

Aus der Klinik und Poliklinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Universität zu Köln
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. P. Eysel
Stellvertretender Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. L. P. Müller

Die Primärstabilität von Subscapularissehnennähten in Abhängigkeit der Nahttechnik

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Julia Alexandra Nacov
aus Charleroi (Belgien)

promoviert am 12. August 2025

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität zu Köln
2025

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink

1. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. L. P. Müller

2. Gutachter: Professor Dr. med. J. Bredow

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Herrn Universitätsprofessor Dr. Lars Peter Müller

Herrn Priv.-Doz. Dr. Michael Hackl

Weitere Personen waren an der Erstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe einer Promotionsberaterin/eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertationsschrift stehen.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Die dieser Arbeit zugrunde liegenden Experimente sind von mir mit Unterstützung von Herrn Priv.-Doz. Dr. Michael Hackl, der Studentin der Medizintechnik und Technomechanik an der Fachhochschule Aachen, Frau Stephanie Lucina Kahmann, sowie der biologisch-technischen Assistentin Frau Jutta Knifka ausgeführt worden. Die Dissektion der Schulterpräparate erfolgte hierbei durch mich, während die Durchführung der Nahttechniken durch Herrn Prov.-Doz. Dr. Michael Hackl erfolgte. Weiterhin erfolgte die Auswertung der digitalen Bildkorrelation durch Herrn Prov.-Doz. Dr. Michael Hackl. Die statistische Auswertung des vollständigen Datensatzes mittels

„SPSS“ erfolgte durch mich. Die aus dieser Studie entstandene Publikation wurde im ersten Entwurf vollständig alleine durch mich erstellt. Die Publikationsschrift wurde anschließend mit Unterstützung durch Herrn Prov.-Doz. Dr. Michael Hackl, Frau Dr. med. Sandra Kammerlohr, Herrn Prof. i.R. Dr.-Ing. Manfred Staat, Herrn Dr. med. Eduard Buess, Herrn Priv.-Doz. Dr. Tim Leschinger, Herrn Prof. Dr. Kilian Wegmann und Herrn Univ.-Prof. Dr. Lars Peter Müller bearbeitet. Weitere Personen waren an der Erstellung der Publikation nicht beteiligt. Zusammenfassend erkläre ich hiermit, dass ich den wesentlichen Teil der Arbeit an der Studie geleistet habe.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Köln, den 13.05.2025

Unterschrift:

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich allen beteiligten Personen meinen großen Dank aussprechen, die mich bei der Anfertigung meiner Dissertation unterstützt haben.

Herrn Univ.-Prof. Dr. Lars Peter Müller danke ich für die Möglichkeit der Promotion an seiner Klinik, sowie der Teilhabe an mehreren Forschungsprojekten, sowie Publikation unter seiner Leitung.

Herrn Prov.-Doz. Dr. Michael Hackl für die hervorragende Betreuung und langjährige Unterstützung bei der Umsetzung dieser Arbeit mit außerordentlichem Fachwissen, unendlicher Hilfsbereitschaft, Freundlichkeit und Geduld.

Frau Jutta Knifka für die freundliche und kompetente organisatorische Unterstützung bei der Vor- und Nachbereitung der Versuche.

Frau Stephanie Kahmann und dem Institut für Bioengineering der FH Aachen für die freundliche Bereitstellung des Kamerasystems.

Dem UniReha-Team im Zentrum für Prävention und Rehabilitation der Uniklinik Köln für die Bereitstellung der Räumlichkeiten und Gerätschaften zur Durchführung der Knochendichtemessungen.

Den KoautorInnen der dieser Arbeit zugrundeliegenden Publikation für deren Anregungen und Unterstützung bei der Bearbeitung des Manuskripts.

Meinen Eltern Valentina und Franz, sowie meinen lieben Freundinnen und Freunden für deren unendliche Liebe und Unterstützung, ohne deren emotionalen Halt die Umsetzung dieser Arbeit nicht möglich gewesen wäre.

