

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik,
Universitätsklinik des Saarlandes, Homburg/Saar

(Direktor: Prof. Dr. med. D. Kohn)

Zyklische Belastung von Rotatorenmanschetten- rekonstruktionen: „Single-row“- Nahtankerrefixationen mit modifizierten Nahttechniken gegenüber „Double- row“-Refixierungen

Dissertation zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

der Medizinischen Fakultät

der Universität des Saarlandes

2008

Vorgelegt von: Jochen Veas
Geboren am 26.07.1980 in Donaueschingen

Inhaltsangabe

1	Zusammenfassung	1
2	Einleitung	3
2.1	Anatomie und Funktion der Rotatorenmanschette in der Bewegungseinheit Schulter beim Menschen.....	3
2.2	Anatomie der Schweineschulter.....	5
2.3	Rotatorenmanschettenruptur.....	6
2.4	Historische Entwicklung der Rotatorenmanschettenrefixation.....	10
2.5	Aktueller Wissensstand über die Refixation der Rotatorenmanschettenruptur mittels Nahtankern.....	11
2.6	Fragestellung und Zielsetzung.....	12
3	Material und Methode	13
3.1	Versuchstiere.....	13
3.2	Konservierung und Präparation der Schweineschulter.....	13
3.3	Geräte.....	14
3.3.1	Materialprüfmaschine.....	14
3.3.2	Videoextensometer.....	15
3.4	Die gewählten sechs Refixationstechniken.....	17
3.4.1	Transossäre U-Naht.....	18
3.4.2	„Single-row“-Ankerteknik mit dem „AutoCuff®“-System: „Opus Magnum®“-Corticalis-Verriegelungsanker in Kombination mit einer knotenlosen modifizierten Matratzennaht.....	20
3.4.3	„Single-row“-Ankerteknik mit einer Reihe „Bio-Corkscrews FT“ und arthroskopischer modifizierter Mason-Allen-Naht.....	23
3.4.4	„Single-row“-Ankerteknik mit einer Reihe „Bio-Corkscrews® FT“ und Doppelmatratzennaht.....	26
3.4.5	„Double-row“-Ankerteknik mit zwei Reihen „Bio-Corkscrews® FT“ und arthroskopischer modifizierter Mason-Allen-Naht.....	28
3.4.6	„Double-row“-Ankerteknik mit einer Kombination aus einer medialen Reihe „Bio-Corkscrews® FT“ und einer lateralen Reihe „Bio-PushLocks™“ in der „SutureBridge™“-Technik.....	30

3.5	Versuchsaufbau	33
3.6	Versuchsablauf.....	34
3.6.1	Zyklische Belastung bis zur maximalen Versagenslast.....	34
3.6.2	Versagensmodus	35
3.7	Statistik.....	35
4	Ergebnisse	36
4.1	Maximale Versagenslast (=Fmax).....	36
4.2	Elongation unter zyklischer Belastung.....	38
4.2.1	Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 40N.....	39
4.2.2	Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 100N.....	40
4.2.3	Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 160N.....	41
4.2.4	Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 200N.....	41
4.3	Versagensmodi	43
5	Diskussion	46
5.1	Material und Methode.....	46
5.2	Ergebnisse	52
5.3	Konklusion.....	57
6	Literaturverzeichnis	58
7	Publikationen	72
8	Danksagung	74
9	Curriculum vitae	75

1 Zusammenfassung

Einleitung: Die „Double-row“-Nahtankerrekonstruktionen zur operativen Therapie der Rotatorenmanschettenruptur zeigten in neueren Studien gegenüber den „Single-row“-Refixierungen bessere biomechanische Resultate. „Double-row“-Refixationen wurden in der Literatur bisher aber meist nur mit „Single-row“-Refixationstechniken in Kombination mit einfachen U-Nähten verglichen. Das Ziel dieser Studie ist die biomechanische Evaluation der Belastbarkeit und Stabilität von „Single-row“-Refixierungen mit modifizierten Nahttechniken gegenüber der transossären U-Naht als Standardtechnik und „Double-row“-Refixationen. Die Hypothese der Studie ist, dass „Single-row“-Nahtankerrefixierungen mit modifizierten Nahttechniken vergleichbare biomechanische Resultate erreichen wie „Double-row“-Techniken.

Material und Methode: In insgesamt 48 Versuchsdurchläufen an rechten Schweineschultern wurde eine standardisiert erzeugte Ruptur der Infraspinatussehne refixiert. Sechs verschiedene Techniken wurden jeweils acht Mal getestet. Die transossäre U-Naht als Standardmethode, drei „Single-row“- und zwei „Double-row“-Refixierungen mit modifizierten Nahttechniken. Als „Single-row“-Methoden wurden das AutoCuff-System und zwei „Single-row“-Techniken mit doppelt armierten Bio-Corkscrews FT und modifizierter Mason-Allen-Naht bzw. Doppelmatratzennaht in die Studie integriert. Als „Double-row“-Refixationen kamen zum einen vier doppelt armierte Bio-Corkscrews FT mit modifizierter Mason-Allen-Naht und zum anderen zwei einfach armierte Bio-Corkscrews FT mit zwei Bio-PushLocks in der SutureBridge™-Technik zum Einsatz. Mittels einer Materialprüfmaschine wurden die Refixationen anfänglich einer zyklischen Zugbelastung mit Kräften von 40 bis 200N ausgesetzt. Im Anschluss folgte eine Belastung bis zur maximalen Versagenslast. Dabei wurden die Elongation unter zyklischer Belastung nach jeweils 50 Zyklen mit 40N/ 100N/ 160N und 200N, die maximale Versagenslast und der Versagensmodus der Reihenfolge nach analysiert.

Ergebnisse: Die „Double-row“-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht zeigte mit $398,4 \pm 97,9\text{N}$ die signifikant höchste maximale Versagenslast der Studie. An zweiter Stelle kam die „Single-row“-Refixierung mit Doppelmatratzennaht ($290,5 \pm 56,3\text{N}$), die eine höhere maximale Versagenslast präsentierte als die verbleibenden vier Methoden. Der Unterschied war im Vergleich mit der „Single-row“-Technik mit

modifizierter Mason-Allen-Naht ($255,8 \pm 72,6\text{N}$; $p=0,932$) nicht signifikant. Verglichen mit den restlichen drei Refixationen war er signifikant ($p<0,0001$; $p=0,009$; $p=0,009$). Bereits bei 40N war die Elongation unter zyklischer Belastung der „Double-row“-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($1,3 \pm 0,4\text{mm}$) signifikant kleiner als die der transossären U-Naht ($2,9 \pm 1,0\text{mm}$; $p=0,017$). Bei 100N zeigte sich die Elongation der „Single-row“-Refixierung mit Doppelmatratzennaht ($3,8 \pm 0,6\text{mm}$) signifikant kleiner als die der transossären U-Naht ($8,7 \pm 0,3\text{mm}$; $p<0,0001$). Die „Double-row“-Rekonstruktion mit Corkscrews und PushLocks ($15,9 \pm 7,8\text{mm}$; $p=0,001$) wies bei 160N eine signifikant größere Elongation als die „Single-row“-Refixation mit Doppelmatratzennaht ($6,4 \pm 1,9\text{mm}$) auf. Nach der höchsten zyklischen Belastung bei 200N konnten schließlich nur noch drei Methoden verglichen werden, da die anderen vorher, aufgrund ihrer niedrigeren maximalen Versagenslasten, ausschieden. Die „Double-row“-Refixierung mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($5,8 \pm 1,6\text{mm}$) ließ bei 200N eine signifikant kleinere Elongation gegenüber der „Single-row“-Refixation mit Mason-Allen-Naht ($12,3 \pm 2,0\text{mm}$; $p=0,036$) beobachten, nicht aber gegenüber der „Single-row“-Rekonstruktion mit Doppelmatratzennaht ($9,6 \pm 5,9\text{mm}$; $p=0,229$). Diese beiden „Single-row“-Techniken zeigten bei 200N keinen signifikanten Elongationsunterschied ($p=0,49$).

Mit 81% war ein Ausriss der Sehnen-Faden-Verbindung der Hauptversagensmodus.

Konklusion: Die „Double-row“-Refixation mit doppelt armierten Schraubankern und modifizierter Nahttechnik zeigte die besten Resultate. Die „Single-row“-Methoden mit doppelt armierten Schraubankern und modifizierten Nahttechniken erreichten jedoch auch überlegene Ergebnisse in der maximalen Versagenslast und der Elongation unter zyklischer Belastung im Vergleich zu den transossären U-Nähten. Sie wiesen vergleichbare und bessere Resultate in maximaler Versagenslast und Elongation auf als die „Double-row“-Rekonstruktion mit Bio-PushLocks und einfach armierten Bio-Corkscrews FT in der SutureBridge™-Technik.

Eine Optimierung der biomechanischen Eigenschaften einer Rotatorenmanschettenrekonstruktion kann erzielt werden durch den Einsatz von doppelt armierten Ankern mit modifizierten Nahttechniken bei „Single-row“- und „Double-row“-Refixationen. Dadurch können eine Minimierung der Elongation unter zyklischer Belastung, eine Erhöhung der maximalen Versagenslast und damit eine Verbesserung der initialen Stabilität einer Rotatorenmanschettenrefixation erreicht werden.

Als Schwachpunkt der Refixation präsentierte sich die Sehnen-Naht-Verbindung.

2 Einleitung

Die Ruptur der Rotatorenmanschette ist eine der häufigsten Ursachen des Schulterschmerzes [71]. Ihre Prävalenz steigt ab dem 50. Lebensjahr markant an. Sie tritt bei über 70-Jährigen mit bis zu 50% und über 80-Jährigen mit bis zu 80% auf [82]. Bei der Rotatorenmanschettenrekonstruktion werden gute klinische Resultate erreicht [62]. Aktuelle operative Therapien zeigen dennoch, insbesondere bei großen chronischen Rupturen, eine hohe Rerupturrate mit 25 bis 94% [9, 19, 38, 39, 62]. Deshalb versucht man bestehende Therapien zu verbessern und neue Entwicklungen zu initiieren.

2.1 Anatomie und Funktion der Rotatorenmanschette in der Bewegungseinheit Schulter beim Menschen

Den umfangreichen Aktionsradius von Schulter und Arm verdankt der Mensch vielen anatomischen Komponenten, angefangen von den zahlreichen artikulierenden ossären Strukturen des Schultergürtels bis hin zu den ihn umgebenden Weichteilen [32]. Einer der Eckpfeiler der Bewegung ist das beweglichste Gelenk des menschlichen Körpers [91], das Glenohumeralgelenk, welches von der Rotatorenmanschette (=RM) muskulär ummantelt wird. Das Glenohumeralgelenk ist ein Kugelgelenk bestehend aus dem halbkugelförmigen Caput humeri und der birnenförmigen Cavitas glenoidalis (Abbildung 1).

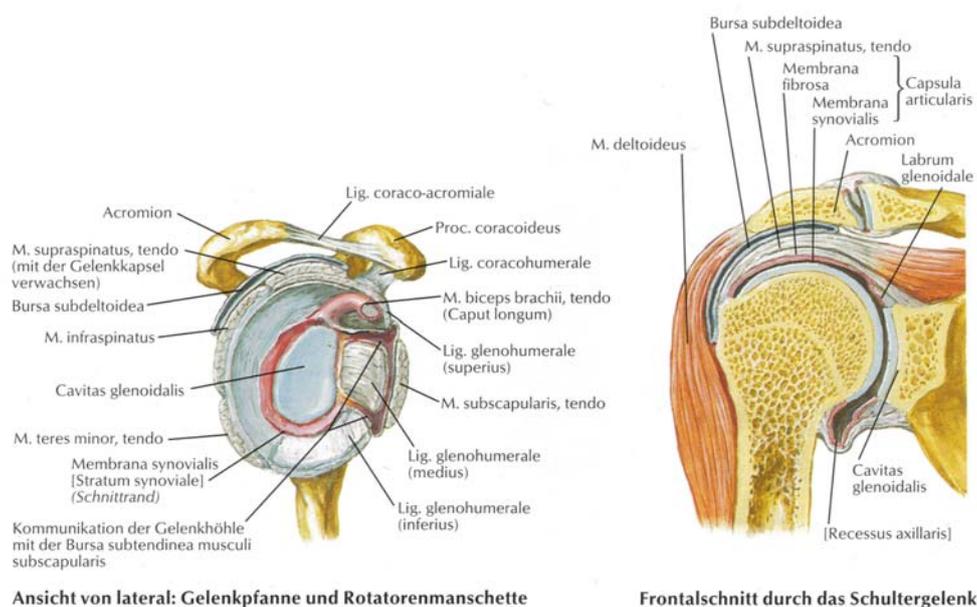


Abbildung 1: Articulatio glenohumeralis des Menschen mit umgebenden Strukturen; aus Netter [87]

Die RM besteht aus vier zirkumferentiell um das Caput humeri angeordneten Muskeln: dem M. supraspinatus, dem M. infraspinatus, dem M. teres minor und dem M. subscapularis (Abbildung 2). Die RM bildet den dynamischen Stabilisationsapparat des Glenohumeralgelenkes, welcher von den passiven Stabilisatoren wie Kapsel, Bänder, Labrum glenoidale, knöchernen Komponenten und negativem intraartikulärem Druck unterstützt wird. Die RM kompensiert nicht nur die schlaaffe Kapsel und die verhältnismäßig schwachen Bänder, sondern auch die geringe Knochenführung des Glenohumeralgelenkes [10, 32, 96]. Die Zentralisation und die Stabilisation des Caput humeri in der Cavitas glenoidalis wird von der RM gewährleistet [11, 17, 53]. Die RM ist also in großem Maße am ausgeprägten Bewegungsumfang des menschlichen Armes beteiligt, indem sie dem Glenohumeralgelenk eine muskulär gesicherte Führung des Caput humeri in der Cavitas glenoidalis [88], Schutz, Stabilität und aktive dreidimensionale Bewegung verleiht. Dies äußert sich in drei Freiheitsgraden um drei Achsen: die sagittale, die transversale und die longitudinale Achse [32]. Um die drei Hauptachsen entstehen sechs Hauptbewegungsrichtungen, welche die RM-Muskeln in Kollaboration mit anderen Muskeln generieren: Abduktion/ Adduktion, Anteversion/ Retroversion und Innenrotation/ Außenrotation [64].

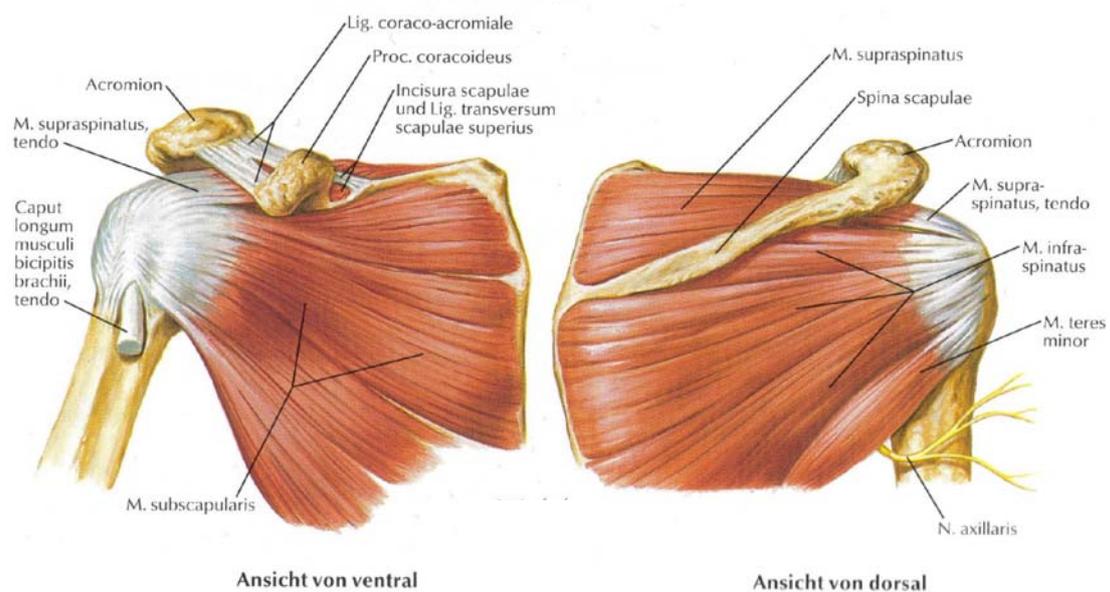


Abbildung 2: Menschliche Rotatorenmanschette; aus Netter [87]

2.2 Anatomie der Schweineschulter

Durch die evolutionäre Verwandtschaft der Säugetiere mit dem Menschen korrelieren nicht nur die Schulter von Schwein und Mensch in ihrer Anatomie (Abbildung 3 und 4). In vielen Tierstudien an Schwein, Schaf, Ziege, Rind und Hund haben sich Tierschultern für experimentelle Versuche bewährt [24, 25, 28, 37, 43, 44, 68, 94, 107, 112, 122].

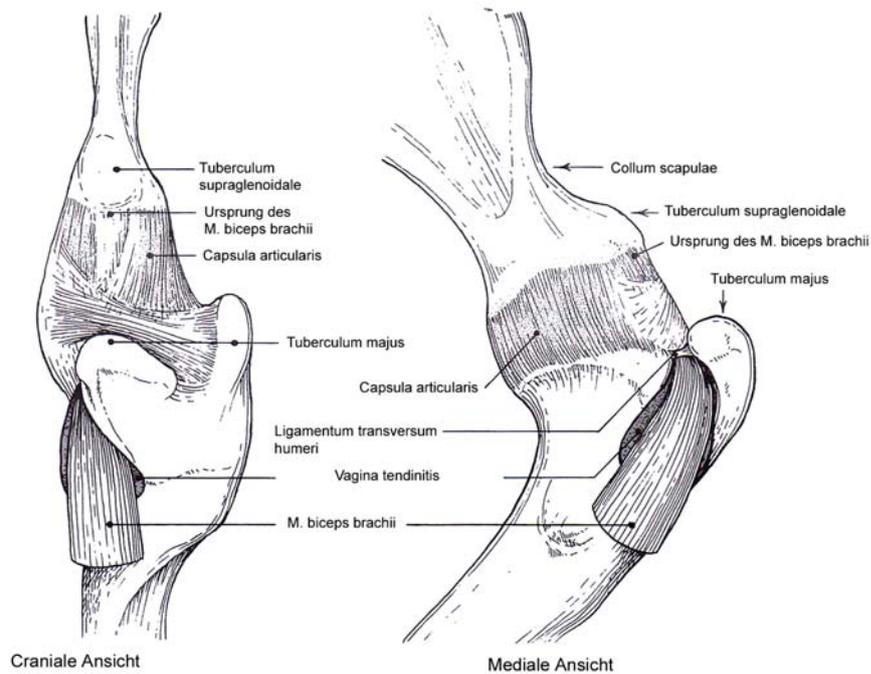


Abbildung 3: Articulatio glenohumeralis des Schweins; übersetzt aus Barone [4]

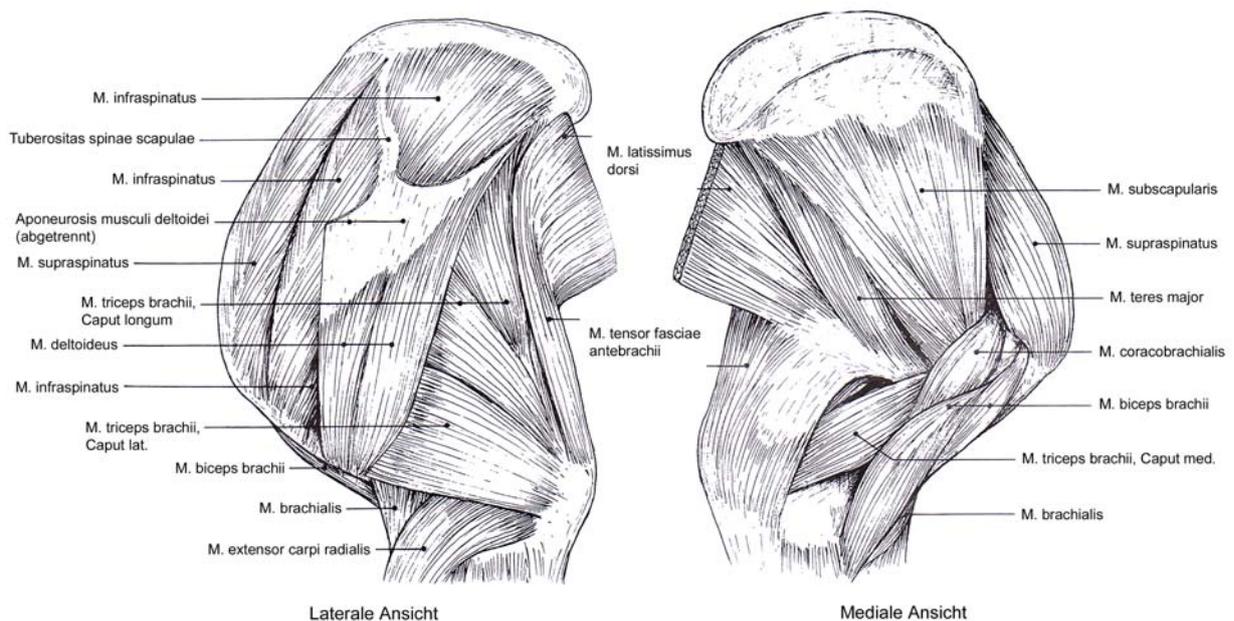


Abbildung 4: Rotatorenmanschette mit umgebenden Strukturen beim Schwein; übersetzt aus Barone [4]

2.3 Rotatorenmanschettenruptur

Definition:

Die RM-Ruptur beschreibt die Kontinuitätsunterbrechung des Sehnenpiegels [99], welcher durch die Vereinigung der vier Ansatzsehnen der RM am Tuberculum majus und minus gebildet wird. Am häufigsten ist der M. supraspinatus betroffen [75].

Epidemiologie:

In experimentellen Untersuchungen humaner Schulterpräparate fanden Uhthoff et al. [118] für komplette RM-Rupturen eine Prävalenz von 19.9%, sowie Lehman et al. [60] eine Prävalenz von 17%. Tempelhof et al. [115] zeigten in einer Ultraschallstudie an asymptomatischen Probanden eine Prävalenz für komplette und partielle RM-Rupturen von 23%. Die 50- bis 59-jährigen Studienteilnehmer hatten eine Prävalenz von 13%, die 60- bis 69-jährigen eine von 20%, die 70- bis 79-jährigen eine von 31% und die über 80-jährigen eine von 51%. Milgrom et al. [82] wiesen mittels Ultraschall eine noch höhere Prävalenz von 50% bei über 70-jährigen und 80% bei über 80-jährigen Probanden nach. Aufgrund ihrer Ergebnisse postulierten sie, dass RM-Rupturen natürliche Erscheinungen des Alterns sind und sich nach dem 50. Lebensjahr markant häufen. RM-Rupturen bei jungen Menschen sind selten und dann meist traumatisch provoziert. Das Rerupturrisiko nach einer RM-Refixation steigt ebenfalls mit dem Alter an [62].

Im Verhältnis 2:1 bis 10:1 sind mehr Männer als Frauen betroffen. Häufiger ist die mehrheitlich dominante rechte Seite rupturiert [73, 99]. Vermutlich haben Sportler und Arbeiter, die einer starken Überkopfarmbelastung ausgesetzt sind, vermehrt RM-Rupturen [50]. Es besteht eine mögliche Assoziation zwischen körperlicher Belastung und dem Auftreten von RM-Rupturen.

