarkeit im Hinblick auf die Ausreisfestigkeit von Nahtankern getroffen werden kann (Pietschmann et al.2010).

Es resultierte eine signifikant höhere Zugfestigkeit der Gruppe IV ( $p<0,05$ ). Mehrere Fixationspunkte der Verbindung Knochen-Faden/Naht-Sehne bei der *double-row*-Technik erreichen so durch eine gleichmäßige Lastverteilung eine höhere Zugfestigkeit. Diesbezüglich stimmen wir mit Cummins und Murrell (2003) überein, dass bei einer guten Flächenpressung und hohen Belastung ein Punkt erreicht wird, wo das Nahtmaterial selbst zum schwächsten Teil dieser Verbindung wird. Durch die Entwicklung von nicht resorbierbaren, geflochtenen Polyethylenfäden wurde die Belastbarkeit des Nahtmaterials erhöht (Carli et al. 2005, Wüst et al. 2006). Jedoch begünstigt die Rigidität das Durchschneiden der Fäden durch das Gewebe, wie sich in der *single-row*-Technik bestätigte. Deshalb sollte unserer Meinung nach die Verwendung dieses Nahtmaterials Techniken vorbehalten sein, die mit mehreren Fixationspunkten für eine gleichmäßigere Lastverteilung und durch die Wahl einer komplexen Nahttechnik einem Durchschneiden des Fadens durch die Sehne entgegenwirken kann.

Tingart et al. (2003) konnten zeigen, dass die Zugfestigkeit von Fadenankern mit der Knochendichte des Tuberculum majus korreliert. Höhere Reißfestigkeiten wurden im proximalen Anteil des Tuberculum majus gefunden, insbesondere in dem Bereich zwischen Gelenkfläche und Kante des Tuberculum majus, wohingegen die Fa-



denanker, die lateral der Kante und weiter distal platziert waren, eine vergleichsweise geringere Zugfestigkeit aufwiesen. Auch diese Ergebnisse unterstützen die *double-row*-Technik, da hier insbesondere die medial platzierten Anker in diesem Bereich des Tuberculum majus inseriert werden, der über eine bessere Knochenqualität und höhere Knochendichte verfügt (Tingart et al. 2003).

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine rein mechanische Analyse der initialen Ausreisfestigkeit ohne Berücksichtigung der Biologie zum Implantationszeitpunkt („Zeitpunkt 0“). Aussagen über Vorteile im klinischen Ergebnis, oder eine Verbesserung der Einheilung können nicht getroffen werden. Insbesondere muss auf die klinischen Beobachtungen hingewiesen werden in denen bei Anwendung der *double-row*-Technik ein isoliertes Versagen der medialen Reihe beobachtet wurde (Trantalis et al. 2008). Inwiefern hier eine zusätzliche Nahtankerreihe die Einheilungsvorgänge der Sehne kompromittiert oder ob es sich um eine mechanische Mehrbelastung der medialen Nahtankerreihe handelt wird kontrovers diskutiert (Pauly et al. 2010).

Ein weiterer Grund für die eingeschränkte Transferierbarkeit in die Klinik von Tierkadavermodellen besteht in darin, dass die Sehnenqualität beim Menschen großen interindividuellen Schwankungen unterworfen ist. Trotz allem stellen Tierkadavermodelle eine gute Möglichkeit zum mechanischen Vergleich einzelner Refixationsmethoden dar, da eine hohe Homogenität der Sehnenqualität innerhalb der Kohorte gewährleistet ist. Ziel dieser Studie sollte sein die mechanische Belastbarkeit von *single-row*- bzw. *double-row*-Techniken unter besonderem Hinblick auf das Nahtmaterial zu untersuchen.