Für meine Eltern, Valentina und Franz Nacov

Inhaltsverzeichnis

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS	8
1. ZUSAMMENFASSUNG	9
2. EINLEITUNG	10
2.1 Einführung	10
2.2 Anatomische Grundlagen	12
2.2.1 Überblick Schultergelenk	12
2.2.2 Topographische Anatomie des M. subscapularis	13
2.2.3 Funktion und Innervation des M. subscapularis	14
2.2.4 Biomechanische Aspekte des M. subscapularis	15
2.3 Die Subscapularissehnenruptur	17
2.3.1 Epidemiologie	17
2.3.2 Ätiologie und Pathogenese	18
2.3.3 Klinik und Symptomatik	21
2.3.4 Diagnostik	22
2.3.4.1 Klinische Untersuchung	22
2.3.4.2 Bildgebende Verfahren	25
2.3.5 Klassifikationssysteme	28
2.3.6 Therapie	29
2.3.6.1 Konservativ	29
2.3.6.2 Operativ	31
2.3.7 Komplikationen und Prognose	37
2.4 Fragestellungen und Ziel der Arbeit	38
3. PUBLIKATION	39
4. DISKUSSION	48
4.1 Überblick Studienergebnisse	48

4.2	Interpretation und Einordnung der Studienergebnisse	49
4.3	Auswahl der Nahttechniken und -konfigurationen	51
4.4	Limitationen der Studie	52
4.5	Schlussfolgerung und Ausblick	53
5.	LITERATURVERZEICHNIS	54
6.	ANHANG	68
6.1	Tabellenverzeichnis	68

Abkürzungsverzeichnis

BHT	Bear-hug-Test
BMD	Bone Mineral Density
BOT	Belly-off-Zeichen
BPT	Belly-press-Test
bzw.	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
CT	Computer-Tomographie
DIC	Digital Image Correlation
DEXA	Dual Energy X-ray Absorptiometry
DR	Double Row
HAGL	Humeral Avulsion of Glenohumeral Ligaments
IRLS	Innenrotations-Lag-Zeichen
ISP	M. infraspinatus
LBS	lange Bizepssehne
Lig.	Ligamentum
LL	„Lasso-loop“
LOT	Lift-off-Test
M.	Musculus
MA	„Maso-Allen“
MHz	Megahertz
mm	Millimeter
MRT	Magnet-Resonanztomographie
N	Newton
N.	Nervus
Nn.	Nervi
RI	Rotatorenintervall
RM	Rotatorenmanschette
RMR	Rotatorenmanschettenruptur/-en
SB	„Suture-bridge“
SFA	French Arthroscopy Society
SR	Single Row
SSC	M. subscapularis
SSP	M. supraspinatus
TM	M. teres minor
TUFF	Tensile Undersurface Fiber Failure

1. Zusammenfassung

Lange wurde die Häufigkeit von Subscapularisrupturen bei erschwerter Diagnose aufgrund komplexer Anatomie unterschätzt.¹ Unter anderem durch den Einsatz arthroskopischer Verfahren konnte in den letzten Jahren eine deutlich höhere Prävalenz aufgezeigt werden.² Zahlreiche Single- (SR) und Double Row (DR) Techniken mit einfachen und modifizierten Nähten wurden zur Rekonstruktion beschrieben, aber es fehlen ausreichend biomechanische und/oder klinische Daten für eindeutige Anwendungsempfehlungen.³⁻⁵ Ziel dieser biomechanischen Studie war daher die Evaluation der Primärstabilität von SSC-Sehennähten in Abhängigkeit der Nahttechnik zur Rekonstruktion vollständiger SSC-Rupturen.

Zu den untersuchten Nahttechniken gehörten neben der konventionellen SR- und DR-Technik mit simplen Matratzennähten, die SR-Rekonstruktion mit „modifizierter Mason-Allen“ (MA)-Naht angelehnt an Scheibel und Habermeyer⁴, sowie die modifizierte Lasso-loop (LL)-Naht nach Lafosse et al.³. Zur biomechanischen Testung wurden 32 Präparate nach Rekonstruktion schrittweise mittels einer Materialprüfmaschine, in einem definierten zyklischen Belastungsprotokoll mit sukzessiver Steigerung der Zuglast bis zu 200 N belastet. Unter Verwendung eines hochauflösenden 3D-Kamerasystem mit digitaler Bildkorrelation wurde die Zyklenzahl bis 3- bzw. 5 mm Lückenbildung zwischen Knochen und Sehne ermittelt. Zusätzlich wurde die maximale Versagenslast erhoben.

Diese Untersuchung zeigte, dass die klassische SR-Rekonstruktion im Vergleich zur DR-Rekonstruktion eine signifikant geringere Zyklenzahl bis zur 3- ($p < .001$) und 5 mm Lückenbildung ($p = .004$), sowie eine geringere maximale Versagenslast ($p = .015$) aufwies. Die SR-Rekonstruktion mit modifizierter LL-Naht hingegen zeigte lediglich eine signifikant geringere Anzahl von Zyklen bis zur 3 mm Lückenbildung ($p = .003$) im Vergleich zur DR-Rekonstruktion. Die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht zeigte keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zur DR-Rekonstruktion.