Ätiologie und Pathogenese:

Grundsätzlich werden degenerative und traumatische RM-Rupturen unterschieden, wobei traumatische nur ca. 5 bis 10% ausmachen [99]. Codman [22] ging 1934 davon aus, dass die Ruptur der Supraspinatussehne hauptsächlich bei traumatischen Verletzungen - gewöhnlich beim Sturz auf den ausgestreckten Arm - entsteht. Meyer 1937 [81], Olsson 1953 [93] und DePalma 1963 [30] betrachteten bereits degenerative Sehnenveränderungen als Ursache der RM-Rupturen. Im Jahr

1972 inaugurierte Neer [84, 85] den Begriff des mechanisch degenerativen „Subacromialen Impingementsyndroms“. Er nahm an, dass 95% der RM-Rupturen durch das Impingement entstünden. Es bestehen jedoch Zweifel an der Impingementtheorie als Hauptursache der RM-Rupturen, da die Rupturen oft gelenkseitig und eben nicht bursaseitig auftreten [12, 95, 105].

Die Ursachen degenerativer Tendinopathien bzw. Rupturen der RM werden nach Uhthoff et al. [117] in intrinsische (intratendinöse) und extrinsische (extratendinöse) Ursachen eingeteilt. Intrinsische Ursachen generieren im Inneren der Sehne, während bei extrinsischen Ursachen ein Problem von außen auf die Sehne einwirkt [8, 99]. Extrinsische Reizungen der RM können durch mannigfaltige Faktoren hervorgerufen werden, wie bestimmte Morphologien und Neigungen des Acromions [84, 125], degenerative subacromiale Knochenspornbildung [90], Degeneration des Articulatio acromioclaviculare [56, 121], glenohumerale Instabilität, ein Os acromiale [51], sowie weiteren Impingementtypen durch das Ligamentum coracoacromiale [18, 77], durch das Coracoid [31, 41] und durch das posterosuperiore Glenoid [26, 55]. Zu den intrinsischen Faktoren zählen eine Schwäche und Imbalance der RM-Muskulatur [54], eine Überbeanspruchung der Schulter mit repetitiven Mikrotraumen der RM [8] und die Tendinosis calcarea. Als weiterer intrinsischer Faktor wird die Gefäßtheorie diskutiert, welche besagt, dass es in der Ansatzsehne des M. supraspinatus einen hypovaskularisierten Bereich gibt [63, 67, 102], den Moseley et al. [83] 1963 „Critical zone“ benannten. Dort entstehen Tendinitis, Calcification und Rupturen der RM bevorzugt [97]. Auch systemische Grunderkrankungen, wie die chronische Polyarthritis, sind mit einem gehäuften Auftreten von RM-Rupturen vergesellschaftet [108].

Als Folge einer degenerativen Tendinopathie kann die bereits vorgeschädigte Sehne dann spontan bzw. nach einem Bagateltrauma einreißen, oder ein bereits bestehender partieller Riss vergrößert sich zur kompletten Ruptur.

Einteilung:

Die RM-Rupturen werden nach ihrer Größe, ihrer Lokalisation, ihrer Form und ihrem Alter [99] klassifiziert.

Man unterteilt RM-Rupturen in partielle und komplette Rupturen. Die **partielle Ruptur** kann bursaseitig, intratendinös oder gelenkseitig lokalisiert sein. Sie ist nicht transmural, sondern betrifft nur einen Teil der Sehnendicke. Ihre Klassifikation erfolgt

nach Ellman [34] (Tabelle 1). Im Gegensatz dazu steht die **komplette Ruptur**. Sie kann sowohl nur eine einzelne Sehne, als auch mehrere Sehnen betreffen. Durch die komplette Ruptur entsteht eine perforierende Kontinuitätsunterbrechung der Sehne, die eine unnatürliche Verbindung zwischen Bursa subacromialis und Gelenkkavum erzeugt [123]. Ein kompletter Abriss von mindestens zwei der vier Ansatzsehnen der RM wird als Massenruptur bezeichnet [45]. Die komplette Ruptur wird klassifiziert nach Bateman [6] (Tabelle 2).

Arthroskopisch wird die RM-Ruptur häufig nach Snyder [110] befundet (Tabelle 3).

Tabelle 1: Klassifikation der partiellen RM-Ruptur nach Ellman [34]; Millimeter (mm)

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

Tabelle 2: Batemans Klassifikation der kompletten RM-Ruptur [6]; Zentimeter (cm)

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

Tabelle 3: Arthroskopische Klassifikation nach Snyder [110]; Zentimeter (cm)

<u>Lokalisation:</u>	<u>Grad und Größe in cm:</u>
A Partiailläsion artikulärseitig B Partiailläsion bursaseitig C Komplette Ruptur	Grad 0: Normalbefund Grad 1: punktförmig, < 1cm Grad 2: 1-2 cm Grad 3: 2-3 cm Grad 4: >3 cm, massive, komplexe Ruptur

Klinik:

Bei kompletten RM-Rupturen sind Armschwäche, Kraftverlust, Bewegungseinschränkung und Schmerz die Leitsymptome. Partielle RM-Rupturen lösen dagegen einen chronischen, häufig intensiven Schmerz mit Bewegungseinschränkung aus. Typisch ist ein Nachtschmerz beim Liegen auf der geschädigten Seite [49]. Die Schmerzen werden im vorderen Schulterbereich angegeben, können aber auch in das Deltoideusansatzgebiet am Oberarm und in den Nacken ziehen [99]. Überkopfarbeiten werden nicht gut toleriert. Besteht eine komplette Ruptur der Supraspinatussehne kann ein passiv in 90° abduzierter Arm nicht mehr aktiv gehalten werden („Drop Arm Sign“). RM-Massenrupturen können

unbehandelt in einer Pseudoparalyse oder Defektarthropatie des Armes enden [101]. Degenerative RM-Rupturen bei Patienten im höheren Alter präsentieren sich oft schmerzlos mit für sie akzeptablen, kompensierbaren Bewegungseinschränkungen. Die Betroffenen können dabei häufig kein schmerzauslösendes Ereignis angeben oder berichten über ein Bagateltrauma. Der Patient mit der traumatischen RM-Ruptur hingegen ist meist Sportler unter 40 Jahren und gibt ein schweres Rasantrauma, z.B. ein Sturz auf den ausgestreckten Arm, manchmal mit hörbarem Krachen an [101]. Im Akutstadium treten dabei häufig schwerer Schulterschmerz, Kraftlosigkeit, Bewegungseinschränkung und ein Hämatom im Bereich der Schulter auf. Die Postakutphase kann eine Verbesserung der Beweglichkeit aufzeigen mit den weiterhin bestehenden Kardinalsymptomen Schmerz und Kraftverlust, insbesondere bei Belastung und Überkopfarbeit [49].

Therapie:

a) Konservativ

Insbesondere bei degenerativen RM-Rupturen wird zunächst eine konservative Therapie angestrebt. Initial während der schmerzhaften Akutphase werden Analgetika, Antiphlogistika, Kryotherapie und kurzzeitige Ruhigstellung verordnet, um Schmerzlinderung, Entzündungsrückbildung und Muskelentspannung zu bewirken. Danach kommen Ergotherapie, Elektrotherapie und Physiotherapie zum Einsatz, um Lockerung, Kräftigung, Beweglichkeit und Koordination der RM zu erreichen. Wärmeanwendung hilft bei chronischen Beschwerden besser als Kälteanwendung. Das Rehabilitationsprogramm wird stufenweise in seiner Belastung gesteigert. Ein Erfolg dabei wird in bis zu 80 bis 90% verbucht [91]. Das Schema nach Rockwood wird von Habermeyer [49], als auch von Mantone et al. [71] befürwortet. Auch subacromiale bzw. intraartikuläre Infiltrationen mit Lokalanästhetika und Kortikoiden können indiziert sein.

b) Operativ

Frische traumatische RM-Rupturen bei jüngeren, aktiven Menschen werden eher operativ versorgt. Gute Ergebnisse entstanden dabei bei einer Operation innerhalb der ersten drei Monate nach dem Trauma [73], die besten Resultate bei einer Operation noch innerhalb der ersten drei Wochen nach dem Trauma [5]. Wartet man mit einer Operation zu lange, können fortschreitende Muskelatrophie, Vernarbung, Verfettung und Retraktion der Rupturränder zum limitierenden Faktor werden [48].

Frustrane konservative Therapie, erhebliche Nachtruhestörung, Muskelatrophie, hoher Leidensdruck und erhebliche Einschränkung in Beruf und Freizeit stellen weitere Operationsindikationen dar. Die Voraussetzungen für eine Operation beinhalten den genügend hohen Leidensdruck des Patienten, das Bewusstsein des Patienten über die Operationsrisiken und über eine monatelange postoperative Nachbehandlung, die Compliance des Patienten, sowie eine freie passive Schulterbeweglichkeit. Die Ziele der Operation sind der Verschluss des Manschettendefektes [99], das biologische Anheilen der Sehne an den Knochen und damit eine anatomische bzw. mechanisch stabile Wiederherstellung der RM-Konfiguration [109], Schmerzfreiheit, sowie normale Bewegung, Stärke und Funktion der Schulter [25]. Für die präoperative Planung sollten die Lokalisation, die Größe und das Alter der RM-Ruptur, die Sehnenretraktion, die Muskelatrophie, die Muskelverfettung [48] und der acromiohumere Abstand [33] in Kombination mit dem gesamten Patienten betrachtet werden.

2.4 Historische Entwicklung der Rotatorenmanschettenrefixation

In den Jahren 1909 und 1910 refixierte und dokumentierte Codman [22] zwei komplette Supraspinatussehnenrupturen. McLaughlin [78, 79] propagierte 1944 eine möglichst spannungsfreie Sehnenrekonstruktion und bereits eine Acromionverkleinerung. Er entwickelte die transossäre RM-Refixation. Neer [84] präsentierte 1972 die „Anteriore Acromioplastik“. Ellman [35] beschrieb 1983 erstmals die arthroskopische subacromiale Dekompression. Das Arthroskop war ab den neunziger Jahren des 20. Jahrhunderts nicht nur diagnostisches Hilfsmittel, sondern ermöglichte unter arthroskopischer Sicht Operationsverfahren wie das Débridement, die subacromiale Dekompression und die RM-Refixation [110]. Levy [61] begründete 1990 die „Mini-open-repair“-Technik. Goble et al. [46] beschrieben 1985 Nahtanker zur Refixation von Weichteilen an Knochen. Während bei offenen RM-Rekonstruktionen immer noch transossäre Nähte als Standard gelten, werden zunehmend Nahtankersysteme bei der arthroskopischen RM-Refixation eingesetzt [106] mit vergleichbar guten Ergebnissen zur offenen Refixation [52]. Die Vorteile der arthroskopischen RM-Refixation sind der minimalinvasive Eingriff [122], die Schonung des M. deltoideus, die besseren kosmetischen Resultate und der kürzere postoperative Krankenhaus- und Rehabilitationsaufenthalt [40, 114]. Zu den

Nachteilen zählen der höhere Preis, die längere Operationszeit und die anspruchsvollere Operationstechnik. Die ideale RM-Rekonstruktion sollte charakterisiert sein durch eine stabile initiale Fixation, eine minimale Elongation unter zyklischer Belastung und eine mechanische Stabilität bis ein stabiles Sehnen-Knochen-Heilen erreicht ist [43]. Die optimale Nahttechnik ist charakterisiert durch eine hohe Reißfestigkeit, ohne die Durchblutung der Sehne zu stark zu komprimieren [7].

Der operativen Behandlung irreversibler RM-Rupturen mit Humeruskopfglatze und der möglicherweise daraus entstehender Defektarthropathie [86] stehen plastische Verfahren [23, 42], das arthroskopische Débridement [36] und die inverse Schulterprothese zur Verfügung.

2.5 Aktueller Wissensstand über die Refixation der Rotatorenmanschettenruptur mittels Nahtankern

Nahtanker werden in der Chirurgie zunehmend eingesetzt, um Bänder bzw. Sehnen am Knochen zu refixieren [1, 100]. Man kann sie mit „Knochendübeln“ vergleichen, die entweder mit einer Öse gefertigt sind oder bereits integrierte Fäden aufweisen. Ursprünglich wurden die Anker aus Metall, vorwiegend aus Titanlegierungen, konstruiert. Immer mehr wird jedoch dazu übergegangen, Anker aus bioresorbierbaren Kunststoffen (Polymeren) einzusetzen. Die Vorteile dieser Kunststoffe liegen in ihrer Resorbierbarkeit in vivo, was eine Revision erleichtert [72], und in nur wenigen Störungen des postoperativen MRI [89]; wohingegen sich die Nachteile in einer geringeren Belastbarkeit [3, 119], einem höheren Preis [72] und einer nicht vorhandenen Röntgenkontrollmöglichkeit äußern. Schraubanker sind meist belastbarer als andere [2, 3, 76]. Zunächst wurden „Single-row“-RM-Refixierungen mit guten klinischen Ergebnissen verwendet [39, 40, 52, 62, 114], obschon die Rerupturrate nach Ankerrefixation gerade bei großen chronischen Rupturen in der Literatur heute immer noch zwischen 25 bis 94% beträgt [9, 19, 38, 39, 62]. Um eine bessere Wiederherstellung des „Footprints“ mit größerer Sehnen-Knochen-Anheilungsfläche zu erreichen, beschrieben Lo et al. [65] eine „Double-row“-Ankerteknik. Neuere biomechanische Studien zeigten für „Double-row“-Fixierungen eine signifikant höhere Belastbarkeit, eine kleinere Elongation unter zyklischer Belastung und eine bessere anatomische Wiederherstellung des Sehnenansatzes am Knochen als für „Single-row“-Techniken [25, 58, 69, 116].

Klinische Studien wurden zum Vergleich von „Double-row“- mit „Single-row“-Techniken durchgeführt [20, 38, 113]. Diese wiesen postoperativ keine signifikante klinische Überlegenheit der „Double-row“- gegenüber der „Single-row“-Technik nach. Längere OP-Zeiten, schwierigere OP-Techniken und höhere Implantatkosten der „Double-row“-Refixierungen im Vergleich zu „Single-row“-Rekonstruktionen stellen ihre Nachteile dar, weil diese Faktoren die Operationskosten stark anheben [38, 98, 113]. Der zunehmende Kostendruck, der auf den Kliniken lastet, und der fehlende Nachweis einer Verbesserung der postoperativen klinischen Resultate führen zu einer kritischen Hinterfragung der „Double-row“-Refixierungen. In der Literatur wurden in biomechanischen Studien meist nur „Single-row“-RM-Rekonstruktionen in Kombination mit einfachen U-Nähten den „Double-row“-Refixationen gegenübergestellt [58, 74, 80, 109, 113, 120]. Da das schwächste Glied einer RM-Refixationskette die Schnittstelle zwischen Naht und Sehne ist [58, 74, 89, 106, 109], liegt der Gedanke nahe, durch modifizierte Nahttechniken die biomechanischen und klinischen Resultate der RM-Refixationen zu optimieren [25, 43, 44, 69, 106].

2.6 Fragestellung und Zielsetzung

Ziel dieser biomechanischen Studie ist die Untersuchung und der Vergleich der mechanischen Belastbarkeit und der Stabilität von Rotatorenmanschetten, die nach einem Abriss am Knochen auf unterschiedliche Weise refixiert wurden. Dabei wurden im Einzelnen folgende Verfahren untersucht: die transossäre U-Naht als Standardmethode, das AutoCuff-System als „Single-row“-Verfahren, die „Single-row“-Rekonstruktion mit zwei doppelt armierten Bio-Corkscrews FT und modifizierter Mason-Allen-Naht, die „Single-row“-Refixierung mit zwei doppelt armierten Bio-Corkscrews FT und Doppelmattatzennaht, die „Double-row“-Refixation mit vier doppelt armierten Bio-Corkscrews FT und modifizierter Mason-Allen-Naht, sowie die „Double-row“-Technik mit zwei einfach armierten Bio-Corkscrews FT und zwei Bio-PushLocks in der SutureBridge™-Technik.

Die Hypothese dieser Studie ist, dass mit „Single-row“-Methoden mit modifizierten Nahttechniken vergleichbare biomechanische Resultate erzielt werden können wie mit „Double-row“-Techniken.

3 Material und Methode

3.1 Versuchstiere

Die ausschließlich rechten Schweineschultern stammten von durchschnittlich acht Monate alten, ausgewachsenen Hausschweinen (*Sus scrofa domestica*).

Die mechanischen Eigenschaften des Sehnengewebes von Tieren wie Schweinen, Hunden und Rindern sind vergleichbar mit denen der Menschen [124]. Gerber et al. [43] beschrieben die Infraspinatussehne von Mensch und Schaf nach Größe und Gestalt als gleichartig. Sie demonstrierten, dass die Infraspinatussehne des Schafs histologisch ähnlich der menschlichen Supraspinatussehne aufgebaut ist, und die Sehnen der beiden Spezies ähnliche biomechanische Eigenschaften zeigen. Der M. infraspinatus von Schwein, Schaf, Ziege, Rind und Hund hat sich in biomechanischen Studien über RM-Refixationstechniken an Tierschultern vielfach bewährt [24, 25, 28, 37, 43, 44, 68, 94, 107, 112, 122].

3.2 Konservierung und Präparation der Schweineschulter

Die Schweineschultern wurden direkt nach der Schlachtung bei -20 Grad Celsius eingefroren und über 24 Stunden vor dem Versuch bei Raumtemperatur wieder aufgetaut. Die Scapula und der Weichteilmantel wurden bis auf die Sehne des M. infraspinatus disseziert, sodass als endgültiges Präparat nur noch der Humerus mit der natürlich ansetzenden Infraspinatussehne der rechten Extremität übrig blieb. Der „Footprint“ und die darauf ansetzende Infraspinatussehne wurden in ihrer Dimension - mittels eines digitalen Kalipers - standardisiert auf eine anteroposteriore Länge von 2,0cm und eine mediolaterale Breite von 1,0cm präpariert [15, 94, 103]. Eine artifizielle Rissbildung der Infraspinatussehne erfolgte anschließend, indem der Sehnenansatz scharf und komplett, subperiostal vom Knochen abgelöst wurde [25, 58, 80]. (Abbildung 5)

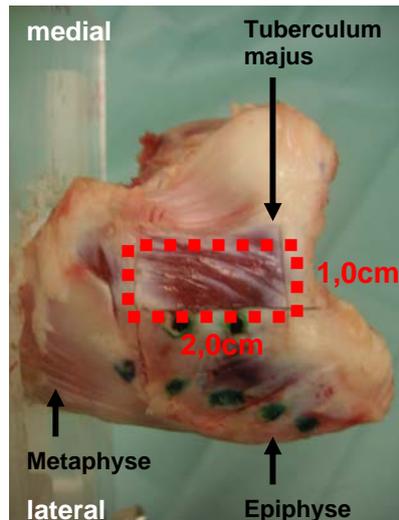


Abbildung 5: Schematische Einzeichnung des standardisiert präparierten „Footprintumfangs“ der Infraspinatussehne von 2 x 1cm (rot gepunktetes Rechteck) in das Foto eines proximalen Schweinehumerus bei bereits abgelöster Sehne des M. infraspinatus vom Tuberculum majus

3.3 Geräte

3.3.1 Materialprüfmaschine

Die Studie wurde mit einer Universalmaterialprüfmaschine der Firma „Zwick“ durchgeführt (Modell: BTC-FR020TH.A50, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) (Abbildung 6). Mit definierter Kraft (in Newton) kann die Prüfmaschine Druck-, Zug- und Torsionsversuche ausführen. Die Materialien können nicht nur maximalen, sondern auch zyklischen Belastungsmodi ausgesetzt werden.

Das „TestXpert“ Programm Version 8.1 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) ist die Bediensoftware für die Materialprüfmaschine.



Abbildung 6: Universalmaterialprüfmaschine (Modell: BTC-FR020TH.A50, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)

3.3.2 Videoextensometer

Das „Vollbild-Videoextensometer ME46“ (Abbildung 7) der Firma „Messphysik“ (Messphysik Laborgeräte Ges.m.b.H., Fürstenfeld, Österreich) ist eine monochrome Videokamera (Mintron MTV-1362CA) mit Objektiv (Tamron 20 HA 25 mm). Das Videoextensometer kann den Abstand zwischen zwei Messmarken mittels der Videoextensometer-Software für Windows messen und angeben. Es wurde auf einen Kameraschlitten montiert, um eine optimale Einstellung im Raum zu gewährleisten. Die Messdaten multipler Studien basieren auf der Datenerhebung über eine Videokamera [43, 47, 58].



Abb. 7: „Vollbild-Videoextensometer ME46“ (Messphysik Laborgeräte Ges.m.b.H., Fürstenfeld, Österreich)

Die unter Zug gemessene Abstandsvergrößerung zwischen den beiden Messmarken zeigt in wie weit die Position des lateralen Endes der Infraspinatussehne von der Ausgangsposition der RM-Rekonstruktion disloziert (Abbildung 8). Diese Abstandsvergrößerung wird in der vorliegenden Studie als „Elongation unter zyklischer Belastung“ definiert [58].

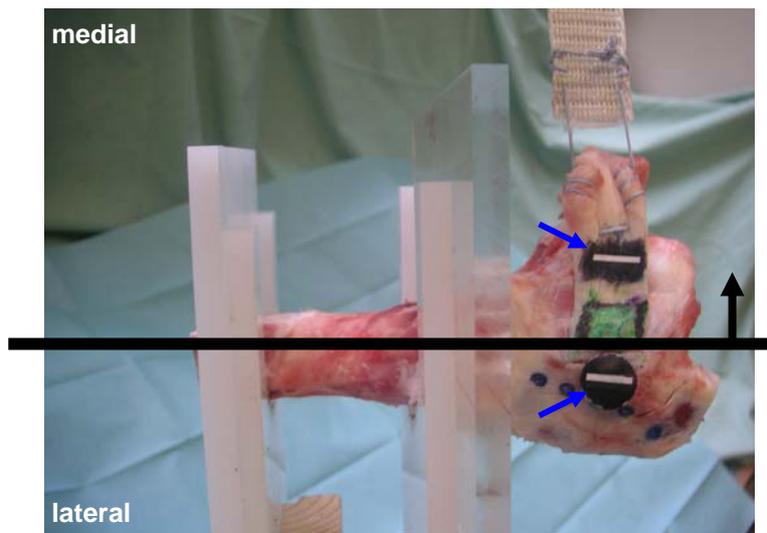


Abbildung 8: Die Abstandsvergrößerung unter zyklischer Belastung zwischen den schwarz-weißen Messmarken (zwei blaue Pfeile) entspricht der Dislokation des refixierten Sehnenansatzes von seiner ursprünglichen Refixationsstellung und damit der „Elongation unter zyklischer Belastung“. In dieser Abbildung wird die „Elongation unter zyklischer Belastung“ veranschaulicht. Sie entspricht dem Abstand zwischen der schwarzen Geraden (=laterales Ende der Infraspinatussehne in Ausgangsposition) und dem lateralen Ende der Infraspinatussehne unter zyklischem Zug in Pfeilrichtung (schwarzer Pfeil).