Prospektive Studien, die das klinisch-funktionelle Ergebnis von *single-row*- und *double-row*-Technik vergleichen finden sich bei Durchsicht der Literatur nur wenige. Franceschi et al. (2007) fanden in einer prospektiv randomisierten Studie weder im klinischen Ergebnis (gemessen mit dem *UCLA-score*) noch im postoperativen MRT nach 2 Jahren signifikante Unterschiede zwischen *single*- oder *double-row* Technik (Franceschi et al 2007). Burks et al. fanden in einem ähnlichen Studienaufbau nach 1 Jahr ebenfalls keine signifikanten Unterschiede im funktionellen oder radiologische Ergebnis (Burks et al. 2009). Allerdings berichten Park JY et al., dass ab einer

Rupturgröße von 3cm ein signifikant besseres klinisches Ergebnis mit der *double-row*-Technik erzielen ließ (Park JY et al. 2008).

In einer CT Studie von Charousett et al. (2007) fanden sich in 61,3% der Fälle nach 28 Monaten eine anatomische Einheilung der Rotatorenmanschette bei Verwendung der *double-row*-Technik, während dies nur in 40% der Fälle bei Verwendung der *single-row*-Technik war.

Weitere *in-vivo*-Studien müssen deshalb zeigen, ob die Ergebnisse der primären Zugfestigkeit und Steifigkeit dieser Methode auch die Einheilung verbessern können und somit die Inzidenz von Rerupturen verringern.

In der vorliegenden Untersuchung konnte gezeigt werden, dass die *single-row*-Technik eine geringere initiale Ausreisfestigkeit als die *double-row*-Technik bietet, auf eine zyklische Belastung des Reparaturkonstrukts wurde bewusst verzichtet. Daher können die Ergebnisse eine Aussage über die Zugfestigkeit in der intraoperativen Situation bzw. unmittelbar postoperativen Phase treffen („Zeitpunkt 0“). Eine Aussage über die biomechanische Belastbarkeit des Reparaturkonstrukts während der Frühphase der Rehabilitation ist daher nur eingeschränkt möglich. Trotz allem ist der Operateur bestrebt intraoperativ eine möglichst hohe Primärstabilität zu erzielen. Besonders beim jungen Patienten kann die *double-row*-Technik hier eine hohe Primärstabilität gewährleisten.

Inwieweit die erhöhte Primärfestigkeit und die bessere anatomische Rekonstruktion der *double-row*-Technik eine Verbesserung des klinischen Ergebnisses und eine Reduktion der Rerupturrate erbringen kann muss durch zukünftige klinisch-prospektive Studien validiert werden. Bisher veröffentlichte klinische Studien können hier keinen signifikanten Vorteil der *double-row*-Technik zeigen, allerdings zeigen Studien mit bildgebenden Verfahren, wie MRT oder CT eine Verringerung Rerupturrate und eine Verbesserung der Knochen-Sehnen Einheilung.

Für die Anwendung der *double-row*-Technik in der Praxis muss beachtet werden, dass es sich um eine komplexe Methode handelt. Sie verlangt sowohl eine sorgfältige Handhabung in der Platzierung der Fadenankersysteme als auch des Nahtmaterials sowie eine sichere Erfahrung mit der Operationstechnik.

Auch dann muss mit einer längeren Operationszeit im Vergleich zu einfachen Methoden (einfache Nähte, geringe Anzahl an Fadenankersystemen) gerechnet werden. Zudem fallen durch den Mehrverbrauch an Fadenankersystemen höhere Kosten an. Denn die gesteigerten Kosten für Material und der vermehrte operative Aufwand sind unseres Erachtens nur durch die Vermeidung von Revisionsoperationen und die damit verbundenen Reduzierung von Kosten, die durch langwierige Nachbehandlungen entstehen, gerechtfertigt.

## **5 Zusammenfassung und Ausblick**

Rotatorenmanschettenrupturen (RM-Rupturen) haben eine hohe Prävalenz in der Bevölkerung und kommen mit zunehmendem Alter gehäuft vor (Ozaki et al. 1988, Milgrom et al.1995).

Die operative Rekonstruktion der RM gilt als Goldstandard der Behandlung. Unbehandelt neigen RM-Rupturen zu Progression und zu fettiger Infiltration des Muskelbauchs und zu Abnahme der Sehnenqualität (Goutallier et al. 1994). Im weiteren Verlauf droht eine Defektarthropathie mit schmerzhafter Bewegungsseinschränkung und hochgradigem Funktionsverlust der Extremität.