Die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht, die aufgrund der geringeren Anzahl der benötigten Nahtanker vor allem bei verringerter Restlänge und Retraktion der Sehne vorteilhaft sein kann, stellt somit in Hinblick auf ihre biomechanische Potenz eine adäquate Alternative zur Rekonstruktion vollständiger SSC-Rupturen dar.^{4,6}

2. Einleitung

2.1 Einführung

Der M. subscapularis (SSC) ist der kräftigste Muskel der Rotatorenmanschette (RM) und der wichtigste Innenrotator des Humerus.^{7,8} Zudem stellt er die einzige anteriore Komponente der RM dar und fungiert als wichtigster dynamischer anteriorer Stabilisator des Glenohumeralgelenks.⁹⁻¹² Unter anderem deswegen können Rupturen des SSC mit erheblichen Funktionseinschränkungen verbunden sein und gehen dann in der Regel mit der Indikation zur chirurgischen Versorgung einher.¹³ Trotzdem wurde deren Häufigkeit lange unterschätzt.¹

Mit dem Einsatz arthroskopischer Verfahren und hochauflösender Magnetresonanztomographie (MRT)-Diagnostik konnte in den letzten Jahren auch eine deutlich höhere Prävalenz von SSC-Rupturen aufgezeigt werden. So konnten diese in über 30% bis hin zu 69% aller Schulterarthroskopien zur Versorgung von Rotatorenmanschettenrupturen (RMR) nachgewiesen werden.^{2,6,14-16}

Äquivalent zu den diagnostischen Verfahren hat sich auch die operative Therapie von SSC-Sehnenrupturen erheblich weiterentwickelt. Grundsätzlich kann diese offen oder arthroskopisch erfolgen.^{5,17,18} Minimal-invasive arthroskopische Eingriffe rückten durch die Entwicklung ausreißfester Fadenankersysteme und Verbesserung des Instrumentariums in den letzten Jahren immer weiter in den Vordergrund.^{19,20}

Neben biologischen Bedingungen wie Knochen- und Sehnenqualität ist das postoperative Outcome ebenfalls abhängig von biomechanischen und technischen Faktoren der Rekonstruktion wie Fadenankerdesign, dessen Insertionswinkel und Positionierung, Fadenanzahl und -stärke, und vor allem der Nahtechnik und Sehnennahtkonfiguration.²¹

Zur arthroskopischen Refixierung der rupturierten Sehne am Knochen können Fadenanker entweder ein- oder doppelreihig platziert werden.²²⁻²⁵ Die im Rahmen der Rekonstruktion applizierte Nahttechnik kann dabei erheblich variieren^{3,4,25,26}. Während bei der Durchführung von Einzel- (Single-Row: SR) und Doppelreihenrekonstruktionen (Double Row: DR) anfangs lediglich einfache Durchstich- und Matratzennähte zum Einsatz kamen, wurden mit dem Ziel erhöhter biomechanischer Potenz, im Verlauf immer komplexere Nahttechniken konzipiert, und im Zuge dessen klassische SR- und DR-Techniken modifiziert und weiterentwickelt.^{4,24,26}

Bezüglich der Auswahl der Nahttechnik konnte allerdings bei fehlender eindeutiger Evidenz bisher keine eindeutige Anwendungsempfehlung ausgesprochen werden.^{27,28} Besonders in Hinblick auf die zentrale biomechanische Bedeutung des SSC für Funktion und Stabilität der Schulter sind daher weitere Untersuchungen diesbezüglich notwendig, um eine möglichst stabile Rekonstruktion der Sehnen-Knochen-Einheit, und dadurch geringe Rerupturraten, erzielen zu können.