3.4 Die gewählten sechs Refixationstechniken

Eine a priori vorgenommene Poweranalyse erzielte mit einer Effektgröße von 0,7 und einer „Post-Hoc-Poweranalyse“ - basierend auf den maximalen Versagenslasten und Standardabweichungen - eine Power von $>0,90$ mit einem Alphafehler von 0,05, wenn acht Präparate pro Refixationsmethode geprüft werden. Der artifiziell abgelöste Ansatz des M. infraspinatus wurde also durch sechs verschiedene Techniken jeweils acht Mal refixiert, sodass die Studie insgesamt 48 Versuche umfasste. Dabei wurden eine transossäre Methode, drei „Single-row“- und zwei „Double-row“-Techniken getestet. Alle Dissektionen und Versuche wurden von der gleichen Person durchgeführt. In fünf von sechs Versuchsreihen wurde nicht resorbierbarer „FiberWire®“ der Stärke 2,0 (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) verwendet. Die Knoten wurden stets mit einem arthroskopischen Knotenschieber und immer in derselben Technik geknotet: zuerst ein arthroskopischer Rutschknoten („Tennessee-slider“ [92, 111]) und darauf sechs einfache Knoten [69]. Alle Distanzen und Abmessungen wurden mit einem digitalen Kaliper gemessen [25]. Die Anker wurden stets nach Herstellerangaben eingebracht. Mit Ausnahme einer Nahtankerrefixationsmethode war bei allen anderen Ankertechniken eine Ankerimplantation im Winkel von 45° zum „Footprint“ gegen die Zugrichtung (=„Deadman’s angle“) vorgegeben, um den Widerstand des Ankers gegen ein Herausziehen zu erhöhen [14, 106] (Abbildung 9).

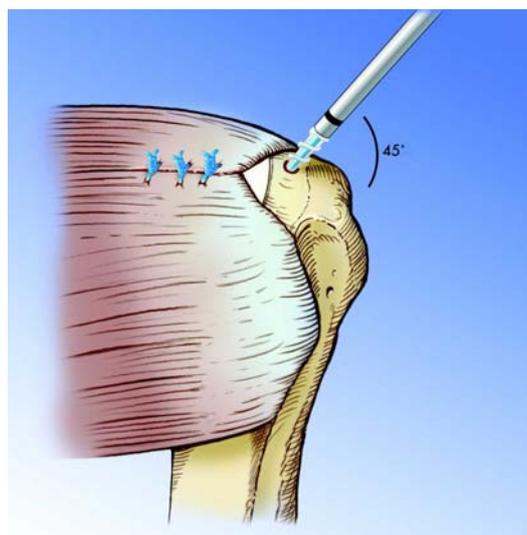


Abbildung 9: Implantation der „Bio-Corkscrew® FT“ im „Deadman’s angle“ von 45° am Beispiel des „Supraspinatusfootprints“ (mit freundlicher Genehmigung von Arthrex)

3.4.1 Transossäre U-Naht

Die transossäre U-Naht wurde als Standardrefixation in die Studie integriert (Abbildungen 10, 11 und 12).

Technik: Drei U-Nähte aus „FiberWire®“ der Stärke 2,0 wurden durch drei 1,5cm lange - als Fadenkanäle dienende - Knochenbrücken geknüpft.

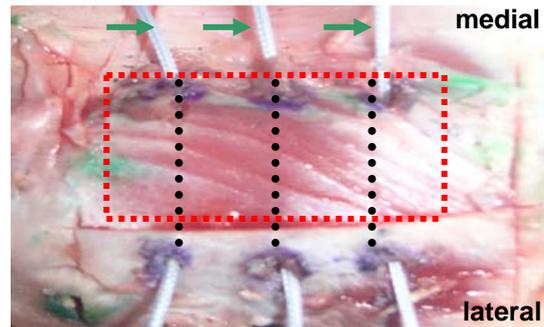


Abbildung 10: Nahaufnahme des „Footprints“ vor Refixation der Infraspinatussehne mit drei transossären U-Nähten: die drei „FiberWires®“ (drei grüne Pfeile) wurden jeweils durch eine 1,5cm lange Knochenbrücke am Tuberculum majus fixiert. Die drei schwarz gepunkteten parallelen Linien im Foto zeigen den Verlauf der Knochenbrücken, die in einem Abstand von 0,7cm zueinander angelegt wurden. Das rot gepunktete Rechteck im Foto markiert den Umfang des „Footprints“ von 2 x 1cm.

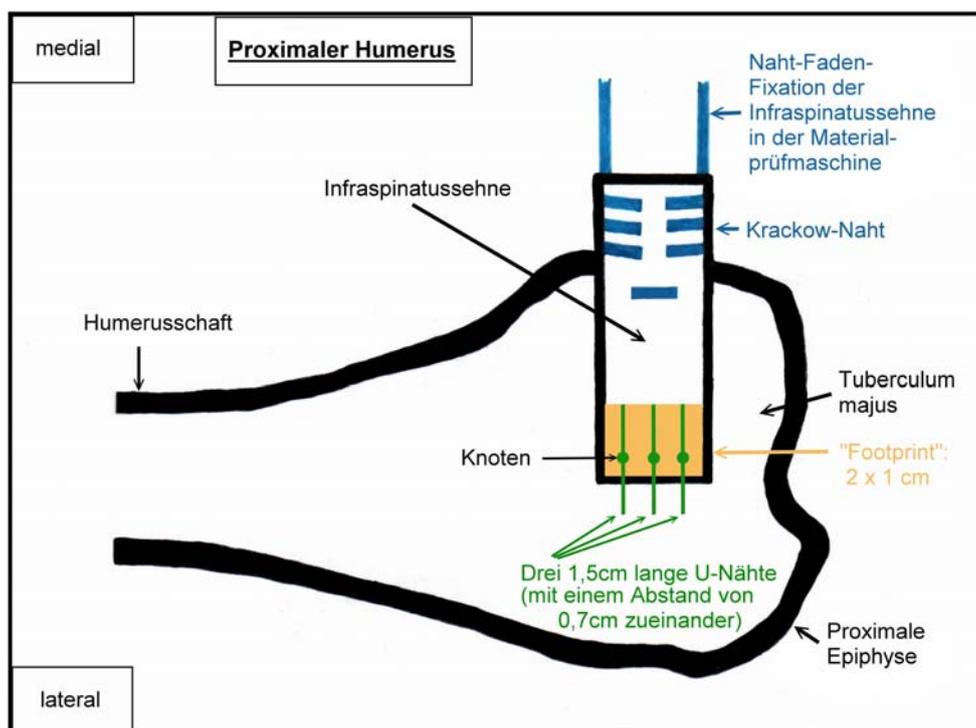


Abbildung 11: Schema der Infraspinatussehnenrefixation mit der transossären U-Naht: drei 1,5cm lange, parallel verlaufende U-Nähte (grüne Markierungen) refixierten den Sehnenansatz des M. infraspinatus (orange Fläche entspricht dem standardisierten „Footprint“: 2 x 1cm). Der Abstand zwischen den Nähten betrug 0,7cm.

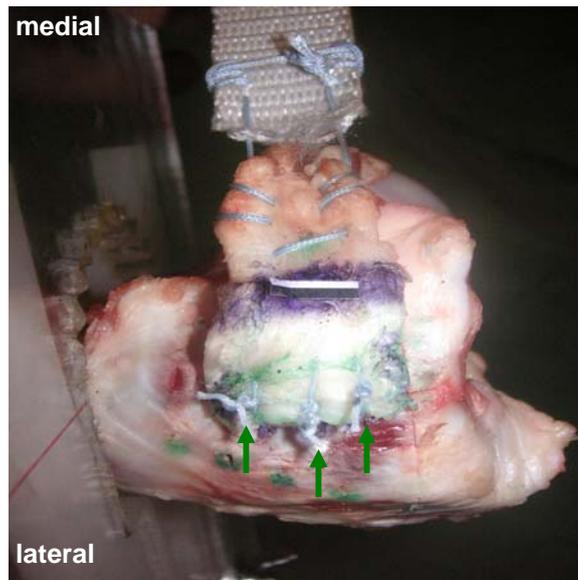


Abbildung 12: Foto der fertiggestellten Refixation des M. infraspinatus am Tuberculum majus mittels drei transossärer U-Nähte (drei grüne Pfeile).

3.4.2 „Single-row“-Ankerteknik mit dem „AutoCuff®“-System: „Opus Magnum®“-Corticalis-Verriegelungsanker in Kombination mit einer knotenlosen modifizierten Matratzennaht

Ankertyp: Der „Opus Magnum®“-Edelstahlanker ist ein Corticalis-Verriegelungsanker (ArthroCare Sportsmedicine; Stockholm, Schweden) (Abbildung 13), doppelt armiert mit „MagnumWire™“ Stärke 2,0 (ArthroCare Sportsmedicine; Stockholm, Schweden)

Technik: Mit dem „AutoCuff®“-System wurde nach Herstellerangaben die Infraspinatussehne mit vier knotenlosen modifizierten Matratzennähten und zwei „Opus Magnum®“-Corticalis-Verriegelungsankern refixiert. Die Anker wurden in 90° zum „Footprint“ implantiert. (Abbildungen 15, 16 und 17)

Komponenten: Das „AutoCuff®“-System ist Teil der „Opus™ Collection“ der Firma ArthroCare und besteht aus zwei Instrumenten:

- 1) „SmartStitch®“-Nahtzange, die modifizierte Matratzennähte („Incline Mattress™-Stitch“) automatisch erzeugt (Abbildung 14).
- 2) „Magnum® Knotless Implant“-Einführer platziert und verriegelt den Anker im Knochen; erlaubt ein Anspannen der Naht und eine knotenlose Nahtfixierung (Abbildung 14).

Hilfsinstrumente: „Magnum®“-Knochenstanze (Abbildung 14)



Abbildung 13: „Opus Magnum®“-Anker im „verriegelten“ Zustand



Abbildung 14: Instrumente für das „AutoCuff®“-System: von oben „Magnum® Knotless Implant“-Einführer, „SmartStitch®“-Nahtzange und die „Magnum®“-Knochenstanze

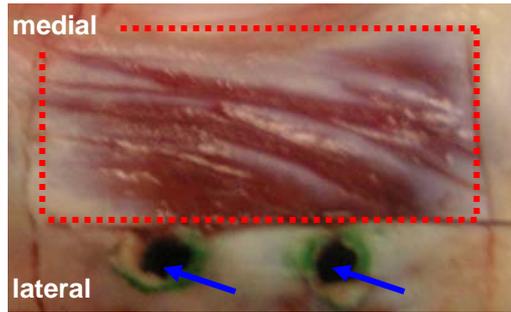


Abbildung 15: Nahaufnahme des „Footprints“ vor Refixation der Infraspinussehne mittels „Single-row“-Ankerteknik mit dem „AutoCuff®“-System: die Stanzlöcher (zwei blaue Pfeile) für die beiden „Opus Magnum®“-Anker wurden tangential zum lateralen Rand des „Footprints“, außerhalb des „Footprints“ und im Abstand von 0,7cm zueinander eingebracht. Der Umfang des „Footprints“ von 2 x 1cm ist im Foto als rot gepunktetes Rechteck markiert.

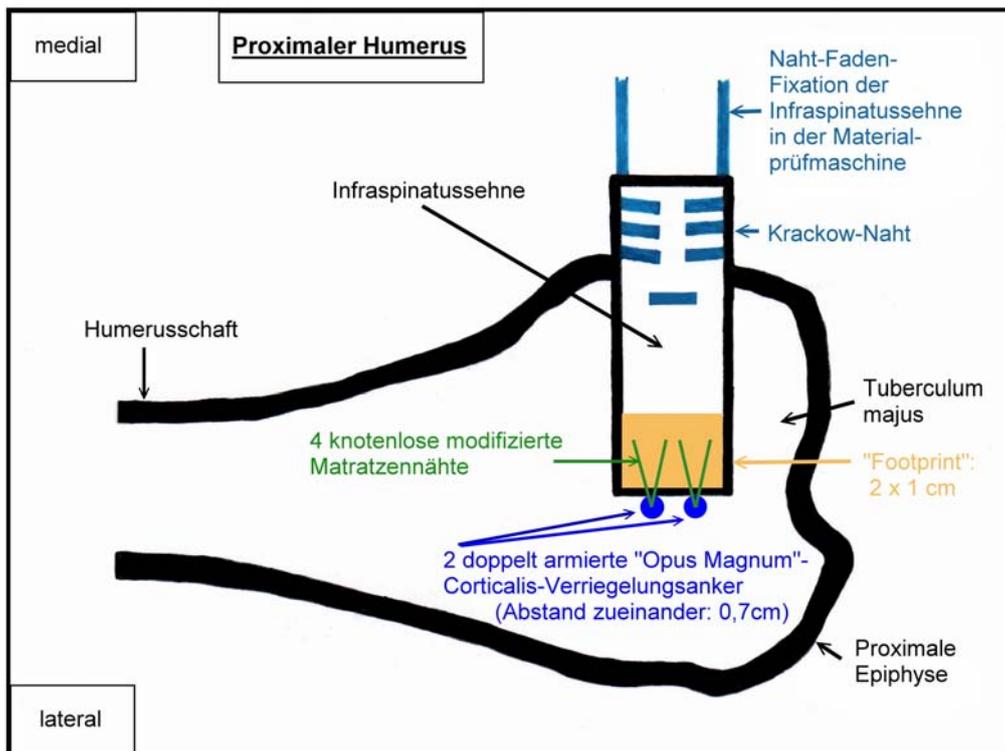


Abbildung 16: Schema der Infraspinussehnenrefixation mittels „Single-row“-Ankerteknik mit dem „AutoCuff®“-System: zwei doppelt armierte „Opus Magnum®“-Corticalis-Verriegelungsanker (zwei blaue Punkte) in Kombination mit vier knotenlosen modifizierten Matratzennähten (grüne Markierungen). Die Anker wurden tangential zum lateralen Rand des „Footprints“, außerhalb des „Footprints“ und in einem Abstand von 0,7cm zueinander implantiert.

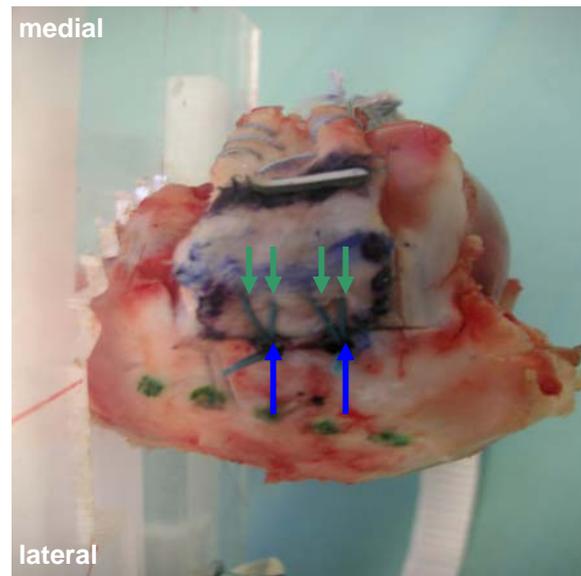


Abbildung 17: Foto der fertiggestellten Infraspinatussehnenrefixation mittels „Single-row“-Ankerteknik mit dem „AutoCuff®“-System: zwei doppelt armierte „Opus Magnum®“-Corticalis-Vriegelungsanker (blaue Pfeile) in Kombination mit vier knotenlosen modifizierten Matratzennähten (grüne Pfeile).

3.4.3 „Single-row“-Ankerteknik mit einer Reihe „Bio-Corkscrews® FT“ und arthroskopischer modifizierter Mason-Allen-Naht

Ankertyp: 5,5mm „Bio-Corkscrew FT®“-Schraubanker („FT“ steht für „Full Thread“ = Vollgewinde) (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) aus bioabsorbierbarem Polylactat-Kunststoff (PLLA, einem Polymer); doppelt armiert mit „FiberWire®“ Stärke 2,0 (Abbildung 18)

Technik: Nach Herstellerangaben wurden zwei doppelt armierte „Bio-Corkscrews®“ implantiert und mit einer arthroskopischen modifizierten Mason-Allen-Naht pro Anker [43, 106] kombiniert (Abbildungen 20, 21, 22 und 23). Die modifizierte Mason-Allen-Naht besteht aus einer Matratzennaht und einer U-Naht. Zuerst wird die Matratzennaht und dann die U-Naht geknüpft [106].

Hilfsinstrumente: „Bio-Corkscrew®“-Knochenstanze und -Handgriff zum Einschrauben der Anker (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) (Abbildung 19)



Abbildung 18: „Bio-Corkscrew® FT“ auf „Bio-Corkscrew®“-Handgriff befestigt



Abbildung 19: Von oben: „Bio-Corkscrew®“-Knochenstanze, 2x „Bio-Corkscrew®“-Handgriffe

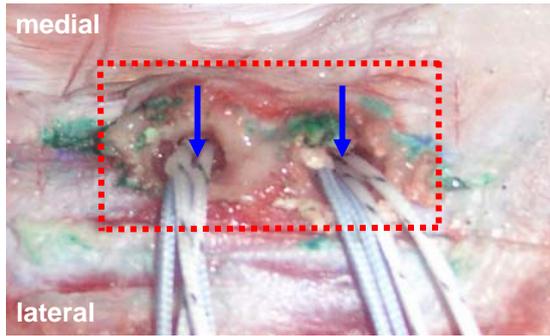


Abbildung 20: Nahaufnahme des „Footprints“ am Tuberculum majus vor Refixation der Infraspinatussehne mittels „Single-row“-Ankerteknik mit zwei auf dem Foto bereits implantierten, doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ (blaue Pfeile) und einer modifizierten Mason-Allen-Naht pro „Bio-Corkscrew®“.

Der Umfang des „Footprints“ von 2 x 1 cm ist im Foto als rot gepunktetes Rechteck markiert.

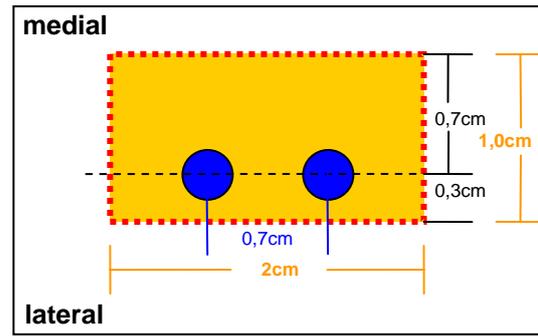


Abbildung 21: (Schema zur Abbildung 20): Die orange Fläche stellt den „Footprint“ mit einem Umfang von 2 x 1 cm (rot gepunktetes Rechteck) dar. Die beiden „Bio-Corkscrews®“ (blaue Punkte) wurden im „Footprint“ auf einer 0,3 cm medial des lateralen „Footprintrandes“ gedachten Parallelen (schwarz gestrichelte Gerade) implantiert. Der Abstand der Anker zueinander betrug 0,7 cm.

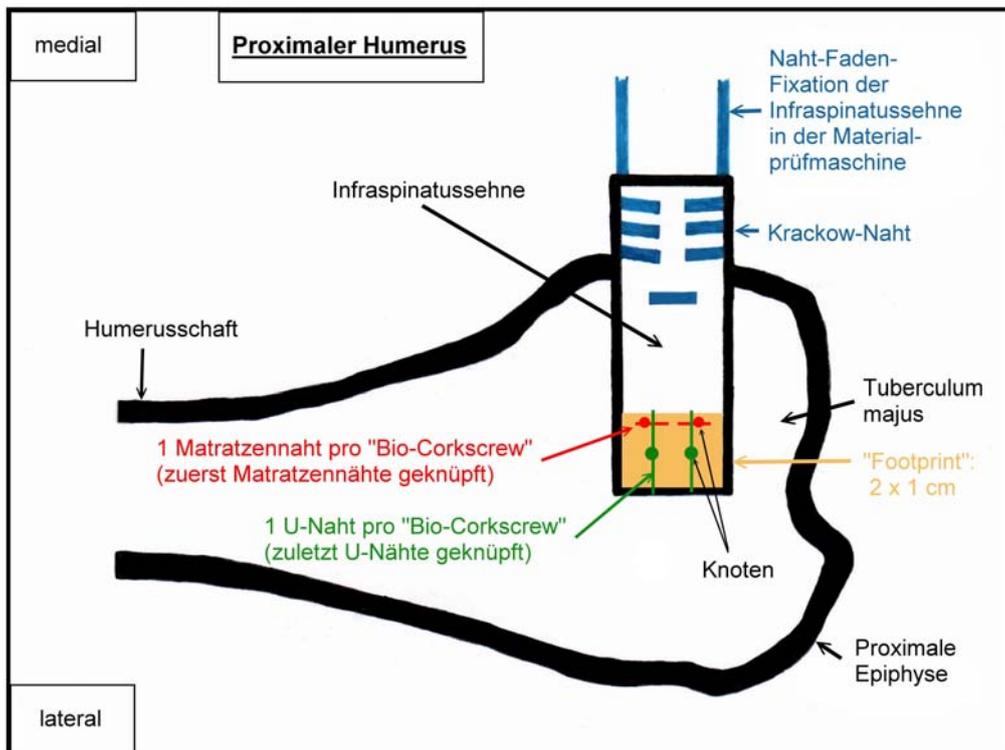


Abbildung 22: Schema der Infraspinatussehnenrefixation mittels „Single-row“-Ankerteknik mit zwei doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ (Anker im Schema nicht zu sehen, da sie unter der Sehne zu liegen kommen; vgl. Abbildungen 20 und 21) und einer modifizierten Mason-Allen-Naht pro „Bio-Corkscrew®“. Die modifizierte Mason-Allen-Naht setzt sich aus einer U-Naht (grüne Markierungen) und einer Matratzennaht (rote Markierungen) zusammen. Zuerst wird die Matratzennaht geknüpft und dann die U-Naht.

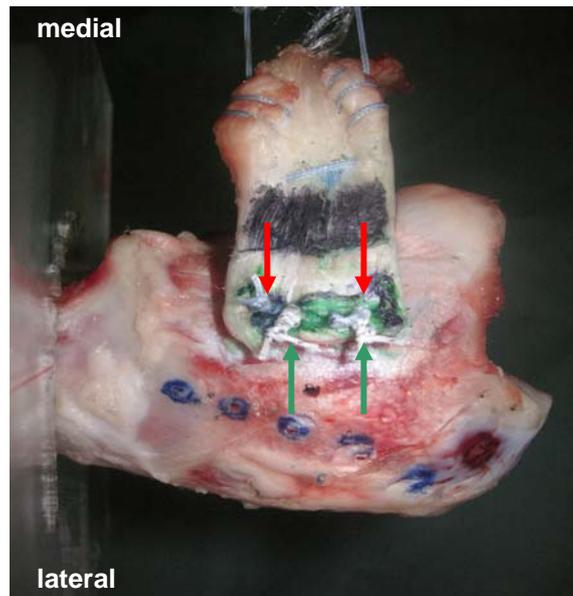


Abbildung 23: Foto der fertiggestellten „Single-row“-Refixierung mit zwei doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ und einer modifizierten Mason-Allen-Naht pro „Bio-Corkscrew®“. Zwei U-Nähte (grüne Pfeile) und zwei Matratzennähte (rote Pfeile) bildeten zwei modifizierte Mason-Allen-Nähte.