Eine zeitgerechte Rekonstruktion der RM kann diesen Verlauf günstig beeinflussen und die Funktion des Schultergelenkes signifikant verbessern (Deutsch et al. 1997, Gladstone et al. 2007).

Mit zunehmendem Funktionsanspruch, auch noch im fortgeschrittenen Alter, gewinnt die Rekonstruktion der RM zunehmend an Bedeutung (Worland et al. 1999).

Die Rerupturrate der operativen Rekonstruktion ist hoch und wird je nach Autor mit bis zu 94% angegeben (Boileau et al. 2005, Galatz et al. 2004).

Uneinigkeit herrscht in der Literatur über die Art der Primärrefixation der Sehne im Knochen (Bishop et al. 2006, Boileau et al. 2005, Galatz et al. 2004).

Mehrere Autoren berichten, dass die Nahtankerreparatur der transossären Refixation gleichwertig bzw. überlegen ist (Reed et al., 1996, Klinger et al. 2007).

Des Weiteren wird die Anzahl und das Platzierungsmuster der Nahtanker, im Hinblick auf die Primärstabilität, kontrovers diskutiert (Apreleva et al. 2002, Craft et al. 1996, Rossouw et al. 1997).

Ziel des Schulterchirurgen sollte es sein, eine möglichst hohe Primärfestigkeit der Rekonstruktion zu erreichen, des Weiteren sollte die Refixationsmethode die spannungsfreie Einheilung der Sehne ermöglichen, den Patienten möglichst schnell einer aktiven Rehabilitation zuführen und die Rerupturrate möglichst gering halten (Kim et al. 2005).

Ziel der Arbeit war es zu zeigen, ob eine weitere Reihe Nahtanker eine höhere Primärstabilität in Abhängigkeit des verwendeten Nahtmaterials bietet.

Hierzu wurden 32 frische Schafsschultern in 4 Gruppen zu je 8 Präparaten aufgeteilt.

Eine vollständige RM-Ruptur wurde simuliert und anschließend wurden die Rupturen entweder mit einer Einreihen-Nahtankerversorgung (*single-row*-Technik) oder mit einer Zweireihen-Nahtankerversorgung (*double-row*-Technik) refixiert. Dabei kamen 2 verschiedene Nahtmaterialien zum Einsatz (nicht resorbierbares Polyesterfadenmaterial (Ethibond®) und nicht resorbierbares Polyethylenfadenmaterial (HiFi®) der Stärke 2.0).

Die Präparate wurden in einer Zugmaschine auf ihre Zugfestigkeit getestet. Die *double-row*-Technik in Kombination mit nicht-resorbierbarem Polyethylenfadenmaterial (HiFi®, Gruppe IV) erzielte hierbei eine signifikant höhere Ausreißfestigkeit als die anderen Versorgungen.

Mehrere Fixationspunkte der Verbindung Knochen-Faden/Naht-Sehne bei der *double-row*-Technik erreichen so durch eine gleichmäßige Lastverteilung eine höhere Zugfestigkeit

Inwieweit diese erhöhte Primärfestigkeit eine Verbesserung des klinischen Ergebnisses und eine Reduktion der Rerupturrate erbringen kann, muss durch zukünftige klinisch-prospektive Studien validiert werden. Der Einsatz dieser kostenintensiven und operativ anspruchsvollen Methode ist unseres Erachtens nur dann gerechtfertigt, wenn die Anzahl an Revisionseingriffen hierdurch signifikant gesenkt werden kann.

## 6 Literaturverzeichnis

Abbi G, Espinoza L, Odell T, Mahar A, Pedowitz R (2006): Evaluation of 5 knots and 2 suture materials for arthroscopic rotator cuff repair: very strong sutures can still slip. *Arthrosc* 22, 38-43

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

Aumüller G et al.: *Duale Reihe Anatomie*. 2. Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart 2010

Bakalim G, Pasila M (1975): Surgical treatment of rupture of the rotator cuff tendon. *Acta Orthop Scand* 46, 751-757

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

Baleani M, Schrader S, Veronesi CA, Rotini R, Giardino R, Toni A (2003): Surgical repair of the rotator cuff: a biomechanical evaluation of different tendon grasping and bone suture fixation techniques. *Clin Biomech* 18, 721-9