2.2 Anatomische Grundlagen

2.2.1 Überblick Schultergelenk

Der hohe Bewegungsumfang der Schulter resultiert aus dem komplexen dynamischen Zusammenspiel mehrerer artikulierender ossärer Strukturen und muskulärer Kräfte des umgebenden Weichteilmantels, sowie dem besonderen Aufbau des Kapsel- und Bandapparates.²⁹ Zur beteiligten fünfgliedrigen Gelenkkette, welche Humerus, Scapula und Clavicula beweglich miteinander und mit dem Rumpf verbindet, gehören drei Haupt- und zwei Nebengelenke. Dazu gehören die zwei Schultergürtelgelenke Akromioklavikular- und Sternoklavikulargelenk, die zwei Nebengelenke der scapulothorakalen und subacromialen Gleitschicht, sowie das Glenohumeralgelenk.³⁰ Letzteres verfügt über den größten Bewegungsumfang aller Gelenke des menschlichen Körpers und fungiert als Schulterhauptgelenk.³¹ Als funktionelles dreiachsiges Kugelgelenk verfügt es über drei Freiheitsgrade und somit drei senkrecht aufeinander stehende Bewegungsachsen, wodurch Abduktion und Adduktion, Außen- und Innenrotation, sowie Anteversion und Retroversion des Armes möglich sind.³² Es besteht aus dem vergleichsweise großen Humeruskopf mit einer Gelenkfläche von 20 bis 24 cm² und der kleinen länglichen konkaven Gelenkpfanne der Scapula mit 6 bis 7 cm² Gelenkfläche.^{32,33} Der Krümmungsradius des Humeruskopfes ist dabei ungefähr 2 mm geringer als der des Glenoids.³⁴ Die verringerte knöcherne Kongruenz und Formschlüssigkeit hat so zwar zur Folge, dass durch Translations-, Roll- und Rotationsbewegungen ein großer Bewegungsumfang erzielt werden kann, setzt aber auch ein hohes Maß an muskulärer Führung voraus, sodass neben der passiven Stabilisierung durch Kapsel- und Bandapparat, vor allem der sogenannten RM eine besondere Bedeutung als aktiver dynamischer Stabilisator zukommt.^{29,35}

Die RM setzt sich von ventral nach dorsal aus den vier Muskeln – M. subscapularis (SSC), M. supraspinatus (SSP), M. infraspinatus (ISP), und M. teres minor (TM) zusammen, welche zirkumferentiell um den Humeruskopf angeordnet sind und gemeinsam mit der superioren Gelenkkapsel eine Sehnenkappe am Humerus bilden.^{32,36,37} Sie gewährleisten durch die gezielte Kompressionskraft eine Humeruskopfzentrierung in die Gelenkpfanne und wirken somit stabilisierend auf das Glenohumeralgelenk.³⁸

Darüber hinaus sind die einzelnen Muskeln der RM in Abhängigkeit ihrer Lage und der Stellung des Armes wesentlich an der Ausführung verschiedener Bewegungen am Humerus beteiligt und nahezu bei jeder Bewegung der Schulter aktiv.^{32,39}

2.2.2 Topographische Anatomie des M. subscapularis

Der SSC entspringt flächig an der Fossa subscapularis, einer Knochenvertiefung an der ventralen Seite der Scapula.⁴⁰ Als volumenstärkster Muskel der RM bedeckt er annähernd die gesamte ventrale Fläche des Schulterblattes und füllt so die Fossa subscapularis vollständig aus.⁴¹

Seine Muskelfasern ziehen von dort aus fächerförmig nach lateral und verlaufen kaudal des Processus coracoideus in Richtung des Humeruskopfes.^{40,41} Die oberen zwei Drittel des SSC gehen auf Höhe der Cavitas glenoidale in die Sehne über, welche schließlich am Tuberculum minus des Humerus inserieren.^{11,42,43} Der kaudale Anteil hingegen setzt direkt als muskuläre Einheit ventral am Collum chirurgicum des Humerus an.^{42,44,45}

Die Insertionsfläche des SSC, welche in der gängigen Literatur vornehmlich als „Footprint“ bezeichnet wird, ist kommaförmig konfiguriert, wobei sich der kraniale breite Anteil nach kaudal hin keilförmig zuspitzt.^{42,43,46} Das maximale longitudinale Ausmaß des Footprints beträgt nach Ide et al. durchschnittlich ca. 40 mm, worunter ca. 25 mm Länge auf den kranialen tendinösen Anteil entfallen. Die durchschnittliche maximale Breite beträgt demnach wiederum ca. 15 mm.⁴³

Die am weitesten kranial liegenden Sehnenfasern des SSC ziehen weiterhin unterhalb der langen Bizepssehne (LBS) über den Sulcus intertubercularis, um dort mit den Fasern der SSP Sehne zu verschmelzen und so zum Aufbau des Rotatorenintervalls (RI) beizutragen.⁴⁴

Als RI wird der Raum zwischen Vorderrand des SSP und Oberrand des SSC bezeichnet, welcher durch das Ligamentum glenohumerale superius und das Ligamentum coracohumerale verstärkt wird.^{47,48} Gemeinsam mit den Ausläufern der ventralen Gelenkkapsel formen diese Strukturen den Aufhängeapparat der LBS und sind so maßgeblich an dessen Stabilisierung beteiligt.^{44,47}

2.2.3 Funktion und Innervation des M. subscapularis

Die Einteilung des SSC in einen kranialen und einen kaudalen Anteil ist nicht nur makroskopisch durch die Aufteilung des Muskelansatzes ersichtlich, sondern lässt sich auch analog auf die Innervation und Funktion des Muskels übertragen.