3.4.4 „Single-row“-Ankerteknik mit einer Reihe „Bio-Corkscrews® FT“ und Doppelmatratzennaht

Ankertyp: 5,5mm „Bio-Corkscrew® FT“-Schraubanker („FT“ steht für „Full Thread“ = Vollgewinde) (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) aus bioabsorbierbarem Polylactat-Kunststoff (PLLA, einem Polymer); doppelt armiert mit „FiberWire®“ Stärke 2,0 (Abbildung 18)

Technik: Nach Herstellerangaben wurden zwei doppelt armierte „Bio-Corkscrews®“ eingesetzt und die Sehne mit einer arthroskopischen Doppelmatratzennaht [122] pro Anker refixiert. (Abbildungen 24, 25, 26 und 27)

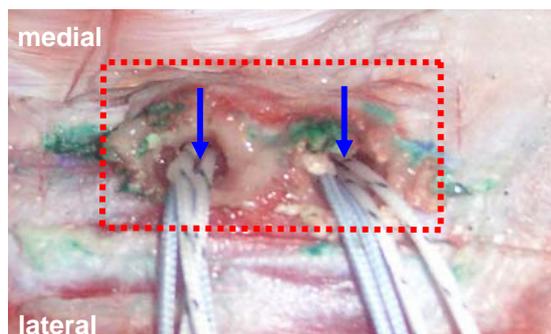


Abbildung 24: Nahaufnahme des „Footprints“ am Tuberculum majus vor Refixation der Infrapinatussehne mittels „Single-row“-Ankerteknik mit zwei auf dem Foto bereits implantierten, doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ (blaue Pfeile) und einer Doppelmatratzennaht pro „Bio-Corkscrew®“. Der Umfang des „Footprints“ von 2 x 1cm ist im Foto als rot gepunktetes Rechteck markiert.

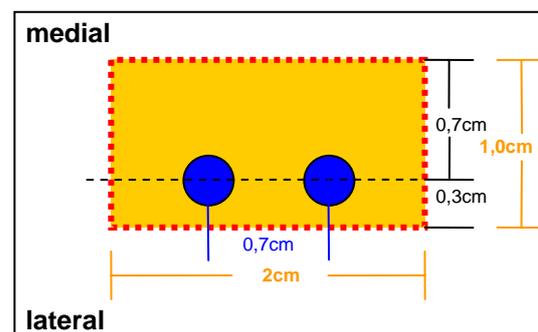


Abbildung 25: (Schema zur Abbildung 24): Die orange Fläche stellt den „Footprint“ mit einem Umfang von 2 x 1cm (rot gepunktetes Rechteck) dar. Die beiden „Bio-Corkscrews®“ (blaue Punkte) wurden im „Footprint“ auf einer 0,3cm medial des lateralen „Footprintrandes“ gedachten Parallelen (schwarz gestrichelte Gerade) implantiert. Der Abstand der Anker zueinander betrug 0,7cm.

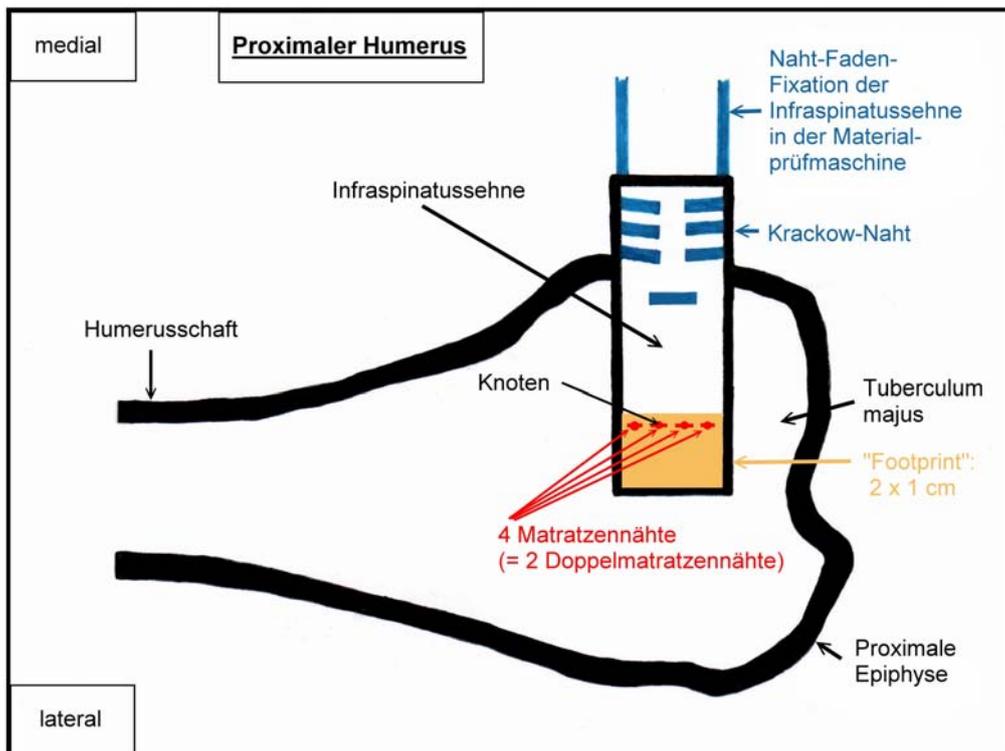


Abbildung 26: Schema der Infraspinatussehnenrefixation mittels „Single-row“-Ankerteknik mit zwei doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ (Anker im Schema nicht zu sehen, da sie unter der Sehne zu liegen kommen; vgl. Abbildungen 24 und 25) und einer Doppelmatratzennaht pro „Bio-Corkscrew®“. Mit jedem der vier „FiberWires®“ wurde jeweils eine Matratzennaht geknüpft. Dabei entstand pro Anker eine Doppelmatratzennaht.

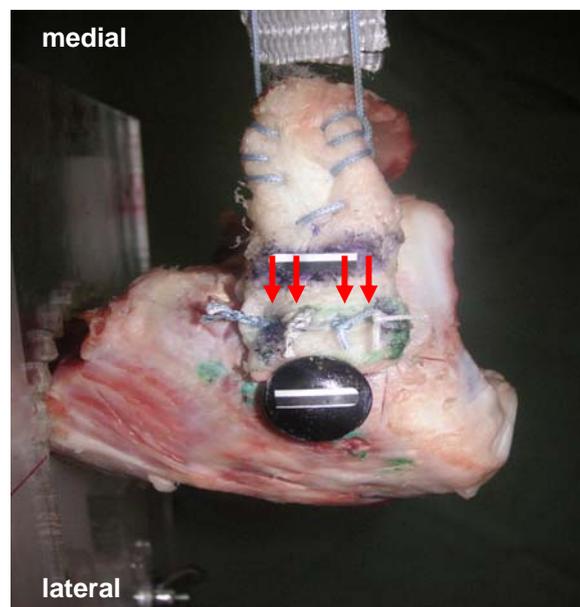


Abbildung 27: Foto der fertiggestellten „Single-row“-Rekonstruktion mit zwei doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ und zwei Doppelmatratzennähten (vier rote Pfeile)

3.4.5 „Double-row“-Ankerteknik mit zwei Reihen „Bio-Corkscrews® FT“ und arthroskopischer modifizierter Mason-Allen-Naht

Ankertyp: 5,5mm „Bio-Corkscrew® FT“-Schraubanker („FT“ steht für „Full Thread“ = Vollgewinde) (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) aus bioabsorbierbarem Polylactat-Kunststoff (PLLA, einem Polymer); doppelt armiert mit „FiberWire®“ Stärke 2,0 (Abbildung 18)

Technik: Vier doppelt armierte „Bio-Corkscrew® FT“-Fadenanker wurden in „Double-row“-Positionierung nach Herstellerangaben eingebracht. Alle Fäden für die vier arthroskopischen modifizierten Mason-Allen-Nähte [43, 106] wurden zunächst vorgelegt. Die Matratzennähte wurden dann vor den U-Nähten geknüpft. (Abbildungen 28, 29 und 30)

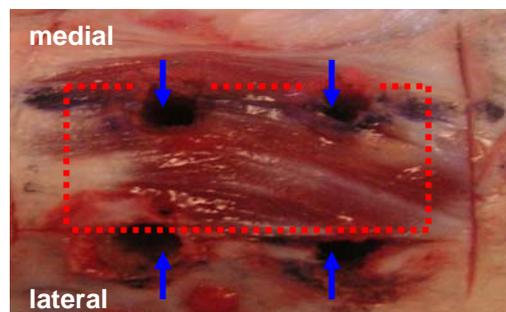


Abbildung 28: Nahaufnahme des „Footprints“ (rot gepunktetes Rechteck mit 2 x 1cm) am Tuberculum majus vor Refixation der Infraspinatussehne mittels „Double-row“-Ankerteknik mit vier doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ und vier modifizierten Mason-Allen-Nähten. Auf dem Foto sieht man die vier Stanzlöcher für die Anker (blaue Pfeile). Es wurde eine mediale und eine laterale Reihe Anker angelegt, die jeweils aus zwei „Bio-Corkscrews®“ bestanden. Die laterale Reihe wurde tangential an den lateralen „Footprintrand“, außerhalb des „Footprints“ und mit einem Abstand von 0,7cm zwischen den beiden Ankern implantiert. Die mediale Reihe „Bio-Corkscrews®“ wurde auf dem medialen „Footprintrand“ und ebenfalls mit einem 0,7cm großen Abstand der Anker zueinander eingebracht.

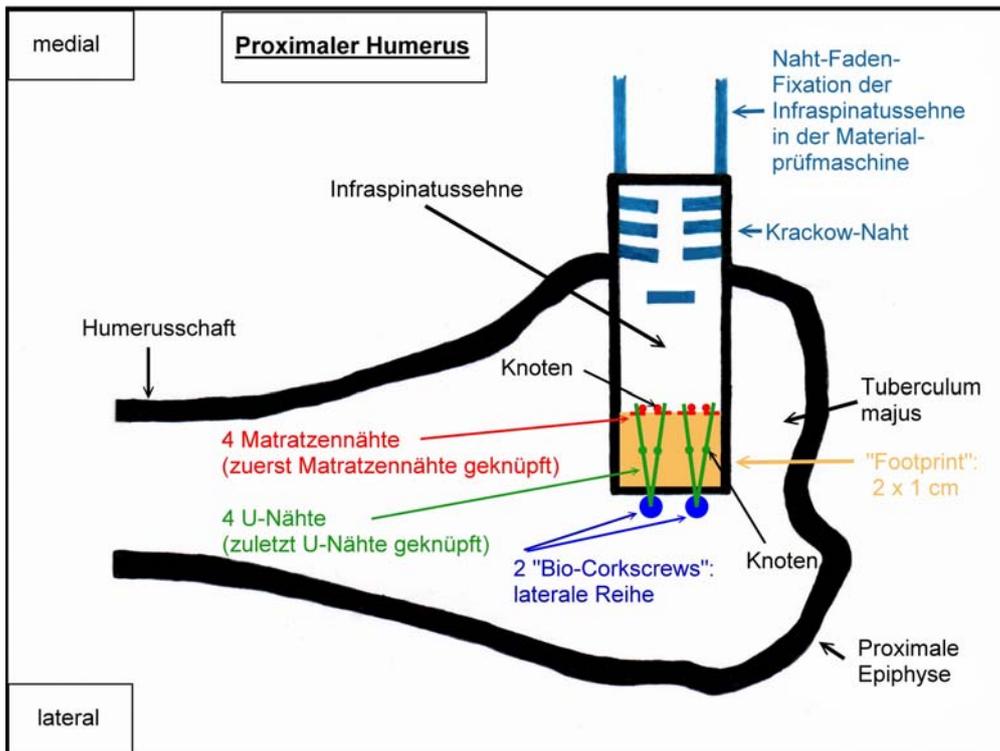


Abbildung 29: Schema der Infraspinatussehnenrefixation mittels „Double-row“-Ankerteknik mit vier doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ und vier modifizierten Mason-Allen-Nähten. Es wurde eine mediale und eine laterale Reihe Anker angelegt, die jeweils aus zwei „Bio-Corkscrews®“ bestanden. Die laterale Reihe wurde tangential an den lateralen „Footprintrand“, außerhalb des „Footprints“ und in einem Abstand von 0,7cm zwischen den beiden Ankern implantiert (zwei blaue Punkte). Die mediale Reihe „Bio-Corkscrews®“ ist im Schema nicht zu sehen, da sie unter der Sehne zu liegen kommt (vgl. Abbildung 28). Mit den insgesamt vier „FiberWires®“ der medialen Ankerreihe wurden zuerst vier Matratzennähte geknüpft (rote Markierungen). Dann wurden mit den insgesamt vier „FiberWires®“ der lateralen Ankerreihe vier U-Nähte gebunden (grüne Markierungen). Dabei entstanden vier modifizierte Mason-Allen-Nähte.

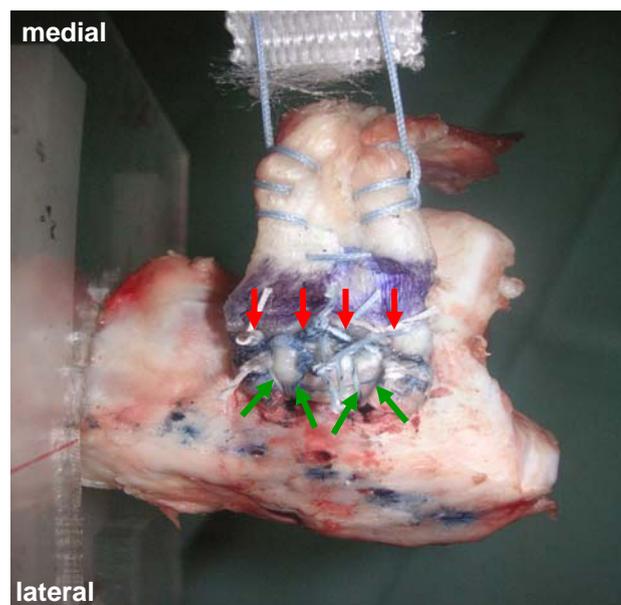


Abbildung 30: Foto der fertiggestellten „Double-row“-Rekonstruktion mit vier doppelt armierten „Bio-Corkscrews® FT“ und vier modifizierten Mason-Allen-Nähten: vier Matratzennähte (rote Pfeile) und vier U-Nähte (grüne Pfeile) bildeten insgesamt vier modifizierte Mason-Allen-Nähte.

3.4.6 „Double-row“-Ankerteknik mit einer Kombination aus einer medialen Reihe „Bio-Corkscrews® FT“ und einer lateralen Reihe „Bio-PushLocks™“ in der „SutureBridge™“-Technik

Ankertyp: 1) 5,5mm „Bio-Corkscrew® FT“-Schraubanker („FT“ steht für „Full Thread“ = Vollgewinde) (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) aus bioabsorbierbarem Polylactat-Kunststoff (PLLA, einem Polymer); einfach armiert mit „FiberWire®“ Stärke 2,0 (Abbildung 18)

2) 3,5mm „Bio-PushLock™“-Pressfitanker (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) aus bioabsorbierbarem Polylactat-Kunststoff (PLLA, einem Polymer) (Abbildung 31)

Technik: Nach Herstellerangaben wurde die Implantation zweier einfach armierter „Bio-Corkscrews®“ in medialer Reihe durchgeführt. Mit dem „FiberWire®“ jeder medialen „Bio-Corkscrew®“ wurde jeweils eine arthroskopische Matratzennaht geknüpft. Die vier Fadenenden der beiden so entstandenen Matratzennähte wurden nicht abgeschnitten. Zwei davon wurden gekreuzt, und alle vier Fadenenden wurden dann lateral des „Footprints“ nochmals mit zwei „Bio-PushLocks™“ nach Herstellerangaben gespannt und fixiert („SutureBridge™“-Technik). (Abbildungen 33, 34 und 35)

Hilfsinstrumente: „Bio-PushLock™“-Knochenstanze und -Handgriff (Abbildung 32)



Abbildung 31: „Bio-PushLock™“-Pressfitanker auf „Bio-PushLock™“-Handgriff befestigt

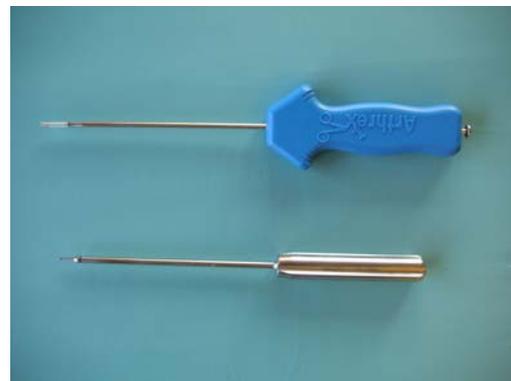


Abbildung 32: von oben: „Bio-PushLock™“-Handgriff und „Bio-PushLock™“-Knochenstanze

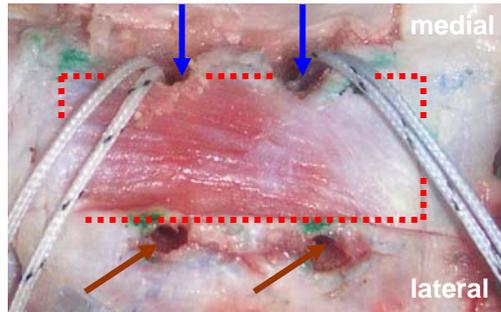


Abbildung 33: Nahaufnahme des „Footprints“ (rot gepunktetes Rechteck mit 2 x 1cm) am Tuberculum majus vor Refixation der Infraspinatussehne mittels „Double-row“-Ankerteknik mit einer Kombination aus einer medialen Reihe einfach armierter „Bio-Corkscrews® FT“ (zwei blaue Pfeile) und einer lateralen Reihe „Bio-PushLocks™“. Auf dem Foto wurden die beiden „Bio-Corkscrews®“ bereits implantiert. Sie wurden auf dem medialen „Footprintrand“ in einem Abstand von 0,7cm zueinander eingeschraubt. Die beiden „Bio-PushLocks™“ wurden hingegen noch nicht eingepflanzt. Ihre Stanzlöcher (zwei braune Pfeile) wurden tangential an den lateralen „Footprintrand“, außerhalb des „Footprints“ und ebenfalls in einem Abstand von 0,7cm zueinander eingebracht.

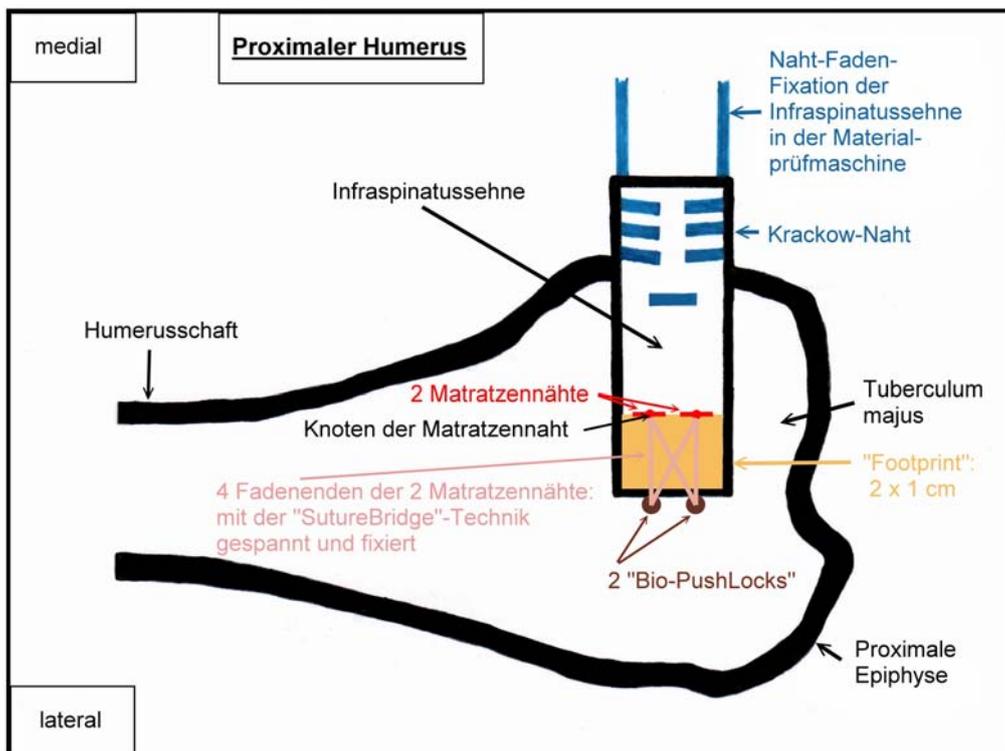


Abbildung 34: Schema der Infraspinatussehnenrefixation mittels „Double-row“-Ankerteknik mit einer Kombination aus einer medialen Reihe einfach armierter „Bio-Corkscrews® FT“ (die mediale Reihe aus „Bio-Corkscrews®“ ist im Schema nicht zu sehen, da sie unter der Sehne zu liegen kommt; vgl. Abbildung 33) und einer lateralen Reihe „Bio-PushLocks™“ (braune Markierungen) in der „SutureBridge™“-Technik. Mit den beiden medialen einfach armierten „Bio-Corkscrews®“ wurde die Infraspinatussehne zuerst durch zwei Matratzennähte fixiert (rote Markierungen). Die insgesamt vier Fadenenden der Knoten beider Matratzennähte (lachsarbene Markierungen) wurden nicht abgeschnitten, sondern durch die beiden „Bio-PushLocks™“ gespannt und fixiert. Dabei wurde das eine Fadenende einer Matratzennaht mit dem gleichseitigen „Bio-PushLock™“ und das andere Fadenende gekreuzt mit dem gegenüberliegenden „Bio-PushLock™“ festgemacht. Die Ansatzfläche der distalen Infraspinatussehne wurde dadurch auf den „Footprint“ gepresst.

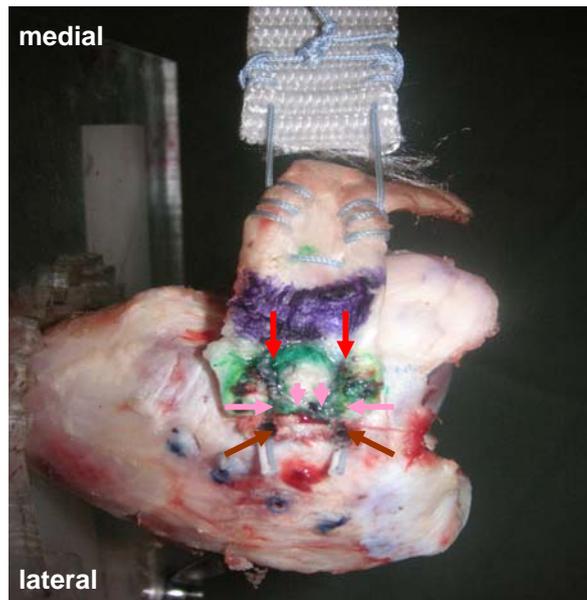


Abbildung 35: Foto der fertiggestellten „Double-row“-Ankerteknik mit einer Kombination aus einer medialen Reihe einfach armierter „Bio-Corkscrews® FT“ (die mediale Reihe „Bio-Corkscrews®“ ist im Foto nicht zu sehen, da sie unter der Sehne zu liegen kommt; vgl. Abbildung 33) und einer lateralen Reihe „Bio-PushLocks™“ (zwei braune Pfeile) in der „SutureBridge™“-Technik. Die beiden roten Pfeile markieren die zwei Matratzennähte. Die vier lachsfarbene Pfeile zeigen auf die vier ungekreuzt und gekreuzt verlaufenden Fadenenden der Matratzennähte, die mittels der beiden lateralen „Bio-PushLocks™“ in der „SutureBridge™“-Technik gespannt und fixiert wurden.