Barber FA, Herbert MA, Click JN (1997): Internal fixation strength of suture anchors—update 1997. *Arthrosc* 13, 355-362

Barber FA, Herbert MA, Coons DA, Boothby MH (2006): Sutures and suture anchors—update 2006. *Arthrosc* 22, 1063.e1-1063.e9

Bartolozzi A, Andreychik D, Ahmad S (1994): Determinants of outcome in the treatment of rotator cuff disease. *Clin Orthop Relat Res* 308, 90-97

Bassett RW, Cofield RH (1983): Acute tears of the rotator cuff. The timing of surgical repair. *Clin Orthop* 175, 18–24

Baums MH, Buchhorn GH, 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(9), 1193-1199

Biberthaler P, Wiedemann E, Nerlich A, Kettler M, Mussack T, Deckelmann S, Mutschler W (2003): Microcirculation associated with degenerative rotator cuff lesions. In vivo assessment with orthogonal polarization spectral imaging during arthroscopy of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 85-A, 475-480

Bigliani LU, Ticker JB, Flatow EL, Soslowsky LJ, Mow VC (1991): Relationship of acromial architecture and diseases of the rotator cuff. *Orthop* 20, 302-309

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

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

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

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

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

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

Burkhart SS, Nottage WM, Ogilvie-Harris DJ, Kohn HS, Pachelli A (1994): Partial repair of irreparable rotator cuff tears. Arthrosc 10, 363-370

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

Burkhart SS, Pagà JLD, Wirth MA, Athanasiou KA (1997): Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. Arthrosc 13, 720-724

Burks RT, Crim J, Brown N, Fink B, Greis PE (2009): A prospective randomized clinical trial comparing arthroscopic single- and double-row rotator cuff repair: magnetic resonance imaging and early clinical evaluation. Am J Sports Med 37, 674-682

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

Carli AD, 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

Charouset C, Grimberg J, Duranthon LD, Bellaïche L, Petrover D, Kalra K (2008): The time for functional recovery after arthroscopic rotator cuff repair: correlation with tendon healing controlled by computed tomography arthrography. Arthrosc 24, 25-33

Codman EA, Akerson IB (1931): The pathology associated with rupture of the supraspinatus. *Ann Surg* 93, 348-359

Cofield RH (1985): Rotator cuff disease of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 67, 974-979

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

Craft DV, Moseley JB, Cawley PW, Noble PC (1996): Fixation strength of rotator cuff repairs with suture anchors and the transosseous suture technique. *J Shoulder Elbow Surg* 5, 32-40

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

Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR (2006): The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. *Arthrosc* 22, 609.e1

Deakin M, Stubbs D, Bruce W, Goldberg J, Gillies RM, Walsh WR (2005): Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet. *Arthrosc* 21, 1447-1451

Dejong ES, DeBerardino TM, Brooks DE, Judson K (2004): In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor. *Arthrosc* 20, 511-516

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



Deutsch A, Altchek DW, Veltri DM, Potter HG, Warren RF (1997): Traumatic tears of the subscapularis tendon. Clinical diagnosis, magnetic resonance imaging findings, and operative treatment. *Am J Sports Med* 25, 13-22

Djurasovic M, Marra G, Arroyo JS, Pollock RG, Flatow EL, Bigliani LU (2001): Revision rotator cuff repair: factors influencing results. *J Bone Joint Surg Am* 83-A, 1849-1855

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

Ellman H (1990): Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 254, 64-74

Fealy S, Rodeo SA, MacGillivray JD, Nixon AJ, Adler RS, Warren RF (2006): Biomechanical evaluation of the relation between number of suture anchors and strength of the bone-tendon interface in a goat rotator cuff model. *Arthrosc* 6, 595-602

France EP, Paulos LE, Harner, CD, Straight CB (1989): Biomechanical evaluation of rotator cuff fixation methods. *Am J Sports Med* 17, 176-181

Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG, Martina FM, Zobel BB, Maffulli N (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

Frick H, Leonhardt H, Starck D: *Allgemeine Anatomie. Spezielle Anatomie I*. 4. Auflage; Thieme Verlag, Stuttgart 1992