Der SSC wird von zwei oder mehreren Nn. subscapulares innerviert.^{49,50} Der obere Muskelbereich wird zumeist durch den N. subscapularis superior innerviert, wohingegen der untere Anteil in der Regel durch den N. subscapularis inferior versorgt wird.⁵⁰ Beide Nerven entspringen in der Mehrzahl der Fälle dem Fasciculus posterior des Plexus brachialis der Segmente C5 und C6.^{50,51} Die Anzahl der Nervenäste und deren Ursprung kann allerdings individuell erheblich variieren.^{49,51} Dies trifft insbesondere auf den N. subscapularis inferior zu, welcher teilweise auch vom N. axillaris oder N. thoracodorsalis entspringt und zusätzlich Zuflüsse von C7 erhält.^{51,52} Die Nerven treten, bei Neutralstellung des Armes, in Höhe des medialen Scapulahalses mediokaudal des Processus coracoideus, in einem Bereich von ca. 32-43 mm von der Basis des Korakoids und durchschnittlich etwa 28-33 mm vom Glenoid entfernt, in den septierten Muskel ein.^{53,54} Die Tatsache, dass der SSC von zwei oder mehr unterschiedlichen Nerven versorgt wird legt nahe, dass abhängig von der Stellung des Humerus, unterschiedliche Funktionen des oberen und unteren Anteils des SSC resultieren könnten. Elektromyographische Studien konnten bestätigen, dass der SSC aus mindestens zwei funktionellen Einheiten besteht.⁵⁵⁻⁵⁷

Während der kraniale Muskelanteil an der Abduktion des Arms beteiligt ist, fungiert insbesondere der kaudale Anteil des SSC als Adduktor bei gehobenem Arm.^{58,59} Weitere Funktionen sind mit der Tatsache verbunden, dass er als einziger Muskel der RM, ventral des Rotationszentrums verläuft. Allerdings stellt er auf diese Weise nicht nur den einzigen Innenrotator der RM dar, sondern verfügt als stärkster Muskel innerhalb dieser Gruppe, über die effektivste innenrotatorische Wirkung aller Schultergürtelmuskeln und repräsentiert somit den wichtigsten Innenrotator am Humerus.^{7,8} Zudem repräsentiert der SSC die einzige anteriore Komponente der RM und ist somit wesentlich für die anteriore Stabilisation am Glenohumeralgelenks verantwortlich.¹⁰ Seine breite Muskelendsehne bietet einen aktiven Schutz gegen die vordere Luxation des Humerus.¹¹ Weiterhin wirkt er aktiv einer unphysiologischen Außenrotation und folglich der Überbeanspruchung des ventrokaudalen Kapsel-Band-Apparates entgegen.⁶⁰

2.2.4 Biomechanische Aspekte des M. subscapularis

Dem SSC kommt bei der Aufrechterhaltung der Gelenkstabilität der Schulter eine entscheidende Schlüsselrolle zu, da das Equilibrium der Humeruskopfposition im Glenoid im Wesentlichen durch die Balance der umgebenden muskulären Kräfte erzielt wird.⁶¹ Anders als bei vielen anderen Gelenken wird die Zentrierung und folglich die Gelenksicherung hauptsächlich durch Muskelkraft erreicht.⁶²

Der Kapsel-Band-Apparat der Schulter ist in vielen Gelenkpositionen entspannt und trägt nur geringfügig zur mechanischen passiven Stabilisierung bei.²⁸ Bei physiologischer Kinematik des Schultergelenks führen Elevationsbewegungen, aufgrund des Zusammenspiels von M. deltoideus und der RM, zu keiner wesentlichen Veränderung des Rotationszentrums.⁶³ Wird das Kräftegleichgewicht beeinträchtigt, resultiert das Missverhältnis der einwirkenden Kräfte in einem glenohumeralen Stabilitätsdefizit.⁶³