3.5 Versuchsaufbau

Die Fixation des Humerus mit der rekonstruierten Infraspinatussehne erfolgte in einer speziell dafür entwickelten Halterung. Das mediale Ende der Infraspinatussehne wurde mittels „FiberWire®“ der Stärke 5,0 (Arthrex GmbH; Karlsfeld, Deutschland) in der Krackow-Nahttechnik [59] an ein spezielles Polypropylen-Polyester-Gewebeband (Breite 22,5mm; Dicke 1,5mm) angenäht [15, 47, 80]. Dieses Konstrukt hatte sich in Vorversuchen als sehr stabile Fixierungsmethode bewährt. Das andere Ende des Bands wurde in die obere Halterung der Materialprüfmaschine eingespannt. (Abbildungen 36 und 37). Eine Messmarke für das Videoextensometer wurde sowohl auf dem Tuberculum majus, als auch auf der Infraspinatussehne angebracht (Abbildung 36).

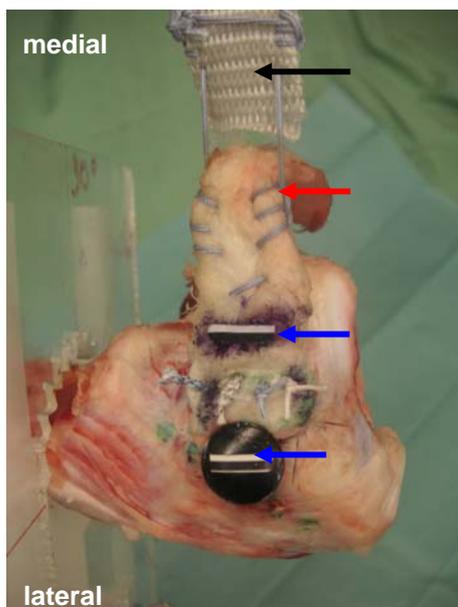


Abbildung 36: Vorbereitetes Präparat mit am Tuberculum majus refixierter Infraspinatussehne; zwei schwarz-weiße Messmarken (blaue Pfeile); mit „FiberWire®“ der Stärke 5 und der Krackow-Nahttechnik (roter Pfeil) am Polypropylen-Polyester-Gewebeband (schwarzer Pfeil) fixierte Sehne

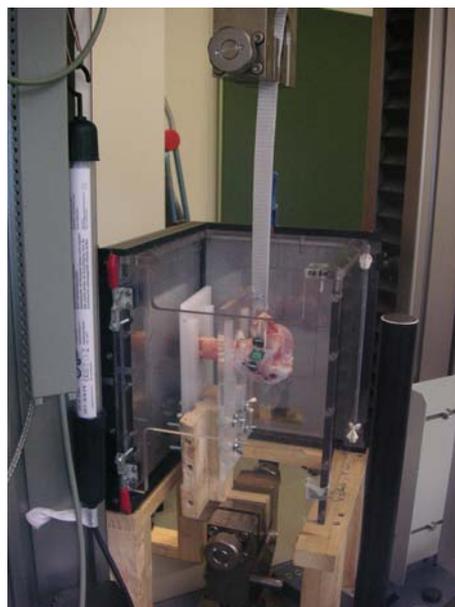


Abbildung 37: Eingespanntes Präparat in der Materialprüfmaschine; oben über ein Polypropylen-Polyester-Gewebeband und unten durch eine speziell konstruierte Halterung

Durch die speziell angefertigte Halterung wurde eine Zugrichtung der Infraspinatussehne in 45°-Rotation und in 90° zur humeralen Achse eingestellt, um die anatomische Zugrichtung der menschlichen Supraspinatussehne zu imitieren [58, 69] (Abbildungen 38 und 39).

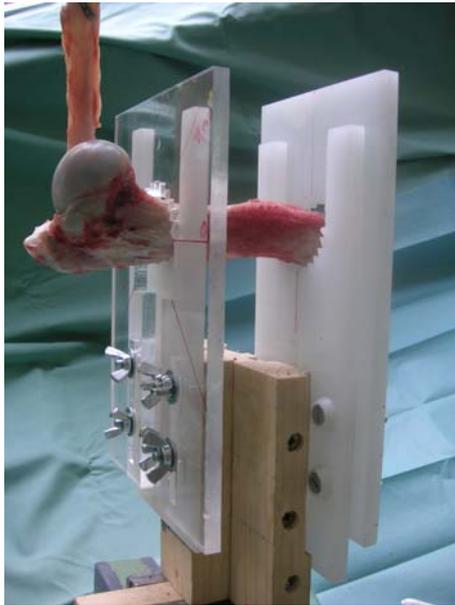


Abbildung 38: Speziell konstruierte Halterung



Abbildung 39: Zugrichtung der Infraspinatussehne in 45°-Rotation und in 90° zur humeralen Achse

3.6 Versuchsablauf

3.6.1 Zyklische Belastung bis zur maximalen Versagenslast

Die Infraspinatussehnenrefixationen wurden bei Raumtemperatur stufenweise ansteigenden, zyklischen [15] Zugbelastungen bis 200N (=Newton) ausgesetzt [47, 58]. Hielten die Refixationen mehr als eine zyklische Zugbelastung von 200N aus, wurde ab dann bis zum Versagen maximal belastet. Das zyklische Kraftstufenschema stieg von 40N in zwanziger Schritten bis 200N an, wobei pro Kraftstufe 50 Zyklen ausgeführt wurden (Abbildung 40). Eine Vorlast von 10N [58, 70] und eine Traversengeschwindigkeit von 33mm/s [15] wurden konfiguriert. Ein Versagen und damit das Prüfungsende wurde als das Unterschreiten der Kraftabschaltschwelle programmiert. Die Kraftabschaltschwelle lag in dieser Studie bei 50% der im jeweiligen Versuch bereits aufgewendeten größten Kraft. Die maximale Versagenslast einer Sehnenrefixation wurde als die größte Kraftaufwendung während des gesamten Versuchs definiert [69].

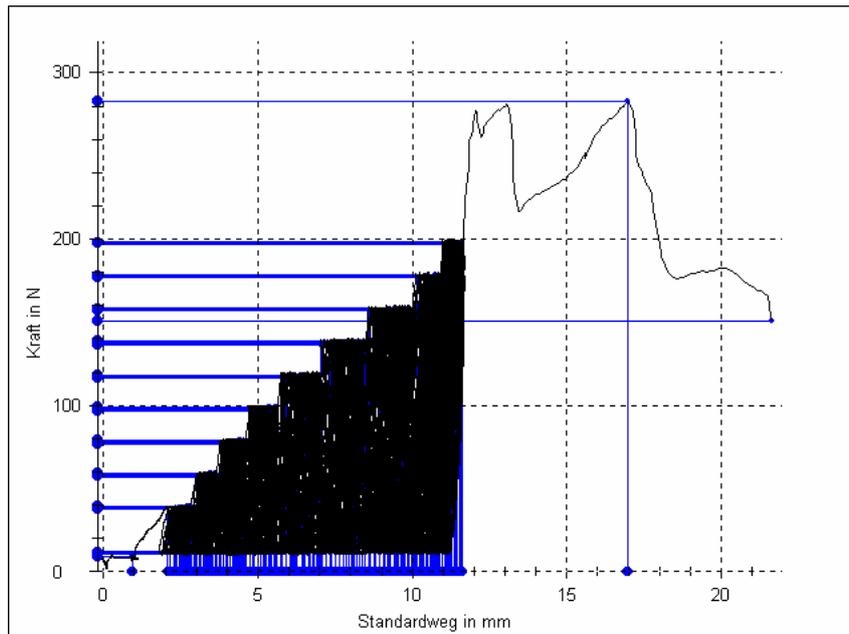


Abbildung 40: Das Diagramm aus dem „TestXpert“-Programm zeigt das zyklische Kraftstufenschema von 40N in zwanziger Schritten bis 200N. Ab 200N wurde maximal bis zum Versagen belastet (hier: über 280N).

Über das Videoextensometer erfolgte eine optische Messung der Dislokation der RM-Refixation unter zyklischer Belastung.

3.6.2 Versagensmodus

Neben der Elongation unter zyklischer Belastung und der maximalen Versagenslast wurde der Versagensmodus analysiert.

3.7 Statistik

Eine a priori Poweranalyse wurde vorgenommen.

Als statistische Auswerteverfahren wurden der „Oneway ANOVA Test“ (ANOVA= „Analysis of Variance“) und der „Scheffé Test“ (Post Hoc Test) angewendet. Eine Bestimmung von Mittelwerten und Standardabweichungen erfolgte. Die statistische Signifikanz wurde für $P < 0,05$ festgelegt.

Die Auswertung und Darstellung der Studiendaten wurden mit „Excel“ (Microsoft, USA) und „SPSS“ (=„Statistical Product and Service Solutions“, gleichnamige Firma: SPSS, Chicago, USA) durchgeführt.

4 Ergebnisse

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

4.1 Maximale Versagenslast (=Fmax)

Die „Double-row“-Refixation mit vier doppelt armierten Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht zeigte mit $398,4 \pm 97,9\text{N}$ die signifikant höchste Fmax verglichen mit der transossären U-Naht ($104,6 \pm 21,1\text{N}$; $p < 0,0001$), dem „Single-row“-AutoCuff-System mit modifizierter Matratzennaht ($162,4 \pm 12,8\text{N}$; $p < 0,0001$), der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($255,8 \pm 72,6\text{N}$; $p=0,003$) bzw. mit Doppelmatratzennaht ($290,5 \pm 56,3\text{N}$; $p=0,043$) und der „Double-row“-Rekonstruktion mit Corkscrews und PushLocks ($162,8 \pm 58,8\text{N}$; $p < 0,0001$) (Abbildung 41 und Tabelle 4).

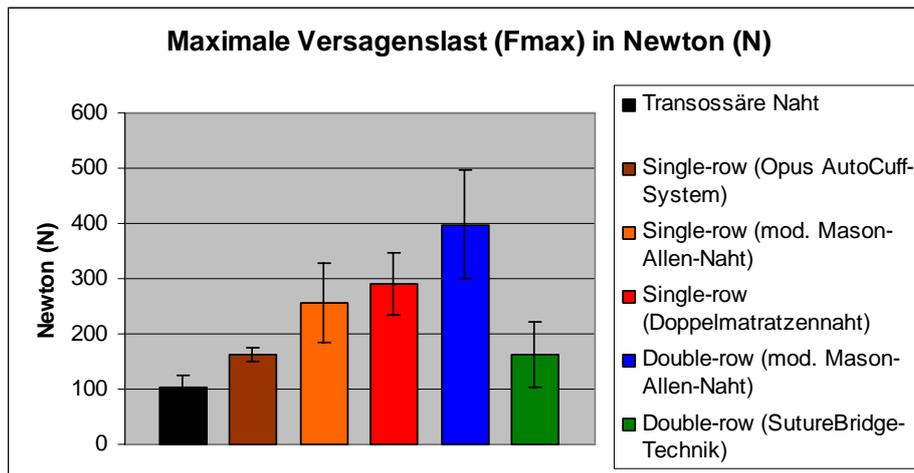


Abbildung 41: Fmax (entspricht dem Mittelwert der jeweiligen Refixationstechnik) in Newton (N) mit Standardabweichung der sechs Refixationstechniken im Vergleich

Tabelle 4: Fmax (Mittelwert) in Newton (N) der „Double-row“-Refixierung mit vier Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen-Naht) im Vergleich zu den restlichen fünf Refixationstechniken

<u>RM-Refixationstechniken</u>	<u>Fmax in N (Mittelwert)</u>	<u>Standard-abweichung (s)</u>	<u>Signifikanz (p)</u>
Transossäre Naht	104,6	21,1	<0,0001
„Single-row“-AutoCuff-System (modifizierte Matratzennaht)	162,4	12,8	<0,0001
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	255,8	72,6	0,003
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (Doppelmatzennaht)	290,5	56,3	0,043
„Double-row“ mit 4 Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	398,4	97,9	
„Double-row“ mit Bio-Corkscrew FT und Bio-PushLock (SutureBridge™-Technik)	162,8	58,8	<0,0001

Für die „Single-row“-Refixierung mit den beiden doppelt armierten Corkscrews in Kombination mit der Doppelmatratzennaht wurde eine signifikant höhere Fmax gefunden als für die transossäre U-Naht ($p < 0,0001$), das AutoCuff-System ($p = 0,009$) und die „Double-row“-Rekonstruktion mit Corkscrews und PushLocks ($p = 0,009$). Kein signifikanter Unterschied präsentierte sich für die Fmax zwischen der „Single-row“-Corkscrew-Technik mit Doppelmatratzennaht und der „Single-row“-Corkscrew-Rekonstruktion mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($p = 0,932$). (Tabelle 5)

Tabelle 5: Fmax (Mittelwert) in Newton (N) der „Single-row“-Corkscrew-Technik mit Doppelmatratzennaht im Vergleich zu den anderen RM-Refixierungen; „ns“ (= nicht signifikant)

<u>RM-Refixationstechniken</u>	<u>Fmax (Mittelwert)</u>	<u>Standard-abweichung (s)</u>	<u>Signifikanz (p)</u>
Transossäre Naht	104,6	21,1	<0,0001
„Single-row“-AutoCuff-System (modifizierte Matratzennaht)	162,4	12,8	0,009
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	255,8	72,6	ns
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (Doppelmatzennaht)	290,5	56,3	
„Double-row“ mit 4 Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	398,4	97,9	0,043
„Double-row“ mit Bio-Corkscrew FT und Bio-PushLock (SutureBridge™-Technik)	162,8	58,8	0,009

4.2 Elongation unter zyklischer Belastung

Die Elongation unter zyklischer Belastung wurde an vier Stellen des Kraftstufenschemas analysiert. Eine Auswertung der Elongationswerte erfolgte zu Beginn nach 50 Zyklen mit 40N, dann nach 50 Zyklen mit 100 bzw. 160N und schließlich nach 50 Zyklen höchster zyklischer Belastung mit 200N (Tabelle 6 und 7).

Tabelle 6: Elongation (Mittelwert) in Millimeter (mm) unter zyklischer Belastung der „Double-row“-Refixierung mit vier Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen-Naht) im Vergleich zu den restlichen fünf Refixationstechniken; „ns“ (= nicht signifikant)

Technik	Elongation (mm) bei 40N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 100N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 160N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 200N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)
1	2,9	1,0	0,017	8,7	0,3	<0,0001	---	---	---	---	---	---
2	2,3	1,0	ns	6,2	2,2	0,002	8,4	3,5	ns	---	---	---
3	3,2	1,1	0,003	6,4	1,3	0,001	9,7	1,2	0,031	12,3	2,0	0,036
4	2,0	0,5	ns	3,8	0,6	ns	6,4	1,9	ns	9,6	5,9	ns
5	1,3	0,4		3,1	1,0		4,5	1,1		5,8	1,6	
6	1,9	0,8	ns	5,9	0,9	0,008	15,9	7,8	0,0001	---	---	---

Legende:

1 Transossäre Naht

2 „Single-row“-AutoCuff-System (modifizierte Matratzennaht)

3 „Single-row“-Bio-Corkscrew FT (modifizierte Mason-Allen-Naht)

4 „Single-row“-Bio-Corkscrew FT (Doppelmatratzennaht)

5 „Double-row“ mit 4 Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen-Naht)

6 „Double-row“ mit Bio-Corkscrew FT und Bio-PushLock (SutureBridge™- Technik)

Tabelle 7: Elongation (Mittelwert) in Millimeter (mm) unter zyklischer Belastung der „Single-row“-Corkscrew-Technik mit Doppelmatratzennaht im Vergleich zu den anderen RM-Refixierungen; „ns“ (= nicht signifikant)

Technik	Elongation (mm) bei 40N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 100N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 160N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)	Elongation (mm) bei 200N (Mittelwert)	Standardabweichung (s)	Signifikanz (p)
1	2,9	1,0	ns	8,7	0,3	<0,0001	---	---	---	---	---	---
2	2,3	1,0	ns	6,2	2,2	0,037	8,4	3,5	ns	---	---	---
3	3,2	1,1	ns	6,4	1,3	0,019	9,7	1,2	ns	12,3	2,0	ns
4	2,0	0,5		3,8	0,6		6,4	1,9		9,6	5,9	
5	1,3	0,4	ns	3,1	1,0	ns	4,5	1,1	ns	5,8	1,6	ns
6	1,9	0,8	ns	5,9	0,9	ns	15,9	7,8	0,001	---	---	---

Legende:

1 Transossäre Naht

2 „Single-row“-AutoCuff-System (modifizierte Matratzennaht)

3 „Single-row“-Bio-Corkscrew FT (modifizierte Mason-Allen-Naht)

4 „Single-row“-Bio-Corkscrew FT (Doppelmatratzennaht)

5 „Double-row“ mit 4 Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen-Naht)

6 „Double-row“ mit Bio-Corkscrew FT und Bio-PushLock (SutureBridge™- Technik)

4.2.1 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 40N

Nach 50 Zyklen mit einer Belastung von 40N präsentierte sich die „Double-row“-Refixation mit vier Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht ($1,3 \pm 0,4\text{mm}$) gegenüber zwei Techniken, der transossären U-Naht ($2,9 \pm 1,0\text{mm}$; $p=0,017$) und der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($3,2 \pm 1,1\text{mm}$; $p=0,003$), mit einer signifikant kleineren Elongation (Tabelle 6 und Abbildung 42). Die „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit Doppelmatratzennaht ($2,0 \pm 0,5\text{mm}$) zeigte keine signifikant kleinere Elongation im Vergleich zu den anderen Refixationstechniken (Tabelle 7).

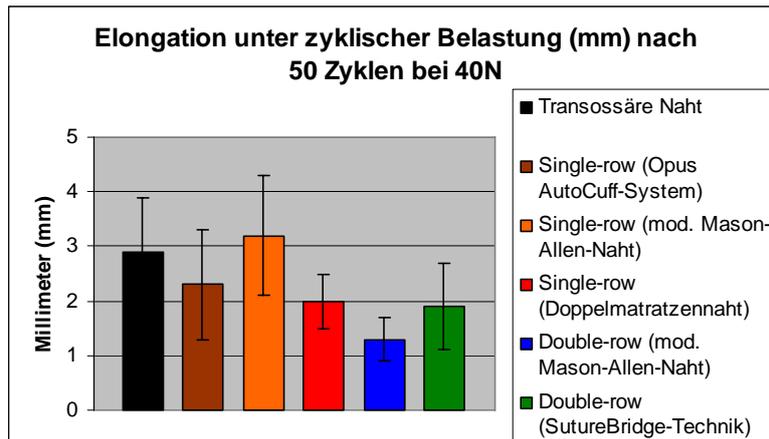


Abbildung 42: Elongation unter zyklischer Belastung in Millimeter (mm) mit Standardabweichung nach 50 Zyklen bei einer Belastung von 40 Newton (N)

4.2.2 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 100N

Nach 50 Zyklen unter einer Belastung von 100N wurde für die „Double-row“-Refixation mit vier Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht eine signifikant kleinere Elongation ($3,1 \pm 1,0\text{mm}$) beobachtet als für die transossäre U-Naht ($8,7 \pm 0,3\text{mm}$; $p < 0,0001$), das AutoCuff-System ($6,2 \pm 2,2\text{mm}$; $p = 0,002$), die „Double-row“-Rekonstruktion mit Corkscrews und PushLocks ($5,9 \pm 0,9\text{mm}$; $p = 0,008$) und die „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($6,4 \pm 1,3\text{mm}$; $p = 0,001$) (Tabelle 6 und Abbildung 43). Keinen signifikanten Elongationsunterschied unter zyklischer Belastung zeigte die „Double-row“-Corkscrew-Methode der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit Doppelmatratzennaht gegenüber ($p = 0,922$). Die „Single-row“-Corkscrew-Technik mit Doppelmatratzennaht ($3,8 \pm 0,6\text{mm}$) wies eine signifikant kleinere Elongation auf als die transossäre U-Naht ($p < 0,0001$) (Tabelle 7).

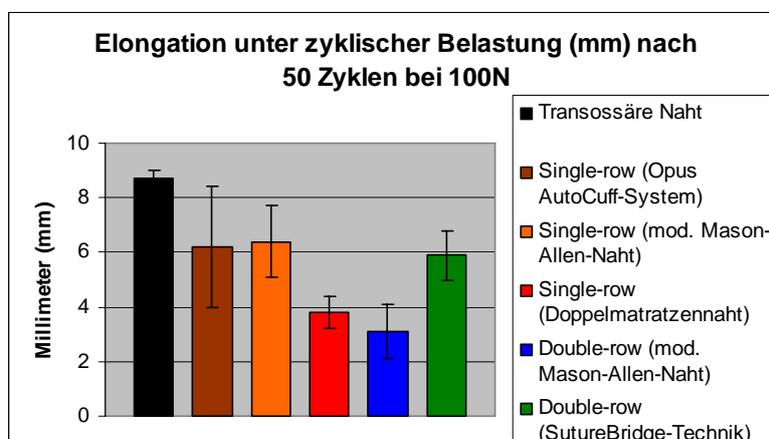


Abbildung 43: Elongation unter zyklischer Belastung in Millimeter (mm) mit Standardabweichung nach 50 Zyklen bei einer Belastung von 100 Newton (N)

4.2.3 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 160N

Nach 50 Zyklen mit einer Belastung von 160N zeigte sich eine signifikant kleinere Elongation für die „Double-row“-Rekonstruktion mit vier Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht ($4,5 \pm 1,1\text{mm}$) im Vergleich zu der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit modifizierter Mason-Allen-Naht ($9,7 \pm 1,2\text{mm}$; $p=0,031$) und der „Double-row“-Refixierung mit Corkscrews und PushLocks ($15,9 \pm 7,8\text{mm}$; $p<0,0001$). Kein signifikanter Unterschied wurde im Vergleich zu der AutoCuff-Technik ($8,4 \pm 3,5\text{mm}$; $p=0,544$) und der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit Doppelmatratzennaht ($6,4 \pm 1,9\text{mm}$; $p=0,783$) gefunden (Tabelle 6 und Abbildung 44). Letztere präsentierte eine signifikant kleinere Elongation unter zyklischer Belastung bei 160N im Vergleich zur „Double-row“-Rekonstruktion mit Corkscrews und PushLocks ($p=0,001$) (Tabelle 7). Die transossäre Refixierung mit U-Nähten konnte wegen ihrer niedrigeren maximalen Versagenslast nicht mehr zum Vergleich bei 160N herangezogen werden.