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

- Gartsman GM, Khan M, Hammerman SM (1998): Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Am* 80(6), 832–40
- Gerber C (1991): Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. *J Bone Joint Surg Br* 73, 389-394
- Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U (1994): Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 76, 371-380
- Gerber C, Schneeberger AG, Perren SM, Nyffeler RW (1999): Experimental rotator cuff repair. A preliminary study. *J. Bone and Joint Surg* 81-A, 1281-1290
- Gladstone JN, Bishop JY, Lo IKY, Flatow EL (2007): Fatty infiltration and atrophy of the rotator cuff do not improve after rotator cuff repair and correlate with poor functional outcome. *Am J Sports Med* 35, 719-728
- Goldberg BA, Nowinski RJ, Matsen FA (2001): Outcome of nonoperative management of full-thickness rotator cuff tears. *Clin Orthop Relat Res* 382, 99-107
- 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
- Habermeyer P, Lehmann L, Lichtenberg S (2000): Rotatorenmanschetten-Ruptur Diagnostik und Therapie. *Orthopäde* 29: 196-208
- Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P: *Schulterchirurgie*. 4. Auflage; Urban und Fischer, München 2005
- Halder A, Zobitz ME, Schultz F, An KN (2000): Mechanical properties of the posterior rotator cuff. *Clin Biomech* 15, 456-462

- Hattrup SJ (1995): Rotator cuff repair: relevance of patient age. J Shoulder Elbow Surg 4, 95-100
- Hawkins RH, Dunlop R. (1995): Nonoperative treatment of rotator cuff tears. Clin Orthop Relat Res 321, 178-188
- Hedtmann A, Fett H (1995): Schultersonographie bei Subacromialsyndromen mit Erkrankungen und Verletzungen der Rotatorenmanschette. Orthopäde 24, 498-508
- Helweg G, Moriggl B, Sperner G, Golser K, Frauschedr F, Sögner P, Frede, T, zur Nedden D (1996): Sonographie der Schulter. Radiologe 36:971-980
- Hertel R, Ballmer FT, Lombert SM, Gerber C (1996): Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. J Shoulder Elbow Surg 5, 307-313
- Hess H (1993): Anatomie des Schultergelenks. Orthop Prax 93,73-83
- Itoi E, Tabata S (1992): Conservative treatment of rotator cuff tears. Clin Orthop Relat Res 275, 165-173
- Itoi E, Tabata S. (1993): Rotator cuff tears in the adolescent. Orthopedics 16, 78-81
- Jobe FW, Jobe CM (1983): Painful athletic injuries of the shoulder. Clin Orthop 173, 117–124
- Kessler MA, Lichtenberg S, Habermeyer P (2003): Reconstruction of big rotator cuff ruptures. A new technique of tendon refixation with the corkscrew suture anchor system. Unfallchir 10, 826–33
- Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun B, DeLaMora SN, Kvitne RS, Lee TQ (2005): Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair. Am J Sports Med 34, 407-414

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

Klinger HM, Buchhorn GH, Heidrich G, Kahl E, Baums MH (2008): Biomechanical evaluation of rotator cuff repairs in a sheep model: suture anchors using arthroscopic Mason-Allen stitches compared with transosseous sutures using traditional modified Mason-Allen stitches. *Clin Biomech* 23(3), 291-298

Kowalsky MS, Dellenbaugh SG, Erlichman DB, Gardner TR, Levine WN, Ahmad CS (2008): Evaluation of suture abrasion against rotator cuff tendon and proximal humerus bone. *Arthrosc* 3, 329-34

Kvitne RS, JobeFW (1993): The diagnosis and treatment of anterior instability in the throwing athlete. *Clin Orthop Relat Res* 291, 107-123

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

Lewis CW, Schlegel TF, Hawkins RJ, James SP, Turner AS (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

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

Lo IKY, Burkhart SS, Athanasiou K (2004): Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture. *Arthrosc* 4, 407-13

Loutzenheiser TD, Harryman DT, Ziegler DW, Yung SW (1998): Optimizing arthroscopic knots using braided or monofilament suture. *Arthrosc* 14, 57-65