In diesem Zusammenhang prägten Inman et al. 1944 erstmals den Begriff „force couple“.⁶¹ Wird die Elevation des Arms durch den Deltamuskel initiiert, so ist auch die Aktivierung der antagonistisch wirkenden RM erforderlich, um dezentrierenden Scherkräfte neutralisieren zu können.⁶¹ Nur durch die aktive Kaudalisierung und Zentrierung des Oberarmkopfes in die Gelenkpfanne kann einerseits ein Maximum an Elevation pro Krafteinheit des Deltamuskels erzielt, und andererseits der Luxationsrichtung des Kopfes nach kranial durch den Deltazug entgegengewirkt werden.^{61,64} Dieser Effekt wird hauptsächlich durch die kaudal gelegenen Anteile der RM, nämlich SSC, ISP und TM erzielt.⁶²

Dieses Konzept des koronaren bzw. vertikalen „force couple“ wurde 1991 durch Burkhart et al. um das des transversalen bzw. horizontalen Kräftepaars erweitert.⁶⁵ Der SSC stellt dabei den zentralen ventralen Kraftvektor dar und balanciert die Kräfte des ISP und TM im dorsalen Bereich. Der resultierende Gesamtvektor ist somit orthograd auf das Zentrum des Glenoids ausgerichtet.

Bleibt bei Sehnenrupturen größeren Ausmaßes das transversale bzw. horizontale Kräftepaar, bestehend aus SSC und ISP bzw. TM erhalten, so resultiert nach Burkhart et al. eine weitestgehend normale Schulterkinematik und die Ruptur gilt als biomechanisch kompensiert.⁶⁶ Solche Rupturen, bei denen eine stabile Drehachse erhalten bleibt, werden insbesondere bei Läsionen des SSP und oberer Anteile der Sehne des ISP beobachtet.⁶³

In diesem Zusammenhang wurde auch das Konzept der sogenannten „suspension bridge“ beschrieben.^{66,67} So soll bei intakter ventraler und dorsaler Aufhängung der freie Rupturrand als kabelförmige Verdickung, ähnlich einer Hängebrücke, eine Kraftübertragung gewährleisten und so eine kompensierte funktionelle Ruptur zur Folge haben.⁶⁷

Kommt es jedoch zu Rupturen der anterosuperioren RM mit Beteiligung des SSC, und somit zur Entkopplung des transversalen bzw. horizontalen Kräftepaars, so resultiert eine dekomensierte RMR.⁶⁶ Es droht eine Kranialisierung bzw. eine Dezentrierung des Humeruskopfs relativ zum Glenoid mit Verlust der stabilen Drehachse und Neigung zu verstärkter anterosuperioren und superioren Translation bei Belastung.^{66,68,69}

Solche Verletzungen der RM mit Beteiligung des SSC begünstigen auf diese Weise zum einen die Entstehung eines intrinsischen Impingementsyndroms durch die resultierende anterosuperiore Humeruskopfmigration, und zum anderen das Auftreten von anterioren glenohumeralen (Sub-)Luxationen durch die fehlende dynamische muskuläre Stabilisierung.^{70,71} Umgekehrt droht im Rahmen einer traumatischen anterioren Schulterluxation eine konsekutive Ruptur der Sehne des SSC, was darauf zurückzuführen ist, dass beide Läsionen einen ähnlichen Verletzungsmechanismus aufweisen.^{11,64}

2.3 Die Subscapularissehnenruptur

2.3.1 Epidemiologie

Grundsätzlich sind traumatisch bedingte Rupturen des SSC von chronisch degenerativen Läsionen des Muskels zu unterscheiden.^{18,72,73} Zusätzlich erfolgt eine Differenzierung zwischen Partial- und Totalrupturen der Sehne, sowie isolierten und kombinierten Formen bzw. Massenrupturen der RM.⁷⁴

Während isolierte, häufig traumatische bedingte, Rupturen des SSC mit einer Inzidenz von etwa 5% eher selten sind, treten am häufigsten degenerative Partialläsionen oder Rupturen des kranialen Sehnenanteils in Kombination mit SSP und/oder ISP auf.^{6,74-}

⁷⁶. Basierend auf der Tatsache, dass die Darstellung der Insertionsstelle aufgrund der komplexen Anatomie schwierig ist, wurde die Häufigkeit von Rupturen der Sehne lange unterschätzt.¹ Mit dem Einsatz arthroskopischer Verfahren und hochauflösender MRT-Diagnostik konnte in den letzten Jahren eine deutlich höhere Prävalenz aufgezeigt werden. So konnten Rupturen des SSC in über 30% bis hin zu 69% aller Schulterarthroskopien zur Versorgung von RMR nachgewiesen werden.^{2,6,14-16}