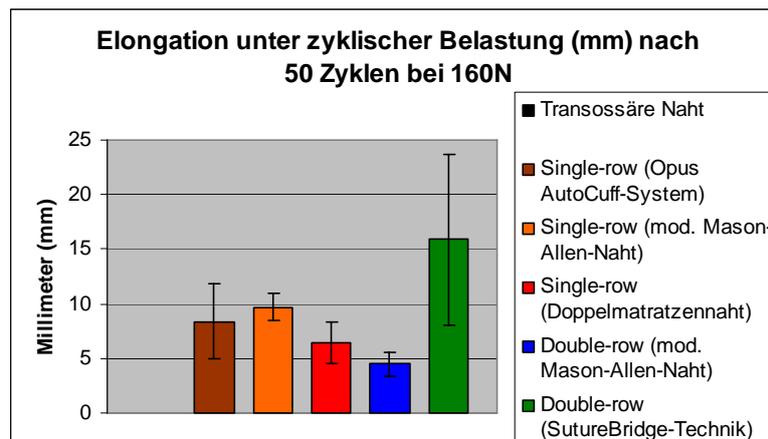


Abbildung 44: Elongation unter zyklischer Belastung in Millimeter (mm) mit Standardabweichung nach 50 Zyklen bei einer Belastung von 160 Newton (N); die transossäre U-Naht konnte bei 160N wegen ihrer niedrigeren maximalen Versagenslast nicht mehr zum Vergleich herangezogen werden

4.2.4 Elongation unter zyklischer Belastung nach 50 Zyklen bei 200N

Nach der höchsten zyklischen Belastung mit 50 Zyklen bei 200N konnte die „Double-row“-Rekonstruktion mit vier Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht ($5,8 \pm 1,6\text{mm}$) nur noch mit den „Single-row“-Corkscrew-Refixierungen mit der Mason-Allen-Naht-Technik ($12,3 \pm 2,0\text{mm}$; $p=0,036$) und der Doppelmatratzennaht-Technik ($9,6 \pm 5,9\text{mm}$; $p=0,229$) verglichen werden (Tabelle 6 und Abbildung 45). Dabei zeigte sich nur eine signifikant kleinere Elongation gegenüber der „Single-row“-

Corkscrew-Refixierung mit der Mason-Allen-Naht, nicht aber gegenüber der „Single-row“-Corkscrew-Refixation mit der Doppelmatratzennaht.

Kein signifikanter Unterschied wurde nach 50 Zyklen bei 200N zwischen den beiden doppelt armierten „Single-row“-Corkscrew-Techniken gefunden ($p=0,49$) (Tabelle 7).

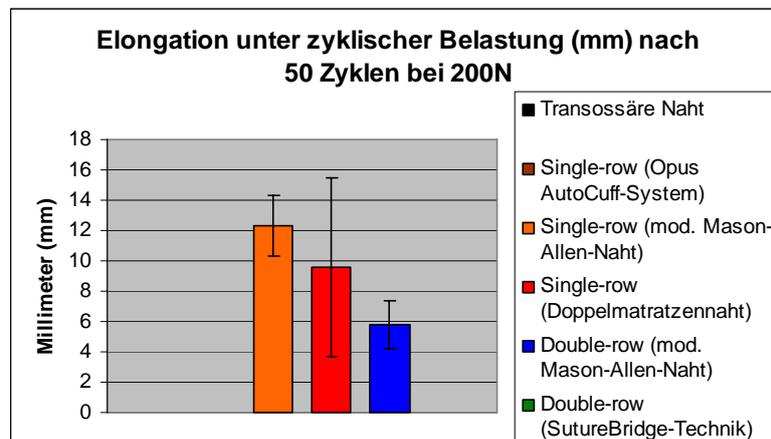


Abbildung 45: Elongation unter zyklischer Belastung in Millimeter (mm) mit Standardabweichung nach 50 Zyklen bei einer Belastung von 200 Newton (N); bei 200N konnten nur noch drei Methoden verglichen werden: „Single-row“-Corkscrew-Technik mit modifizierter Mason-Allen-Naht, „Single-row“-Corkscrew-Refixierung mit Doppelmatratzennaht, „Double-row“-Rekonstruktion mit vier Corkscrews und modifizierter Mason-Allen-Naht

4.3 Versagensmodi

Sehnen-, Anker- und Knochenbrückenausrisse waren die drei beobachteten Versagensmodi der Studie (Tabelle 8 und Abbildungen 46, 47 und 48). Die Sehnen-Faden-Verbindung zeigte sich in 81% der Versuche als die Hauptursache für ein Refixationsversagen. In 20% der Versuche mit Ankerimplantation präsentierte sich ein ausgerissener Anker als die Schwachstelle der RM-Rekonstruktion.

Tabelle 8: Versagensmodi der RM-Refixierungen

<u>RM-Refixationstechniken</u>	<u>Sehnenauriss</u>	<u>Ankerauriss</u>	<u>Knochenbrückenauriss</u>	<u>Anzahl der Tests pro Refixationstyp</u>
Transossäre Naht	7	---	1	8
„Single-row“-AutoCuff-System (modifizierte Matratzennaht)	4	4	---	8
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	8	---	---	8
„Single-row“-Bio-Corkscrew FT (Doppelmatratzennaht)	5	3	---	8
„Double-row“ mit 4 Bio-Corkscrews FT (modifizierte Mason-Allen Naht)	8	---	---	8
„Double-row“ mit Bio-Corkscrew FT und Bio-PushLock (SutureBridge™- Technik)	7	1	---	8

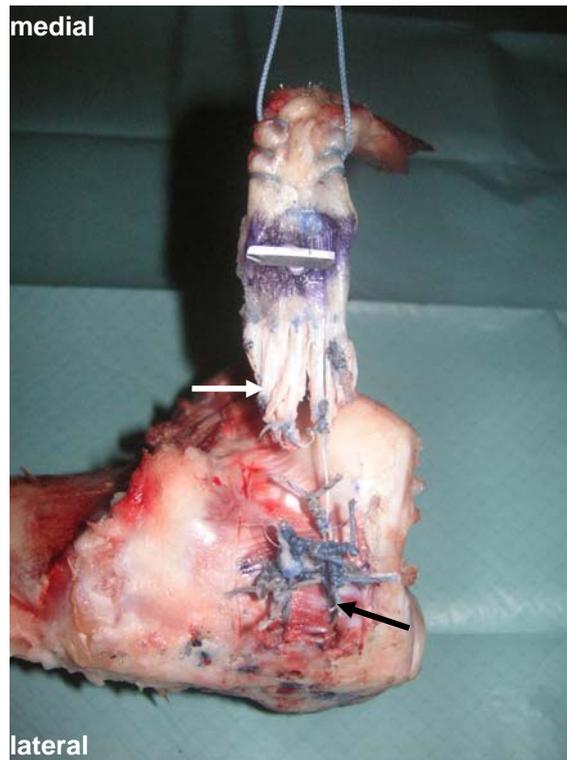


Abbildung 46: Sehnenauriss bei der „Double-row“-RM-Refixation mit vier Corkscrews und vier Matratzennähten: ausgeschlitzte Infraspinatussehne (weißer Pfeil), an der Ansatzstelle des M. infraspinatus am Tuberculum majus verbliebene Nähte (schwarzer Pfeil)

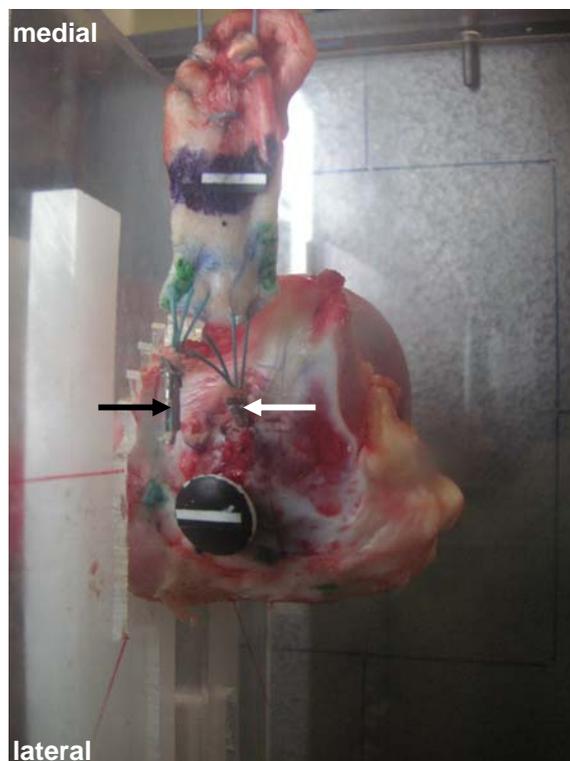


Abbildung 47: Ankerauriss bei der „Single-row“-RM-Rekonstruktion mit dem AutoCuff-System: ein komplett aus dem Knochen ausgerissener „Opus Magnum“-Edelsthalanker (Corticalis-Verriegelungsanker) (schwarzer Pfeil) und ein sich noch teilweise in seinem Stanzloch am Tuberculum majus befindender zweiter Anker (weißer Pfeil)

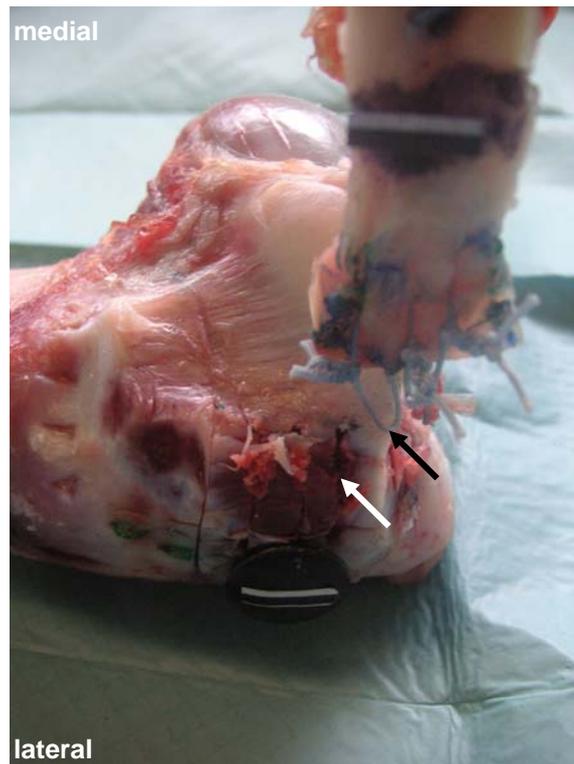


Abbildung 48: Knochenbrückenausriß bei der RM-Refixierung mit der transossären U-Naht: ausgerissene Knochenbrücken bzw. Fadenkanäle an der Ansatzstelle der Infraspinatussehne am Tuberculum majus (weißer Pfeil) und in der Infraspinatussehne verbliebene intakte Nähte (schwarzer Pfeil)

5 Diskussion

5.1 Material und Methode

Das Ziel der Chirurgie der RM-Ruptur ist die Optimierung der Verbindung zwischen Knochen und Sehnenansatz am Footprint [89], um eine möglichst dichte Annäherung und damit sicheres, biologisches Anheilen der Sehne an den Footprint zu erreichen [76]. Durch diesen Verschluss des RM-Defektes soll sich die anatomische RM-Konfiguration mit ihrer mechanischen Stabilität am Sehnen-Knochen-Übergang wiederherstellen können [109]. Das Ziel für den Patienten ist dabei eine Wiedererlangung einer schmerzfreien Schulterfunktionalität mit normalem Bewegungsumfang und normaler Kraft [25].

St. Pierre et al. [112] zeigten in einer an Ziegen durchgeführten in vivo Studie, dass die RM-Refixation zwischen der sechsten und zwölften postoperativen Woche noch signifikant an Stabilität zunahm. Bis zum biologischen Sehnenanheilen muss die RM-Refixationstechnik die Rekonstruktion des Footprints ausreichend stabilisieren und sichern. Gerber et al. [43] propagierten, dass sich die ideale RM-Rekonstruktionstechnik durch eine hohe initiale Stabilität, eine minimale Elongation unter zyklischer Belastung und ein Aufrechterhalten der mechanischen Stabilität bis zum stabilen Anheilen des Sehnenansatzes an den Knochen auszeichnet. Die arthroskopische RM-Refixierung ist mittlerweile eine häufig angewandte und beschriebene Operationstechnik in der Schulterchirurgie. Dabei kommt im Allgemeinen eine „Single-row“-RM-Refixation mit guten klinischen Resultaten zur Anwendung [39, 40, 52, 62, 114]. In einigen Studien wurde jedoch nachgewiesen, dass bei dieser Technik postoperativ, vor allem nach der Versorgung großer chronischer Rupturen, noch immer eine Rerupturrate von 25 bis 94% und ein inkomplettes Anheilen des Sehnenansatzes am Footprint auftreten können [9, 19, 38, 39, 62]. Diese Problematik forcierte die Innovation der „Double-row“-RM-Refixierung. In der aktuellen Literatur werden die Vor- und Nachteile dieser neueren RM-Refixierungsweise gegenüber bisher angewandten Techniken diskutiert. Biomechanische Studien zeigten für „Double-row“-Fixierungen eine signifikant höhere Belastbarkeit, eine kleinere Elongation unter zyklischer Belastung und eine bessere anatomische Wiederherstellung des Sehnenansatzes am Knochen im

Vergleich zu „Single-row“-Techniken [25, 58, 69, 116]. Tuoheti et al. [116] beobachteten für die „Double-row“-RM-Rekonstruktion mit Nahtankern eine um 60% größere Kontaktfläche zwischen dem Knochen und der refixierten Sehne gegenüber der „Single-row“-Technik. Der Anpressdruck war dabei bei der „Single-row“-Technik höher. Diese Studie von Tuoheti et al. wurde allerdings nicht unter zyklischer, sondern unter statischer Belastung durchgeführt. In klinischen Studien wurde jedoch festgestellt, dass „Double-row“-Refixationen verglichen mit „Single-row“-Techniken postoperativ keine besseren klinischen Resultate erbringen [20, 38, 113]. In einer im Jahr 2007 herausgebrachten CT-Arthrographie-Studie, die aus einer postoperativen Nachkontrolle von RM-Refixationen nach ca. 28 Monaten bestand, wiesen Charouset et al. [20] zwar ein signifikant besseres anatomisches Heilen der RM-Refixation mit der „Double-row“-Refixation im Vergleich zur „Single-row“-Technik nach, jedoch ließ sich kein signifikant besseres klinisches Ergebnis der „Double-row“-Rekonstruktion erkennen. Franceschi et al. [38] zeigten in einer ebenfalls im Jahr 2007 veröffentlichten Studie durch eine postoperative MRT-Angiographie-Kontrolle nach einem Zeitraum von ca. 23 Monaten, dass die „Double-row“- verglichen mit der „Single-row“-RM-Refixierung weder signifikant bessere Heilungseigenschaften, noch signifikant bessere klinische Ergebnisse erreichte. Daher proklamierten sie, dass die Verwendung einer „Double-row“-Technik keine Vorteile bei der Wiederherstellung des anatomischen Footprints mit sich bringt.

Die Operationskosten erhöhen sich bei „Double-row“-Refixationen aufgrund schwierigerer OP-Techniken, längerer OP-Zeiten und höherer Implantatkosten im Vergleich zu „Single-row“-Rekonstruktionen [38, 98, 113]. Die „Double-row“-Refixierungen werden durch den zunehmenden Kostendruck im Gesundheitssystem und den nicht vorhandenen Nachweis einer Verbesserung der postoperativen klinischen Resultate in Frage gestellt.

Reardon et al. [98] sind der Meinung, dass „Double-row“-Refixationen verglichen mit „Single-row“-Methoden eine stärkere Ischämie des Sehnenansatzes provozieren, da die mechanisch stabilere „Double-row“-Rekonstruktion die vaskuläre Versorgung einer heilenden Sehne vermindere und deren biologische Abläufe hemme. Die optimale Nahttechnik ist charakterisiert durch eine hohe Reißfestigkeit, ohne die Durchblutung der Sehne zu stark zu komprimieren [7]. Bei genauerer Betrachtung der in der vorliegenden Studie verwendeten „Double-row“-RM-Refixation mit vier doppelt armierten Corkscrews und vier modifizierten arthroskopischen

Matratzennähten wird deutlich, dass der Sehnenansatz am proximalen Ende zwölf mal durchstochen wurde, acht Knoten über dem Sehnenansatz geknüpft wurden und vier Fäden zwischen Sehnenansatz und Knochen verliefen. Dass diese Vorgehensweise die Durchblutung des Sehnenansatzes komprimieren bzw. irritieren und das Sehnenanheilen behindern könnte, ist gut vorstellbar.

Die Literatur beschreibt in biomechanischen Studien meist nur „Single-row“-RM-Rekonstruktionen in Kombination mit einfachen U-Nähten, die mit „Double-row“-Refixationen verglichen werden [58, 74, 80, 109, 113, 120]. Das schwächste Glied einer RM-Refixationskette ist die Schnittstelle zwischen Naht und Sehne [58, 74, 89, 106, 109]. Deshalb wurden stabilere modifizierte Nahttechniken eingesetzt, um biomechanische und klinische Resultate der RM-Refixationen zu verbessern [25, 43, 44, 69, 106]; denn die Refixation muss den Belastungen während des biologischen Anheilens der Sehne, im Rahmen der postoperativen Rehabilitationsphase, standhalten [89].

In der vorliegenden Studie wurden sechs Refixationstechniken mit jeweils acht Versuchen einander gegenübergestellt, sodass insgesamt 48 Versuchsdurchläufe entstanden. Die transossäre U-Naht als Standardrefixationstechnik und Referenzmethode, drei „Single-row“- und zwei „Double-row“-RM-Refixierungen wurden in die Studie integriert. Alle Dissektionen und Versuche wurden von einer Person durchgeführt, um die technische Variabilität zu minimieren. Die Nahtanker wurden mit modifizierten Nahttechniken kombiniert. Beim AutoCuff-System und der „Double-row“-Refixation mit zwei Bio-Corkscrews FT und zwei Bio-PushLocks waren die modifizierten Nahttechniken durch das Instrumentarium und die Herstelleranweisung vorgegeben. Bei den restlichen drei Nahtankertechniken wurden mit der modifizierten Mason-Allen-Naht und der Doppelmatratzennaht zwei modifizierte Nahttechniken verwendet, die in der Literatur als besonders stabil beschrieben wurden [43, 106, 122].

Die Bio-Corkscrew FT, ein Polylactat-Schraubanker, wurde in der vorliegenden Studie für alle Ankerrefixationstechniken mit Ausnahme des AutoCuff-Systems benutzt, da sie sich als stabiles und robustes Konstrukt bewährte [3]. Schraubanker erwiesen sich biomechanisch meist stabiler als andere Anker [2, 3, 76]. Die Bio-Corkscrew FT besitzt im Vergleich zu Metallankern die Vorteile einer Resorbierbarkeit in vivo, was eine Revision vereinfacht [72], und einer geringeren Störung des postoperativen MRI [89]; wohingegen sich die Nachteile in Form einer

geringeren Belastbarkeit [3, 119], eines höheren Preises [72] und einer nicht vorhandenen Röntgenkontrollmöglichkeit äußern. Da Polylactat-Anker langsam - über Jahre hinweg - in vivo abgebaut werden [89] und Studien wie die von Kilicoglu et al. [57] und Dejong et al. [29] zeigten, dass Polylactat-Anker nach zwölf Wochen nicht an Stabilität verloren haben, scheinen diese Anker während der kritischen postoperativen Phase eine Stabilität der RM-Refixation gewährleisten zu können. Die Anker wurden mit Ausnahme des Opus-Magnum-Anker in einem Winkel von 45° zum Footprint gegen die Zugrichtung (=„Deadman's angle“) implantiert, um den Widerstand des Ankers gegen ein Herausziehen zu erhöhen [14, 106]. Die Bio-Corkscrew FT ist mit FiberWire der Stärke 2,0 doppelt armiert. Der FiberWire ist ein stabiler, nicht resorbierbarer Hybridfaden mit einem Polyethylenkern, der von geflochtenem Polyester umgeben ist [89]. In der Literatur wird für ihn eine signifikant höhere maximale Versagenslast, sowie eine signifikant größere zyklische Belastbarkeit als für Ethibond (Ethicon, Somerville, USA) beschrieben [27, 66]. Der MagnumWire der Stärke 2,0 des AutoCuff-Systems ist ähnlich aufgebaut und zeigt statistisch vergleichbare Belastungseigenschaften wie der FiberWire der Stärke 2,0 [3]. Doppelt armierte Nahtanker präsentierten biomechanisch eine stabilere Refixation als einfach armierte Anker. Durch die doppelte Armierung entsteht eine Verdoppelung der Refixierungspunkte und damit eine Spannungsreduktion um 50% an jedem Punkt [16, 21, 89].

Anders als von Burkhart et al. [15] beschrieben, wurde eine scharfe und komplette Ablösung der Infraspinatussehne vom Knochen durchgeführt, um die Charakteristika jeder Refixationstechnik isoliert und ohne verbleibende, unterstützende Sehnen-Knochen-Verbindungen betrachten zu können [80].

Eine Stärke der vorliegenden Studie ist nach Kim et al. [58] die detaillierte Analyse der Elongation unter zyklischer Belastung mit einem Videoextensometer im Gegensatz zu manueller Abstandsmessung mit einem Kaliper. Weiterhin postulieren sie, dass die Evaluation der biomechanischen Eigenschaften einer RM-Refixation nicht nur mit einem Maximalbelastungs-Versagensmodus, sondern auch mit einem zyklischen Belastungsmodus, eine Aufwertung der Studie bedeutet. Die zyklische Belastung, der die RM-Refixationen ausgesetzt wurden, ahmt das frühe postoperative Bewegungsausmaß nach, das im klinischen Rahmen vom Patienten abverlangt wird [58]. Burkhart et al. waren ebenfalls der Meinung, dass zyklische Zugmodi der in vivo Belastung der RM-Rekonstruktion eher entsprechen [15]. Eine

starke Elongation unter zyklischer Belastung und eine starke Spannung der RM-Refixierung in der anfänglichen postoperativen Belastungsphase könnten zu frühem Rekonstruktionsversagen und damit zur Reruptur führen, da in diesem Stadium noch kein Heilen zwischen Knochen und Sehnenansatz stattgefunden hat, und somit die Belastungsübertragung von der Sehne auf den Knochen nur durch die Refixationskomponenten Anker und Naht getragen wird [58, 109]. Diese Phase ist die kritischste, da sie über den Erfolg oder das Versagen einer RM-Refixation entscheidet [109]. Auch eine geringe maximale Versagenslast könnte in dieser Periode bei plötzlicher Belastung der Refixation, wie z.B. bei einem unachtsamen Anheben eines Gegenstandes oder bei einem Sturz, in einem Versagen der RM-Rekonstruktion enden [58]. Daher sind eine möglichst große maximale Versagenslast und eine möglichst geringe Elongation unter zyklischer Belastung wichtige Charaktereigenschaften einer RM-Refixationstechnik. In dieser Studie wurden diese beiden Parameter untersucht.

Die Traversengeschwindigkeit von 33mm/s - eine Belastungsgeschwindigkeit wie bei normaler alltäglicher Aktivität - wurde von Burkhart [15] übernommen. Eine Belastung mit 180N wurde in anderen Studien als zyklische Belastungsobergrenze eingestellt [15, 47, 58], da 180N als zwei Drittel der maximalen physiologischen Kontraktionskraft der RM-Muskeln angenommen werden [13, 15]. Die vorliegende Studie wurde mit 200N in diesem Bereich angesiedelt. Anhand der Überlegungen zur frühen postoperativen Schonung der RM-Refixierungen und zur allgemeinen physiologischen Belastung der menschlichen RM-Muskeln wurden in dieser Studie die Auswertestellen im Kraftstufenschema für die Elongationswerte unter zyklischer Belastung nach jeweils 50 Zyklen mit 40, 100, 160 und 200N festgelegt. Die niedrigeren Belastungen sollen dabei, soweit dies möglich ist, die postoperative Minderbelastung durch die Schonhaltung des Armes auf dem Abduktionskissen simulieren. Die ansteigenden zyklischen Belastungen sollen die sich anschließend langsam in der Belastung steigernden Rehabilitationsübungen imitieren.