Lyons FA, Rockwood CA (1990): Migration of pins used in operations on the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 72, 1262-1267

Lyons AR, Tomlinson JE (1992): Clinical diagnosis of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 74, 414-415

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

Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, Otis JC (2004): Biomechanical Evaluation of Arthroscopic Rotator Cuff Stitches *J. Bone Joint Surg. Am* 86, 1211-1216

MacGillivray JD, Ma CB (2004): An arthroscopic stitch for massive rotator cuff tears: The Mac stitch. *Arthrosc* 20, 669-671

Machner A, Pap G, Mohrenweiser L, Merk H, Neumann HW (2001): Vergleich von 2 Operationstechniken bei isolierter Supraspinatusruptur. *Unfallchir* 104, 19-24

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

Mahar A, Tamborlane J, Oka R, Esch J; Pedowitz RA (2007): Single-row suture anchor repair of the rotator cuff is biomechanically equivalent to double-row repair in a bovine model. *Arthrosc* 23, 1265-1270

Mallon WJ, Bassett FH, Goldner RD (1990): Luxatio erecta: the inferior glenohumeral dislocation. *J Orthop Trauma* 4, 19-24

Mazzocca AD, Millet PJ, Guance CA, Santangelo SA, Arciero RA (2005): Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 33, 1861-1868

McCaughan JS, Miller PR (1969): Migration of Steinmann pin from shoulder to lung. *JAMA* 207, 1917

Meier SW, Meier JD (2006): The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study. *Arthrosc* 22, 1168-1173

Milano G, Grasso A, Barelli D, Deriu L, Cillo M, Fabbriciani 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, Schaffler M, Gilbert S, van Holsbeeck M. (1995): Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender. *J Bone Joint Surg Br* 77, 296-298

Murray TF Jr, Lajtai G, Mileski RM, Snyder SJ (2002): Arthroscopic repair of medium to large full-thickness rotator cuff tears: outcome at 2- to 6-year follow-up. *J Shoulder Elbow Surg* 11, 19-24

Neer CS (1972): Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report. *J Bone Joint Surg Am* 54, 41-50

Neer CS, Craig EV, Fukuda H (1983): Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 65, 1232-1244

Neer CS II: Shoulder reconstruction. Saunders, Philadelphia, 1940

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

Noel E (1993): Les ruptures de la coiffe des rotateurs avec tete humerale centree. Resultats de traitement conservateur. *J Lyon l'Epaule*, 283-297

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

Ozbaydar M, Chung S, Diller D, Warner JJP (2007): Arthroscopic reconstruction of the rotator cuff: The current gold standard? *Orthop* 36, 825-833

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

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

Park MC, Tibone JE, ElAttrache NS, Ahmad CS, Jun BJ, Lee TQ (2007): 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

Pauly S, Kieser B, Schill A, Gerhardt C, Scheibel M (2010): Biomechanical comparison of 4 double-row suture-bridging rotator cuff repair techniques using different medial-row configurations. *Arthrosc* 26, 1281-1288

Pierre PS, Olson EJ, Elliott JJ, O'Hair KC, McKinney LA, Ryan J (1995): Tendon-healing to cortical bone compared with healing to a cancellous trough. A biomechanical and histological evaluation in goats. *J Bone Joint Surg Am* 77, 1858-1866

Pietschmann MF, Hölzer A, Rösl C, Scharpf A, Niethammer T, Jansson V (2010): What humeri are suitable for comparative testing of suture anchors? An ultrastructural bone analysis and biomechanical study of ovine, bovine and human humeri and four different anchor types. *J Biomech* 19, 1125-1130

Raph C, Furtschegger A, Resch H (1986): Die Sonographie als neues diagnostisches Verfahren zur Abklärung von Schulterbeschwerden. *Fortschr Röntgenstr* 145, 288-295

Rathbun JB, Macnab I (1970): The microvascular pattern of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 52, 540-553

Reed SC, Glossop N, Ogilvie-Harris DJ (1996): Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques. *Am J Sports Med* 24, 46-48

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

Ribbans WJ, Mitchell R, Taylor GJ (1990): Computerised arthrotomography of primary anterior dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br* 72, 181-185