2.3.2 Ätiologie und Pathogenese

Nach der Erstbeschreibung von RM-Rupturen in einer Kadaverstudie im Jahr 1834 wurden viele verschiedenen und teilweise auch unterschiedliche potentielle Auslöser für pathologische Veränderungen der RM aufgeführt, wobei diese häufig nicht auf eine einzelne, sondern auf eine Kombination mehrerer Ursachen zurückzuführen sind.^{20,72,77-80}

Entscheidend dabei ist die Unterscheidung akut-traumatischer von chronisch-degenerativer Läsionsformen.^{77,81,82} Isolierte Rupturen des SSC lassen sich typischerweise auf ein alleiniges adäquates Trauma zurückführen.^{81,83} Davon betroffen sind vornehmlich Patienten jüngeren bis mittleren Alters.^{72,84,85} Der klassische Entstehungsmechanismus solcher Rupturen entspricht einem massiven Außenrotationstrauma des entweder ab- oder adduzierten Arms, oder einem Hyperextensionstrauma des abduzierten Arms.^{81,85,86}

Häufig anamnestisch zugrunde liegend sind Sturzereignisse mit direktem Aufprall auf die Schulter, traumatische anteriore Schulterluxationen, Auffahrunfälle bei angelegtem Sicherheitsgurt, sowie forcierte Außenrotationsbewegungen des abduzierten Armes bei plötzlich einsetzendem Widerstand, welche sich zumeist im Rahmen von sportlichen Aktivitäten ereignen.^{81,86,87} In der Mehrzahl der Fälle handelt es sich bei isolierten traumatischen Läsionen um Komplettrupturen des SSC.^{81,88}

Liegt eine Partialläsion vor so ist häufig der obere Anteil des SSC betroffen und ihr Ursprung liegt an der artikularseitigen Schicht nahe der Insertionsstelle am Humeruskopf.^{73,81,88} Dort liegt auch der gemeinsame Ansatzpunkt des superioren glenohumeralen und korakohumeralen Ligaments, welche wie bereits weiter oben geschildert, neben SSC und SSP, am Aufbau des Rotatorenintervalls beteiligt sind.^{89,90} Aufgrund der anatomischen Nähe dieser Strukturen stellen Läsionen, (Sub-)Luxationen und Rupturen der LBS, sowie Zerreißen des Pulley-Systems, typische Begleitverletzungen dar.^{18,81,86}

Im Rahmen kompletter traumatischer Rupturen des SSC kann außerdem eine begleitende humeraleseitige Ablösung des mittleren und/oder inferioren glenohumeralen Ligaments auftreten.¹⁸ Diese sogenannte HAGL (humeral avulsion of glenohumeral ligaments)-Läsion ist oftmals ursächlich für eine sekundäre glenohumerale Instabilität und bedarf daher ebenfalls einer entsprechenden Behandlung.⁹¹

Im Gegensatz zu traumatischen Rupturen des SSC, welche eher ein jüngeres Patientenkollektiv betreffen, kommen chronisch degenerative Läsionen, aufgrund der mit dem Alter abnehmenden Belastbarkeit und Reißfestigkeit durch Sklerosierung der Sehnen, vornehmlich bei Patienten ab dem 60. Lebensjahr vor.^{73,79}

Dabei handelt es sich primär um artikulareseitige kraniale Partialrupturen des SSC, welche häufig in Kombination mit Läsionen des SSP auftreten und zusammengefasst als anterosuperiore RMR bezeichnet werden.⁷³⁻⁷⁵ Potentiell zugrunde liegen, neben intrinsischen degenerativen Faktoren auch extrinsische Ursachen, wie intra- und extraartikuläre Formen des glenohumeralen Impingements.^{78,82}

Impingementsyndrome der Schulter sind schmerzhafte Funktionsstörungen, welche langfristig zu sekundären Läsionen der beteiligten Strukturen führen können.⁹²

Induziert werden sie durch repetitive extra- bzw. intraartikuläre Einklemmungsphänomene verschiedener anatomischer Strukturen in bestimmten Positionen des Arms.^{78,82} Symptomatische Ausprägungsformen sind durch typische stellungsabhängige Schmerzen gekennzeichnet, welche durch definierte Provokationsmanöver ausgelöst werden können.⁹³ Zu den inneren Impingementformen der Schulter, welche ursächlich im Zusammenhang mit inkompletten Rupturen des SSC stehen, gehört nach Gerber et al. das anterosuperiore Impingementsyndrom (ASI).⁸²