Potentielle Limitationen dieser Studie entstehen durch die Verwendung junger, gesunder Schweineschultern. Zunächst einmal wurden keine humanen Schultern benutzt, was natürlich einen Unterschied zu menschlichen Patientenverhältnissen bedeutet. Es wurden junge, gesunde Sehnen getestet und eben keine durch eine RM-Ruptur bereits vorgeschädigten Sehnen, die oft eine degenerative oder schlechte Gewebequalität präsentieren [58]. Auch die artifizielle Kreation einer

scharfen, kompletten Sehnenruptur entspricht nicht der in vivo Realität im Patienten [116]. Um ossäre Inkongruenzen der Schweinehumerus-Präparate wie Osteoporose und Knochendichteunregelmäßigkeiten in der vorliegenden Studie auszuschließen, wurde eine Knochendichtemessung durchgeführt. Deren Resultate zeigten eine Knochendichte der proximalen Schweinehumeri, die der Knochendichte eines Menschen mittleren Alters entspricht. Der M. infraspinatus und der proximale Oberarmknochen aus Tierschultern von jungen, gleichaltrigen Individuen bewährten sich in biomechanischen RM-Refixationsstudien sehr häufig [24, 25, 28, 37, 43, 44, 68, 94, 107, 112, 122]. Rupp et al. [104] gingen bei der Verwendung von Schweinepräparaten davon aus, dass eine bessere Vergleichbarkeit der einzelnen Refixationsmethoden durch ein uniformeres biologisches Alter und eine uniformere Qualität der Schweinepräparate im Vergleich zu humanen Präparaten erreicht wird. Die mechanischen Eigenschaften des Sehngewebes von Tieren, wie Schweinen, Hunden und Rindern, sind vergleichbar mit denen von Menschen [124]. Gerber et al. [43] beschrieben die Infraspinatussehne von Mensch und Schaf nach Größe und Gestalt als gleichartig. Sie demonstrierten, dass die Infraspinatussehne des Schafs histologisch ähnlich der menschlichen Supraspinatussehne aufgebaut ist und die Sehnen der beiden Spezies ähnliche biomechanische Eigenschaften zeigen.

In der vorliegenden Studie fanden die Versuche in vitro und nicht in vivo statt. Die Eigenschaften der Refixationskomponenten wurden bei Raum- und nicht bei Körpertemperatur geprüft. Zwar wurden die Versuche mit arthroskopischen Instrumenten durchgeführt, doch fanden sie eigentlich unter offenen chirurgischen Bedingungen statt. Die Refixationen wurden unter trockenen Verhältnissen und nicht im feuchten arthroskopischen Milieu durchgeführt, was möglicherweise einen Einfluss auf die biomechanischen Eigenschaften des Materials haben könnte. Eine genaue Analyse des rekonstruierten Footprints, sowie eine Messung des Anpressdruckes und der Kontaktfläche der RM-Refixationen zwischen Sehnenansatz und Knochen wurden nicht berücksichtigt.

5.2 Ergebnisse

Die Resultate der vorliegenden Studie demonstrieren, dass „Single-row“-RM-Refixationen mit modifizierten Nahttechniken in Bezug auf die geprüften Parameter vergleichbare biomechanische Eigenschaften wie „Double-row“-Refixierungen aufweisen können. Zudem zeigten sie unter dem Aspekt dieser Parameter gegenüber der transossären U-Naht einen überlegenen biomechanischen Charakter. Die maximale Versagenslast (=Fmax) der „Double-row“-RM-Rekonstruktion mit vier doppelt armierten Bio-Corkscrews und der arthroskopischen modifizierten Mason-Allen-Naht war gegenüber allen anderen Techniken signifikant höher. Auch in der Studie von Ma et al. [69] wurden für „Double-row“-Refixierungen mit einfachen U-Nähten und einer Matratzennaht eine signifikant größere Fmax als für „Single-row“-Techniken mit einfachen U-Nähten, arthroskopischen modifizierten Mason-Allen-Nähten oder Massive-Cuff-Nähten beobachtet. Bei den zwei gerade beschriebenen „Double-row“-Techniken der beiden Studien ergab sich eine Differenz der mittleren maximalen Versagenslasten von über 100N zugunsten der vorliegenden Studie. Dies könnte damit zusammenhängen, dass in der vorliegenden Studie die „Double-row“-Corkscrew-Refixation zum einen nicht nur aus zwei Ankern, sondern aus vier Ankern bestand. Zum anderen wurden, anstelle der Kombination zweier einfacher U-Nähte mit einer Matratzennaht, vier arthroskopische modifizierte Mason-Allen-Nähte benutzt. Die von Scheibel et al. [106] beschriebene arthroskopische modifizierte Mason-Allen-Naht ist eine Weiterentwicklung der modifizierten Mason-Allen-Naht nach Gerber et al. [43]. Zweitere erwies sich in einer früheren Studie von Ma et al. [68] - unter dem Aspekt der Fmax – gegenüber einfachen U-Nähten und Matratzennähten als überlegene Nahttechnik. Cummins et al. [25] demonstrierten ebenfalls eine überlegene Fmax einer „Double-row“-Technik mit fünf Nahtankern und fünf Matratzennähten sowohl gegenüber den „Single-row“-RM-Refixierungen mit einfach bzw. doppelt armierten Nahtankersystemen in Kombination mit einfachen U-Nähten bzw. modifizierten Nahttechniken, als auch gegenüber der transossären U-Naht.

Kombinationen von „Single-row“-Ankertechiken mit modifizierten Nahttechniken, wie zum Beispiel der Massive-Cuff-Naht, der arthroskopischen Mason-Allen-Naht und der modifizierten Kessler-Naht, können die biomechanischen Eigenschaften einer

RM-Rekonstruktion optimieren [69]. So zeigten auch die beiden in der vorliegenden Studie verwendeten „Single-row“-Refixierungen mit doppelt armierten Bio-Corkscrews FT mit arthroskopischer modifizierter Mason-Allen-Naht oder Doppelmatratzennaht überlegene maximale Versagenslasten gegenüber der transossären U-Naht. Diese lagen ähnlich hoch, aber insgesamt etwas höher als die maximalen Versagenslasten der „Single-row“-Methoden mit modifizierten Nahttechniken aus der Studie von Ma et al. [69]. Die „Single-row“-Refixierung mit den doppelt armierten Corkscrews und der Doppelmatratzennaht der vorliegenden Studie präsentierte sich sogar mit einer signifikant höheren F_{max} als die „Double-row“-Rekonstruktion mit einfach armierten Corkscrews und PushLocks in der SutureBridge™-Technik. Wenn man davon ausgeht, dass 180N etwa zwei Drittel der physiologischen maximalen Kontraktionskraft der RM-Muskeln entsprechen [15], und in der postoperativen Phase nach einer RM-Rekonstruktion eine Schonhaltung der operierten Extremität eingenommen wird, wobei erst langsam ein sich steigendes Rehabilitationsprogramm folgt, dann dürften die beschriebenen „Single-row“-Techniken mit modifizierten Nahttechniken durch ihre erreichten maximalen Versagenslasten diesen Anforderungen standhalten.

Kim et al. [58] wiesen für „Single-row“-Nahtankertechniken mit einfachen U-Nähten nicht nur eine um 48% kleinere F_{max} nach, sondern auch eine um ca. 50% größere und damit schlechtere Elongation unter zyklischer Belastung als für „Double-row“-Refixierungen. Smith et al. [109] konnten ebenfalls für die „Single-row“-Nahtankertechnik mit einfachen U-Nähten eine signifikant größere Elongation unter zyklischer Belastung nachweisen als für die „Double-row“-Refixation, jedoch keinen signifikanten Unterschied ihrer maximalen Versagenslasten. Auch Meier et al. [80] zeigten bezüglich der Elongation unter zyklischer Belastung für die „Single-row“-Refixierung mit einfachen U-Nähten ein signifikant instabileres Verhalten als für die „Double-row“-Refixierung. Im Gegensatz dazu beobachteten Mazzocca et al. [74] keine biomechanische Überlegenheit der Parameter F_{max} und Elongation unter zyklischer Belastung von „Double-row“-Nahtankertechniken verglichen mit der „Single-row“-Refixation mit einfachen U-Nähten. Diese vier zuletzt beschriebenen Studien kombinierten alle die „Single-row“-Nahtankerrekonstruktionen nicht mit modifizierten Nahttechniken, sondern mit einfachen U-Nähten. Diese Tatsache könnte für ein weniger stabiles Abschneiden der „Single-row“-Techniken verantwortlich sein.

Nach Gerber et al. [43] stellt eine möglichst geringe initiale Elongation unter zyklischer Belastung eine wichtige Charaktereigenschaft einer RM-Refixation dar, um das Anheilen des Sehnenansatzes an den Knochen in der frühen postoperativen Phase zu gewährleisten. In der vorliegenden Studie zeigte sich ausschließlich bei der „Single-row“-Rekonstruktion mit Doppelmatratzennaht an allen vier Auswertestellen des Kraftstufenschemas keine signifikant größere Elongation unter zyklischer Belastung im Vergleich zur „Double-row“-Corkscrew-Rekonstruktion mit modifizierter Mason-Allen-Naht. Gegenüber der letztgenannten Technik schnitten die restlichen vier Methoden bei Betrachtung der Elongation unter zyklischer Belastung mit signifikant schlechteren Ergebnissen ab. In der Studie von Ma et al. [69] zeigte sich ein ähnliches Resultat. Die „Single-row“-Technik mit Massive-Cuff-Naht erwies sich hierbei als die einzige RM-Rekonstruktion, die keine signifikant größere Elongation unter zyklischer Belastung gegenüber der „Double-row“-RM-Refixation präsentierte. „Single-row“-Techniken mit modifizierten Nahttechniken können also im biomechanischen Versuchsaufbau ähnlich bzw. gleich geringe Elongationen unter zyklischer Belastung wie „Double-row“-Refixationen erreichen.

Chhabra et al. [21] beschrieben in einer biomechanischen Studie über RM-Refixationstechniken für die doppelt armierte Fadenankertechnik signifikant mehr Zyklen bis zum Erreichen der 5mm und 10mm Elongationsmarke als für die einfach armierte Fadenankermethodik und für die transossäre Refixation. In der vorliegenden Studie ließen sich ebenfalls stabile Resultate durch „Single-row“-Rekonstruktionen mit doppelt armierten Schraubankern in Kombination mit modifizierten Nahttechniken nachweisen. Die doppelt armierten „Single-row“-Corkscrew-Refixierungen mit der modifizierten Mason-Allen-Naht oder der Doppelmatratzennaht zeigten vergleichbare und bessere Resultate in der Fmax und in der Elongation unter zyklischer Belastung als die „Double-row“-Rekonstruktion mit PushLocks und einfach armierten Corkscrews in der SutureBridge™-Technik. Auch Cummins et al. [25] wiesen für „Single-row“-Refixationen mit doppelt armierten Nahtankern bzw. modifizierten Nahttechniken eine bessere biomechanische Stabilität nach als für „Single-row“-Techniken mit einfachen U-Nähten bzw. einfach armierten Ankern. So erreichte dieselbe „Single-row“-Ankerkonstellation mit einfach armierten Ankern bei der Verwendung von Matratzennähten im Gegensatz zu einfachen U-Nähten bereits eine doppelt so große Fmax. Wurde diese „Single-row“-Konstellation mit einer modifizierten Kessler-Naht kombiniert oder die Nahtanker doppelt armiert und mit

einfachen U-Nähten versehen, dann stieg die F_{max} auf das Dreifache an. Für die transossäre U-Naht beschrieben Meier et al. [80], unter dem Aspekt der Elongation unter zyklischer Belastung, eine signifikant geringere Stabilität als für die von ihnen untersuchten „Single- und Double-row“-Nahtankertechniken. Die transossäre U-Naht war in der vorliegenden Studie bereits bei mäßiger Belastung mit der kleinsten F_{max} und der größten Elongation unter zyklischer Belastung den „Single- und Double-row“-Nahtankermethoden unterlegen. Cummins et al. [25] fanden hingegen für die F_{max} der transossären U-Naht im Vergleich zu den weniger stabilen „Single-row“-RM-Refixierungen mit einfach armierten Nahtankern und einfacher U-Naht oder Matratzennaht ebenbürtige bzw. stabilere Ergebnisse. Dabei zeigte die transossäre U-Naht jedoch eine signifikant unterlegene F_{max} gegenüber der „Single-row“-Refixation mit doppelt armierten Nahtankern und gegenüber der „Double-row“-Technik.

Kim et al. [58], Smith et al. [109] und Mazzocca et al. [74] beobachteten in ihren Studien den Ausriss der Naht aus der Sehne als häufigstes Versagen der RM-Rekonstruktion. Auch die Versagensmodi, die in der vorliegenden Studie beobachtet wurden, untermauern die Erkenntnis der aktuellen Literatur, dass ein Versagen der RM-Refixation am häufigsten an der Sehnen-Faden-Schnittstelle auftritt.

Die transossäre U-Naht ist ein gutes Exempel dafür, dass bei der Bewertung einer RM-Refixationstechnik auf eine Betrachtung möglichst vieler ihrer Charakteristika geachtet werden muss. Entgegen dem in der vorliegenden Studie schlechteren biomechanischen Abschneiden der transossären U-Naht im Vergleich zu den Nahtankertechniken, fanden Park et al. [94] eine Überlegenheit der transossären U-Naht bei der Betrachtung anderer biomechanischer Parameter. Sie zeigten in einer statischen in vitro Studie, dass der flächige Anpressdruck und die Kontaktfläche zwischen Sehnenansatz und Knochen bei der transossären Refixation signifikant höher bzw. größer waren als bei Nahtankertechniken. Park et al. propagierten dabei für transossäre Rekonstruktionen ein mögliches stabileres und schnelleres Anheilen der Sehne an den Knochen. F_{max} und Elongation unter zyklischer Belastung - die biomechanischen Parameter der vorliegenden Studie - stellen also nur zwei wichtige Elemente einer RM-Refixierung dar. Die in der Literatur aktuell diskutierten Sachverhalte um die effizienteste RM-Rekonstruktionstechnik gehen in unterschiedliche Richtungen. Weitere Studien sind nötig, um noch mehr Klarheit in den Ablauf des biologischen Heilens der RM-Refixierung und in die diesen Prozess

unterstützenden Eigenschaften von RM-Refixationstechniken zu bringen. Dabei bleibt offen, ob eine möglichst große F_{max} , eine möglichst geringe Elongation unter zyklischer Belastung, ein ausgeglichener oder möglichst hoher Anpressdruck, eine möglichst große Kontaktfläche zwischen Sehnenansatz und Knochen, andere bzw. neue Aspekte einer RM-Refixationstechnik oder eine Kombination einiger dieser Eigenschaften zur Kreation einer idealeren RM-Rekonstruktion beitragen werden.

5.3 Konklusion

Die Resultate der vorliegenden Studie unterstützen die Studienhypothese, dass „Single-row“-RM-Refixationen mit modifizierten Nahttechniken bei den untersuchten Parametern vergleichbare biomechanische Ergebnisse wie „Double-row“-Rekonstruktionen erreichen können.

Die „Double-row“-Rekonstruktion mit doppelt armierten Schraubankern und modifizierter Nahttechnik zeigte die höchste maximale Versagenslast und die geringste Elongation unter zyklischer Belastung von allen getesteten Refixierungen.

„Single-row“-Rekonstruktionen mit doppelt armierten Schraubankern unter Verwendung von modifizierten Nahttechniken erreichten überlegene Ergebnisse in Bezug auf die maximale Versagenslast und die Elongation unter zyklischer Belastung im Vergleich zu transossären U-Nähten. Sie zeigten vergleichbare und bessere Resultate in maximaler Versagenslast und Elongation unter zyklischer Belastung als die „Double-row“-Rekonstruktion mit Bio-PushLocks und einfach armierten Bio-Corkscrews FT in der SutureBridge™-Technik.

Als Schwachpunkt der RM-Refixation präsentierte sich auch in der vorliegenden Studie die Verankerung der Fäden in der Sehne.

Eine Optimierung der biomechanischen Eigenschaften einer RM-Rekonstruktion kann durch den Einsatz von doppelt armierten Nahtankern mit modifizierten Nahttechniken bei „Single-row“- und „Double-row“-Refixationen erzielt werden. Durch eine Minimierung der Elongation unter zyklischer Belastung bzw. eine Erhöhung der maximalen Versagenslast kann eine Steigerung der initialen Stabilität einer RM-Refixierung erreicht werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Barber FA, Cawley P, and Prudich JF (1993) *Suture anchor failure strength--an in vivo study*. Arthroscopy. 9(6): p. 647-652.
2. Barber FA, Herbert MA, and Click JN (1997) *Internal fixation strength of suture anchors--update 1997*. Arthroscopy. 13(3): p. 355-362.
3. Barber FA, Herbert MA, Coons DA, and Boothby MH (2006) *Sutures and suture anchors--update 2006*. Arthroscopy. 22(10): p. 1063-1069.
4. Barone R (1989) *ARTHROLOGIE ET MYOLOGIE*. 3 ed. Anatomie comparée des mammifères domestiques. Vol. 2. Paris: Éditions Vigot. p. 98-729.
5. Bassett RW and Cofield RH (1983) *Acute tears of the rotator cuff. The timing of surgical repair*. Clin Orthop Relat Res. 175: p. 18-24.
6. Bateman JE (1963) *The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff*. Surg Clin North Am. 43: p. 1523-1530.
7. Bauer GJ and Kniessel B (2005) *Arthroscopic repair of the rotator cuff*. Unfallchirurg. Electronic publication.
8. Bigliani LU and Levine WN (1997) *Subacromial impingement syndrome*. J Bone Joint Surg Am. 79(12): p. 1854-1868.
9. Boileau P, Brassart N, Watkinson DJ, Carles M, Hatzidakis AM, and Krishnan SG (2005) *Arthroscopic repair of full-thickness tears of the supraspinatus: does the tendon really heal?* J Bone Joint Surg Am. 87(6): p. 1229-1240.
10. Brinckmann P, Frobin W, and Leivseth G, eds. (2000) *Orthopädische Biomechanik*. Thieme: Stuttgart, New York. S. 134-140.

11. Burkhart SS (1991) *Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale.* Clin Orthop Relat Res. 267: p. 45-56.
12. Burkhart SS (1992) *Fluoroscopic comparison of kinematic patterns in massive rotator cuff tears. A suspension bridge model.* Clin Orthop Relat Res. 284: p. 144-152.
13. Burkhart SS, Esch JC, and Jolson RS (1993) *The rotator crescent and rotator cable: an anatomic description of the shoulder's "suspension bridge".* Arthroscopy. 9(6): p. 611-616.
14. Burkhart SS (1995) *The deadman theory of suture anchors: observations along a south Texas fence line.* Arthroscopy. 11(1): p. 119-123.
15. Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, and 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.* Arthroscopy. 13(6): p. 720-724.
16. Burkhart SS, Wirth MA, Simonich M, Salem D, Lanctot D, and Athanasiou K (2000) *Knot security in simple sliding knots and its relationship to rotator cuff repair: how secure must the knot be?* Arthroscopy. 16(2): p. 202-207.
17. Burkhart SS (2001) *Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears.* Clin Orthop Relat Res.(390): p. 107-118.
18. Burns WC, 2nd and Whipple TL (1993) *Anatomic relationships in the shoulder impingement syndrome.* Clin Orthop Relat Res. 294: p. 96-102.
19. Charousset C, Duranthon LD, Grimberg J, and Bellaiche L (2006) *Arthro-C-scan analysis of rotator cuff tears healing after arthroscopic repair: analysis of predictive factors in a consecutive series of 167 arthroscopic repairs.* Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 92(3): p. 223-233.

20. Charousset C, Grimberg J, Duranthon LD, Bellaiche L, and Petrover D (2007) *Can a double-row anchorage technique improve tendon healing in arthroscopic rotator cuff repair?: A prospective, nonrandomized, comparative study of double-row and single-row anchorage techniques with computed tomographic arthrography tendon healing assessment.* Am J Sports Med. 35(8): p. 1247-1253.
21. Chhabra A, Goradia VK, Francke EI, Baer GS, Monahan T, Kline AJ, and Miller MD (2005) *In vitro analysis of rotator cuff repairs: a comparison of arthroscopically inserted tacks or anchors with open transosseous repairs.* Arthroscopy. 21(3): p. 323-327.
22. Codman EA (1934) *The shoulder: Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa.* Boston: Thomas Todd.
23. Cofield RH (1982) *Subscapular muscle transposition for repair of chronic rotator cuff tears.* Surg Gynecol Obstet. 154(5): p. 667-672.
24. Coons DA, Barber FA, and Herbert MA (2006) *Triple-loaded single-anchor stitch configurations: an analysis of cyclically loaded suture-tendon interface security.* Arthroscopy. 22(11): p. 1154-1158.
25. Cummins CA, Appleyard RC, Strickland S, Haen PS, Chen S, and Murrell GA (2005) *Rotator cuff repair: an ex vivo analysis of suture anchor repair techniques on initial load to failure.* Arthroscopy. 21(10): p. 1236-1241.
26. Davidson PA, Elattrache NS, Jobe CM, and Jobe FW (1995) *Rotator cuff and posterior-superior glenoid labrum injury associated with increased glenohumeral motion: a new site of impingement.* J Shoulder Elbow Surg. 4(5): p. 384-390.
27. Deakin M, Stubbs D, Bruce W, Goldberg J, Gillies RM, and Walsh WR (2005) *Suture strength and angle of load application in a suture anchor eyelet.* Arthroscopy. 21(12): p. 1447-1451.

28. DeJardin LM, Arnoczky SP, Ewers BJ, Haut RC, and Clarke RB (2001) *Tissue-engineered rotator cuff tendon using porcine small intestine submucosa. Histologic and mechanical evaluation in dogs.* Am J Sports Med. 29(2): p. 175-184.
29. Dejong ES, DeBerardino TM, Brooks DE, and Judson K (2004) *In vivo comparison of a metal versus a biodegradable suture anchor.* Arthroscopy. 20(5): p. 511-516.
30. DePalma AF (1963) *Surgical Anatomy of the Rotator Cuff and the Natural History of Degenerative Periarthritis.* Surg Clin North Am. 43: p. 1507-1520.
31. Dines DM, Warren RF, Inglis AE, and Pavlov H (1990) *The coracoid impingement syndrome.* J Bone Joint Surg Br. 72(2): p. 314-316.
32. Drenckhahn D and Koebke J (2002) *Obere Extremität*, in *Anatomie*, Benninghoff A and Drenckhahn D, Editors. Urban & Fischer: München. S. 285-301.
33. Ellman H, Hanker G, and Bayer M (1986) *Repair of the rotator cuff. End-result study of factors influencing reconstruction.* J Bone Joint Surg Am. 68(8): p. 1136-1144.
34. Ellman H (1990) *Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears.* Clin Orthop Relat Res. 254: p. 64-74.
35. Ellman H and Kay SP (1991) *Arthroscopic subacromial decompression for chronic impingement. Two- to five-year results.* J Bone Joint Surg Br. 73(3): p. 395-398.
36. Ellman H, Kay SP, and Wirth M (1993) *Arthroscopic treatment of full-thickness rotator cuff tears: 2- to 7-year follow-up study.* Arthroscopy. 9(2): p. 195-200.