Rickert M, Georgousis H, Witzel U (1998): Die native Reißfestigkeit der Sehne des M. supraspinatus beim Menschen. *Unfallchirurg* 101, 265-270



Rockwood CA, Lyons FR (1993): Shoulder impingement syndrome: diagnosis, radiographic evaluation, and treatment with a modified Neer acromioplasty. *J Bone Joint Surg Am* 75, 409-424

Rossouw DJ, McElroy BJ, Amis AA, Emery RJ (1997): A biomechanical evaluation of suture anchors in repair of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 79, 458-461

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

Schiebler TH, Schmidt W, Zilles K: *Anatomie*. 6. Auflage; Springer Medizin Verlag, Heidelberg 1995

Schlegel TF, Hawkins RJ, Lewis CW, Turner AS (2007): An in vivo comparison of the modified Mason-Allen suture technique versus an inclined horizontal mattress suture technique with regard to tendon-to-bone healing: a biomechanical and histological study in sheep. *J Shoulder Elbow Surgery*. 16, 115-121

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

Sethi GK, Scott SM (1976): Subclavian artery laceration due to migration of a Hagie pin. *Surgery* 80, 644-646

Sher JS, Uribe JW, Posada A, Murphy BJ, Zlatkin MB (1995): Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 77, 10-15

Sileo MJ, Ruotolo CR, Nelson CO, Serra-Hsu F, Panchal AP. (2007): A biomechanical comparison of the modified Mason-Allen stitch and massive cuff stitch in vitro. *Arthrosc* 23, 235–240

Smith CD, Alexander S, Hill AM, Huijsmans PE, Bull AMJ, Amis AA, Beer JFD, Wallace AL (2006): A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 88, 2425-2431

Snyder SJ, Pachelli AF, Pizzo WD, Friedman MJ, Ferkel RD, Pattee G (1991): Partial thickness rotator cuff tears: results of arthroscopic treatment. *Arthrosc* 7, 1-7

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. *Arthrosc* 11, 1307-16

Tauro JC (1998): Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of technique and results at 2- and 3-year follow-up. *Arthrosc* 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

Tingart MJ, Apreleva M, Zurakowski D, Warner JJP(2003): Pullout strength of suture anchors used in rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 85-A, 2190-8

Trantalis JN, Boorman RS, Pletsch K, Lo IKY (2008): Medial rotator cuff failure after arthroscopic double-row rotator cuff repair. *Arthrosc* 24, 727-731

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

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

Wiedemann E, Biberthaler P, Hinterwimmer S (2004): Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte. *Arthroskopie* 17, 17–26

Wirth MA, Basamania C, Rockwood CA (1997): Nonoperative management of full-thickness tears of the rotator cuff. *Orthop Clin North Am* 28, 59-67

Worland RL, Arredondo J, Angles F, Lopez-Jimenez F (1999): Repair of massive rotator cuff tears in patients older than 70 years. *J Shoulder Elbow Surg* 8, 26-30

Wurnig C (2000): Shoulder impingement. *Orthopäde* 10, 868-880

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

Yamaguchi K, Tetro AM, Blam O, Evanoff BA, Teefey SA, Middleton WD (2001): Natural history of asymptomatic rotator cuff tears: a longitudinal analysis of asymptomatic tears detected sonographically. *J Shoulder Elbow Surg* 10, 199-203

## Danksagung

Für diese Dissertation schulde ich vielen Menschen einen herzlichen Dank. Besonders bedanken möchte ich mich bei meinem Doktorvater Herrn PD Dr. med. Mike H. Baums für die erstklassige Betreuung und die Bereitstellung des Themas. Seine Geduld und seine Ratschläge haben entscheidend zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Des Weiteren danke ich in aller höchstem Maße Herrn PD Dr. med. Hans-Michael Klinger, der mir mit seinem fundierten Fachwissen stets zur Seite stand.

Herrn Dipl.-Ing. Gottfried H. Buchhorn danke ich für die Unterstützung bei der Durchführung der Versuche.

Herrn Prof. Dr. med. W. Schultz danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit in seiner Abteilung durchführen zu können.