37. Fealy S, Rodeo SA, MacGillivray JD, Nixon AJ, Adler RS, and 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*. *Arthroscopy*. 22(6): p. 595-602.
38. Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG, Martina FM, Zobel BB, Maffulli N, and Denaro V (2007) *Equivalent clinical results of arthroscopic single-row and double-row suture anchor repair for rotator cuff tears: a randomized controlled trial*. *Am J Sports Med*. 35(8): p. 1254-1260.
39. Galatz LM, Ball CM, Teefey SA, Middleton WD, and 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(2): p. 219-224.
40. Gartsman GM, Khan M, and Hammerman SM (1998) *Arthroscopic repair of full-thickness tears of the rotator cuff*. *J Bone Joint Surg Am*. 80(6): p. 832-840.
41. Gerber C, Terrier F, and Ganz R (1985) *The role of the coracoid process in the chronic impingement syndrome*. *J Bone Joint Surg Br*. 67(5): p. 703-708.
42. Gerber C (1992) *Latissimus dorsi transfer for the treatment of irreparable tears of the rotator cuff*. *Clin Orthop Relat Res*. 275: p. 152-160.
43. Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, and Schlegel U (1994) *Mechanical strength of repairs of the rotator cuff*. *J Bone Joint Surg Br*. 76(3): p. 371-380.
44. Gerber C, Schneeberger AG, Perren SM, and Nyffeler RW (1999) *Experimental rotator cuff repair. A preliminary study*. *J Bone Joint Surg Am*. 81(9): p. 1281-1290.
45. Gerber C, Fuchs B, and Hodler J (2000) *The results of repair of massive tears of the rotator cuff*. *J Bone Joint Surg Am*. 82(4): p. 505-515.

46. Goble EM, Somers WK, Clark R, and Olsen RE (1994) *The development of suture anchors for use in soft tissue fixation to bone*. Am J Sports Med. 22(2): p. 236-239.
47. Goradia VK, Mullen DJ, Boucher HR, Parks BG, and O'Donnell JB (2001) *Cyclic loading of rotator cuff repairs: A comparison of bioabsorbable tacks with metal suture anchors and transosseous sutures*. Arthroscopy. 17(4): p. 360-364.
48. Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, and Voisin MC (1994) *Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan*. Clin Orthop Relat Res. 304: p. 78-83.
49. Habermeyer P, Lehmann L, and Lichtenberg S (2000) *Rotatorenmanschetten-Ruptur: Diagnostik und Therapie*. Der Orthopäde. 29(3): S. 196-208.
50. Hawkins RJ and Kennedy JC (1980) *The American journal of sports medicine*. Am J Sports Med. 8(3): p. 151-158.
51. Hutchinson MR and Veenstra MA (1993) *Arthroscopic decompression of shoulder impingement secondary to Os acromiale*. Arthroscopy. 9(1): p. 28-32.
52. Ide J, Maeda S, and Takagi K (2005) *A comparison of arthroscopic and open rotator cuff repair*. Arthroscopy. 21(9): p. 1090-1098.
53. Inman VT, Saunders JB, and Abbott LC (1944) *Observations on the function of the shoulder joint*. J Bone Joint Surg Am. 26: p. 1-30.
54. Jerosch J, Castro WH, Sons HU, and Moersler M (1989) *Zur Ätiologie des subacromialen Impingement-Syndroms--eine biomechanische Untersuchung*. Beitr Orthop Traumatol. 36(9): S. 411-418.
55. Jobe CM (1995) *Posterior superior glenoid impingement: expanded spectrum*. Arthroscopy. 11(5): p. 530-536.

56. Kessel L and Watson M (1977) *The painful arc syndrome. Clinical classification as a guide to management.* J Bone Joint Surg Br. 59-B: p. 166-172.
57. Kilicoglu O, Demirhan M, Akman S, Atalar AC, Ozsoy S, and Ince U (2003) *Failure strength of bioabsorbable interference screws: effects of in vivo degradation for 12 weeks.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 11(4): p. 228-234.
58. Kim DH, Elattrache NS, Tibone JE, Jun BJ, DeLaMora SN, Kvitne RS, and Lee TQ (2006) *Biomechanical comparison of a single-row versus double-row suture anchor technique for rotator cuff repair.* Am J Sports Med. 34(3): p. 407-414.
59. Krackow KA, Thomas SC, and Jones LC (1986) *A new stitch for ligament-tendon fixation. Brief note.* J Bone Joint Surg Am. 68(5): p. 764-766.
60. Lehman C, Cuomo F, Kummer FJ, and Zuckermann JD (1995) *The incidence of full thickness rotator cuff tears in a large cadaveric population.* Bull Hosp Jt Dis. 54: p. 30-31.
61. Levy HJ, Uribe JW, and Delaney LG (1990) *Arthroscopic assisted rotator cuff repair: preliminary results.* Arthroscopy. 6(1): p. 55-60.
62. Lichtenberg S, Liem D, Magosch P, and Habermeyer P (2006) *Influence of tendon healing after arthroscopic rotator cuff repair on clinical outcome using single-row Mason-Allen suture technique: a prospective, MRI controlled study.* Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 14(11): p. 1200-1206.
63. Lindblom K (1939) *On Pathogenesis of Ruptures of the Tendon Aponeurosis of the Shoulder Joint.* Acta Radiologica. 20: p. 563-577.
64. Lippert H, ed. (2006) *Lehrbuch Anatomie.* 7 ed. Urban & Fischer: München. S. 716-722.

65. Lo IK and Burkhart SS (2003) *Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff*. *Arthroscopy*. 19(9): p. 1035-1042.
66. Lo IK, Burkhart SS, and Athanasiou K (2004) *Abrasion resistance of two types of nonabsorbable braided suture*. *Arthroscopy*. 20(4): p. 407-413.
67. Lohr JF and Uthoff HK (1990) *The microvascular pattern of the supraspinatus tendon*. *Clin Orthop Relat Res*. 254: p. 35-38.
68. Ma CB, MacGillivray JD, Clabeaux J, Lee S, and Otis JC (2004) *Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff stitches*. *J Bone Joint Surg Am*. 86-A(6): p. 1211-1216.
69. Ma CB, Comerford L, Wilson J, and Puttlitz CM (2006) *Biomechanical evaluation of arthroscopic rotator cuff repairs: double-row compared with single-row fixation*. *J Bone Joint Surg Am*. 88(2): p. 403-410.
70. Mahar AT, Tucker BS, Upasani VV, Oka RS, and Pedowitz RA (2005) *Increasing the insertion depth of suture anchors for rotator cuff repair does not improve biomechanical stability*. *J Shoulder Elbow Surg*. 14(6): p. 626-630.
71. Mantone JK, Burkhead WZ, Jr., and Noonan J, Jr. (2000) *Nonoperative treatment of rotator cuff tears*. *Orthop Clin North Am*. 31(2): p. 295-311.
72. Marti C, Imhoff AB, Bahrs C, and Romero J (1997) *Metallic versus bioabsorbable interference screw for fixation of bone-patellar tendon-bone autograft in arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. A preliminary report*. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 5(4): p. 217-221.
73. Mau H and Breusch S (2006) *Schultergelenk*, in *Klinikleitfaden Orthopädie*, Breusch S, Mau H, and Sabo D, Editors. Urban & Fischer: München, Jena. S. 459-488.

74. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, and Arciero RA (2005) *Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair*. Am J Sports Med. 33(12): p. 1861-1868.
75. McConville OR and Iannotti JP (1999) *Partial-thickness tears of the rotator cuff: evaluation and management*. J Am Acad Orthop Surg. 7(1): p. 32-43.
76. McFarland EG, Park HB, Keyurapan E, Gill HS, and Selhi HS (2005) *Suture anchors and tacks for shoulder surgery, part 1: biology and biomechanics*. Am J Sports Med. 33(12): p. 1918-1923.
77. McLaughlin HL and Asherman EG (1951) *Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder. IV. Some observations based upon the results of surgical repair*. J Bone Joint Surg Am. 33(A:1): p. 76-86.
78. McLaughlin HL (1962) *Ruptures of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Am. 44: p. 979-983.
79. McLaughlin HL (1994) *Lesions of the musculotendinous cuff of the shoulder. The exposure and treatment of tears with retraction. 1944*. Clin Orthop Relat Res.(304): p. 3-9.
80. Meier SW and Meier JD (2006) *The effect of double-row fixation on initial repair strength in rotator cuff repair: a biomechanical study*. Arthroscopy. 22(11): p. 1168-1173.
81. Meyer AW (1937) *Chronic functional lesions of the shoulder*. Arch Surg. 35: p. 646-674.
82. Milgrom C, Schaffler M, Gilbert S, and van Holsbeeck M (1995) *Rotator-cuff changes in asymptomatic adults. The effect of age, hand dominance and gender*. J Bone Joint Surg Br. 77(2): p. 296-298.
83. Moseley HF and Goldie I (1963) *The Arterial Pattern of the Rotator Cuff of the Shoulder*. J Bone Joint Surg Br. 45: p. 780-789.

84. Neer CS, 2nd (1972) *Anterior acromioplasty for the chronic impingement syndrome in the shoulder: a preliminary report*. J Bone Joint Surg Am. 54(1): p. 41-50.
85. Neer CS, 2nd (1983) *Impingement lesions*. Clin Orthop Relat Res. 173: p. 70-77.
86. Neer CS, 2nd, Craig EV, and Fukuda H (1983) *Cuff-tear arthropathy*. J Bone Joint Surg Am. 65(9): p. 1232-1244.
87. Netter FH, ed. (1999) *Atlas der Anatomie des Menschen*. Thieme: Stuttgart, New York. S. 391- 451.
88. Netter FH, ed. (2001) *NETTERs Orthopädie*. Thieme: Stuttgart, New York. S. 100-111.
89. Nho SJ, Yadav H, Pensak M, Dodson CC, Good CR, and MacGillivray JD (2007) *Biomechanical fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. Arthroscopy. 23(1): p. 94-102, 102 e1.
90. Nicholson GP, Goodman DA, Flatow EL, and Bigliani LU (1996) *The acromion: morphologic condition and age-related changes. A study of 420 scapulas*. J Shoulder Elbow Surg. 5(1): p. 1-11.
91. Niethard FU, Weber M, and Heller K-D, eds. (2005) *Orthopädie Compact, Alles für Station und Facharztprüfung*. Thieme: Stuttgart, New York. S. 67-91.
92. Nottage WM and Lieurance RK (1999) *Arthroscopic knot typing techniques*. Arthroscopy. 15(5): p. 515-521.
93. Olsson O (1953) *Degenerative changes of the shoulder joint and their connection with shoulder pain. A morphological and clinical investigation with special attention to the cuff and biceps tendon*. Acta Chir Scand Suppl. 181: p. 1-130.

94. Park MC, Cadet ER, Levine WN, Bigliani LU, and 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(8): p. 1154-1159.
95. Patte D, Goutallier D, and Debeyre J (1981) *Rotatorenmanschettenruptur. Ergebnisse und Perspektiven der Retrostruktur*. Der Orthopäde. 10(3): S. 206-215.
96. Putz R (1986) *Biomechanik des Schultergürtels*. Manuelle Medizin. 24: S. 1-7.
97. Rathbun JB and Macnab I (1970) *The microvascular pattern of the rotator cuff*. J Bone Joint Surg Br. 52(3): p. 540-553.
98. Reardon DJ and Maffulli N (2007) *Clinical evidence shows no difference between single- and double-row repair for rotator cuff tears*. Arthroscopy. 23(6): p. 670-673.
99. Reichelt A (2001) *Schultergürtel*, in *Praxis der Orthopädie*, Wirth CJ, Editor. Thieme: Stuttgart, New York. S. 292-334.
100. Rickert M, Witzel U, Kolbel R, and Georgousis H (2002) *Über die Primärfestigkeit konventioneller und alternativer Nahttechniken der Rotatorenmanschette. Eine biomechanische Untersuchung*. Unfallchirurg. 105(1): S. 23-30.
101. Rössler H, Rüter W, and Steinhagen J, eds. (2005) *Orthopädie und Unfallchirurgie*. Urban & Fischer: München. S. 216-225.
102. Rothman RH (1965) *The vascular anatomy of the rotator cuff*. Clin Orthop Relat Res. 41: p. 176-186.
103. Ruotolo C, Fow JE, and Nottage WM (2004) *The supraspinatus footprint: an anatomic study of the supraspinatus insertion*. Arthroscopy. 20(3): p. 246-249.

104. Rupp S, Seil R, Krauss PW, and Kohn DM (1998) *Cortical versus cancellous interference fixation for bone-patellar tendon-bone grafts*. Arthroscopy. 14(5): p. 484-488.
105. Samilson RL and Binder WF (1975) *Symptomatic full thickness tears of rotator cuff. An analysis of 292 shoulders in 276 patients*. Orthop Clin North Am. 6(2): p. 449-466.
106. Scheibel MT and Habermeyer P (2003) *A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors*. Arthroscopy. 19(3): p. 330-333.
107. Schlegel TF, Hawkins RJ, Lewis CW, and 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 histologic study in sheep*. J Shoulder Elbow Surg. 16(1): p. 115-121.
108. Schwyzer HK, Gschwend N, and Simmen BR (1994) *Zur Häufigkeit der Rotatorenmanschettenruptur bei der cP-Schulter*. Akt Rheumatol. 19: S. 134-135.
109. Smith CD, Alexander S, Hill AM, Huijsmans PE, Bull AM, Amis AA, De Beer JF, and Wallace AL (2006) *A biomechanical comparison of single and double-row fixation in arthroscopic rotator cuff repair*. J Bone Joint Surg Am. 88(11): p. 2425-2431.
110. Snyder SJ (1993) *Evaluation and treatment of the rotator cuff*. Orthop Clin North Am. 24(1): p. 173-192.
111. Snyder SJ (1997) *Technique of arthroscopic rotator cuff repair using implantable 4-mm Revo suture anchors, suture Shuttle Relays, and no. 2 nonabsorbable mattress sutures*. Orthop Clin North Am. 28(2): p. 267-275.

112. St Pierre P, Olson EJ, Elliott JJ, O'Hair KC, McKinney LA, and 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(12): p. 1858-1866.
113. Sugaya H, Maeda K, Matsuki K, and Moriishi J (2005) *Functional and structural outcome after arthroscopic full-thickness rotator cuff repair: single-row versus dual-row fixation.* Arthroscopy. 21(11): p. 1307-1316.
114. Tauro JC (1998) *Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of technique and results at 2- and 3-year follow-up.* Arthroscopy. 14(1): p. 45-51.
115. Tempelhof S, Rupp S, and Seil R (1999) *Age-related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders.* J Shoulder Elbow Surg. 8(4): p. 296-299.
116. Tuoheti Y, Itoi E, Yamamoto N, Seki N, Abe H, Minagawa H, Okada K, and Shimada Y (2005) *Contact area, contact pressure, and pressure patterns of the tendon-bone interface after rotator cuff repair.* Am J Sports Med. 33(12): p. 1869-1874.
117. Uhthoff HK, Loehr J, Hammond I, and Sarkar K (1986) *Ätiologie und Pathogenese der Rupturen der Rotatorenmanschette.* Hefte zur Unfallheilkunde. 180: S. 3-9
118. Uhthoff HK, Loer JF, and Sarkar K (1987) *The pathogenesis of rotator cuff tears.* The shoulder, ed. Takagishi N. Tokyo: Professional Postgraduate Services. p. 211-212.
119. Van der Elst M, Patka P, and van der Werken C (2000) *Resorbierbare Implantate für Frakturfixierungen. Aktueller Stand.* Unfallchirurg. 103(3): S. 178-182.
120. Waltrip RL, Zheng N, Dugas JR, and Andrews JR (2003) *Rotator cuff repair. A biomechanical comparison of three techniques.* Am J Sports Med. 31(4): p. 493-497.

121. Watson M (1978) *The refractory painful arc syndrome*. J Bone Joint Surg. 60-B(4): p. 544-546.
122. White CD, Bunker TD, and Hooper RM (2006) *The strength of suture configurations in arthroscopic rotator cuff repair*. Arthroscopy. 22(8): p. 837-841.
123. Wiedemann E, Biberthaler P, and Hinterwimmer S (2004) *Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte*. Arthroskopie. 17(1): S. 17-26.
124. Yamada H (1970) *Strength of biological materials*. Baltimore: Williams & Wilkins Co. p. 99-104.
125. Zuckerman JD, Kummer FJ, Cuomo F, Simon J, and Rosenblum S (1992) *The influence of the coraco-acromial arch anatomy on rotator cuff tears*. J Shoulder Elbow Surg. 1: p. 4-14.

7 Publikationen

Beim 23. Jahreskongress der „Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS)“ in München vom 20. bis 22. Juni 2008 wurde die Präsentation von Teilen unserer wissenschaftlichen Arbeit im Zuge des „Young Investigator Award 2008“ mit dem ersten Rang ausgezeichnet.

Des Weiteren wurden Teile der Arbeit als Artikel im „American Journal of Sports Medicine (AJSM)“ akzeptiert.

Unsere Studie wurde zu Teilen bereits im Jahr 2007 als Vortrag am Kongress der „Deutschen Vereinigung für Schulter und Ellenbogenchirurgie (DVSE)“, sowie am Jahreskongress der „Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA)“ vorgetragen.

Autoren: Veas J, Pape D, Bachelier F, Kohn D, Lorbach O

Titel: „Zyklische Belastung von Rotatorenmanschettenrekonstruktionen: „Single-row“-Nahtankerrefixationen mit modifizierten Nahttechniken gegenüber „Double-row“-Refixierungen“

Anlass: „Young Investigator Award 2008“ während des 23. Jahreskongresses der „Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin (GOTS)“

Datum und Ort: 20. bis 22. Juni 2008, München, Deutschland

Auszeichnung: Erster Rang beim „Young Investigator Award 2008“

Autoren: Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D

Titel: „Cyclic Loading of Rotator Cuff Reconstructions: Single-row Repair with Modified Suture Configurations Versus Double-row Repair“

Zeitschrift: 2007 akzeptiert vom „American Journal of Sports Medicine (AJSM)“

Autoren: Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D

Titel: „Single-row“-Rekonstruktionen mit modifizierten Nahttechniken versus „Double-row“-Rekonstruktionen zur Behandlung von Rupturen der Rotatorenmanschette“

Anlass: 24. Kongress der „Deutschsprachigen Arbeitsgemeinschaft für Arthroskopie (AGA)“

Datum und Ort: 28.bis 29. September 2007, Köln, Deutschland

Autoren: Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D

Titel: „Single-row“-Rekonstruktionen mit modifizierten Nahttechniken versus „Double-row“-Rekonstruktionen zur Behandlung von Rupturen der Rotatorenmanschette

Anlass: Jahreskongress der „Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE)“

Datum und Ort: 01. bis 02. Juni 2007, Münster, Deutschland

8 Danksagung

Zuallererst möchte ich mich besonders bei Professor Dr. med. D. Kohn und meinem Betreuer Dr. med. Olaf Lorbach für die Überlassung dieses Studienthemas und die gute Zusammenarbeit bedanken. Anregende Diskussionen, Instruktion, Unterstützung, konstruktive Kritik, Teamarbeit, Ermutigung, Engagement, postwendende Korrekturen und Kollegialität waren positiv anspornende Erfahrungen, die ich in der Entstehungszeit meiner Doktorarbeit sammeln konnte.

Zu Dank verpflichtet bin ich auch den Firmen Arthrex GmbH (Karlsfeld, Deutschland) und ArthroCare Sportsmedicine (Stockholm, Schweden), die ihre Produkte für unsere Versuche zur Verfügung stellten.

An der Verwirklichung meiner Doktorarbeit waren jedoch noch weitaus mehr Menschen beteiligt. Deshalb gilt mein Dank auch Cand. med. Karl Lutz, der uns mit exzellenten Schweineschulterpräparaten versorgte, Julia Happel für die umfassende Einführung im Biomechaniklabor, der Schlosserei unserer Universitätsklinik, Oberarzt Dr. Dr. G. Schneider und Christian Korst aus der radiologischen Abteilung für das Entgegenkommen bei der Knochendichtemessung, sowie der Firma Färber (Vieh- und Fleischgroßhandel, Schlachthof Zweibrücken) für das Anbieten von Präparationsmöglichkeiten zur ersten Orientierung in der Schweineschulter, Herrn Dr. Thomas Georg für die statistische Betreuung unserer Studie und Margret Kampermann für ihr sprachliches Fingerspitzengefühl.

Und nicht zuletzt möchte ich mich bei meinen Eltern, meiner gesamten Familie und meiner Freundin Caroline für die unermüdliche Unterstützung, die Ermutigung, den erfrischenden Esprit, die Geduld, den zeitlichen Verzicht und das Verständnis bedanken während dieser Zeit des intensiven Forschens und Schreibens meiner Doktorarbeit.

9 Curriculum vitae

Name: Jochen Veas
Geburtsdatum: 26.07.1980
Geburtsort: Donaueschingen
Nationalität: Deutsch

Laufbahn:

Schulbildung 1987 bis 1991: *Grundschule Starzach (Baden-Württemberg)*
1991 bis Juni 2000: *Gymnasium (Baden-Württemberg)*
Martin-Gerbert-Gymnasium in Horb am Neckar, Abitur 2000

Zivildienst Juli 2000 bis Mai 2001: *Rettungssanitäter*
Ausbildung und Dienst als Rettungssanitäter beim Deutschen Roten Kreuz in Tübingen

Auslands-
Arbeitsaufenthalt Juni 2001 bis August 2001: *Jugendbetreuer*
Bei der Organisation „Camp America“ in Chapel Hill (North Carolina; USA) und Ausbildung zum „Lifeguard“ beim „American Red Cross“

Studium Seit Oktober 2001: *Humanmedizin*
Studiumbeginn an der Universität des Saarlandes
September 2003: *Physikum*

Auslandsstudium Oktober 2004 bis Juli 2005: *ERASMUS-Auslandsjahr*
3.und 4. klinisches Semester an der „Université de Lausanne“ am „Centre Hospitalier Universitaire Vaudois“ in der französischen Schweiz

Famulaturen März 2004: *Innere Medizin* am Kreiskrankenhaus Balingen (Baden-Württemberg), Prof. Dr. med. W. Gröbner
August 2004: *Allgemein- und Viszeralchirurgie* am Unfallkrankenhaus Berlin, Prof. Dr. med. D. Lorenz
August/ September 2005: *Urologie* am Universitätsklinikum Homburg/ Saar, Prof. Dr. med. M. Stöckle
Februar/ März 2006: *Allgemeinarzt Praxis* in Starzach-Bierlingen (Baden-Württemberg), Dr. med. W. Veas
Oktober 2005: *Radiologie* am Universitätsklinikum Homburg/ Saar, Prof. Dr. med. B. Kramann
August/ September 2007: Tutorial *Neurologie* am Universitätsklinikum Homburg/ Saar, sowie an den umliegenden Krankenhäusern Merzig, Dillingen, Püttlingen und Saarbrücken

Praktisches Jahr/
Ausland

August 2006 bis Juli 2007:

1. Terial Chirurgie:

1.1 Universitätsklinikum Homburg/ Saar:

- Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie, Prof. Dr. med. T. Pohlemann;
- Allgemein- und Viszeralchirurgie, Prof. Dr. med. M. Schilling

1.2 „Centre Universitaire de Santé McGill“/ „McGill

University“, „Hôpital Royal Victoria“, Montréal, Kanada:

- Herzchirurgie, MD MSc FRCS(C) B. de Varennes;
- Gefäßchirurgie, MD FRCSC K. Mackenzie

2. Terial Orthopädie:

Spital Bern Ziegler, Schweiz, PD Dr. med. H. Nötzli

3. Terial Innere:

Universitätsspital Zürich, Schweiz, Prof. Dr. med. W. Vetter