Dabei kommt es in maximaler Innenrotation, Adduktion und 50 bis 80° Elevation des Arms, zu einem Kontakt zwischen anterosuperiorem Glenoidrand und oberem artikulareseitigem Anteil der Sehne des SSC.⁸² Von diesem mechanischen Konflikt sind, abhängig vom Elevationsgrad des Arms, weitere Strukturen des Pulley-Systems oder die LBS betroffen.⁸² Repetitive Elevations- und Innenrotationsbewegungen können auf diese Weise langfristig zu strukturellen Veränderungen und korrespondierenden Läsionen, sowohl der SSC-Sehne, als auch der häufig ebenfalls betroffenen Strukturen des Pulley-Systems und der LBS führen.⁸²

Weiterhin pathogenetisch mit Partialrupturen des SSC in Verbindung gesetzt wird eine Form des extraartikulären Impingements.⁷⁸ Dabei handelt es sich um das subcoracoidale Impingementsyndrom, welches durch einen Provokationsschmerz im Bereich der Schulter bei Adduktions-, Flexions- und Innenrotationsbewegungen des Arms charakterisiert ist.⁷⁷ Ursache dafür ist ein mechanischer Konflikt zwischen der Sehne des SSC, dem Tuberculum minus und den posterolateralen Anteilen des Korakoids.⁷⁸ Im Zuge dessen werden die oberflächlichen Sehnenanteile des SSC vom

Processus coracoideus eingedrückt und die konsekutiv erhöhte Zugbelastung an der gegenüberliegenden konvexen Seite geht mit einer Überdehnung dieser artikularseitigen Anteile einher.⁷⁸ Nach Lo et al. resultieren, basierend auf diesem als Roller-Wringer-Effekt bezeichnetem Phänomen, langfristig sogenannte TUFF(tensile undersurface fiber failure)-Läsionen, welche sich vornehmlich als artikularseitige Partialrupturen des kranialen Sehnenanteils des SSC darstellen.⁷⁸ Eine solche Impingementkonstellation kann beispielsweise durch primäre idiopathische Variationen der Skelettmorphologie, wie ein anlagebedingt prominentes Korakoid, oder auch durch sekundäre posttraumatische oder iatrogene Veränderungen der beteiligten begrenzenden Strukturen, wie etwa in Fehlstellung konsolidierte Frakturen, hervorgerufen werden.^{77,94} Auch entzündliche oder degenerative Prozesse, die mit einer Volumenzunahme des Subkorakoidalraums assoziiert sind, können begünstigende Faktoren darstellen.⁷⁷

2.3.3 Klinik und Symptomatik

Die klinische Ausprägung von RMR ist in der Regel abhängig von dem Ausmaß und der Lokalisation der vorhandenen Läsion.⁹⁵ Im Sinne einer inversen Korrelation zwischen Rupturausmaß und Schmerzausprägung sind kleinere Rupturen häufiger mit Schmerzen verbunden, wohingegen größere Läsionen eher mit Funktionsdefiziten, Kraftminderung und Instabilität einhergehen.^{81,93}

Bei Vorliegen einer SSC-Läsion klagen Patienten typischerweise bei Nacht, aber auch bei der Ausführung von Überkopfarbeiten oder Bewegungen unterhalb des Schulterniveaus, über Schmerzen im vorderen Schulterbereich.^{81,86} In diesem Zusammenhang berichten betroffene Patienten häufig von schmerzbedingten Einschränkungen, nicht nur im Rahmen sportlicher Aktivitäten, sondern auch bei der Bewältigung alltäglicher und beruflicher Anforderungen.⁸⁶

Höhergradige Rupturen des SSC präsentieren sich typischerweise durch eine eingeschränkte und kraftgeminderte Innenrotation.⁸¹ Basierend auf der Tatsache, dass der SSC zudem eine entscheidende stabilisierende Wirkung auf das Glenohumeralgelenk ausübt, können insbesondere Überkopfarbeiten, bei Patienten mit höhergradigen oder kompletten Rupturen des SSC, zusätzlich zu einem Gefühl der Instabilität im Schulterbereich führen.^{11,81}

Da die Symptomatik im Zusammenhang mit SSC-Läsionen insgesamt relativ unspezifisch ist, sind weitere Untersuchungen zur Diagnosefindung zumeist unabdingbar.⁸¹ Verzögert diagnostizierte SSC-Rupturen können, bei sekundärer operativer Refixierung, im Vergleich zur primären Versorgung, mit ungünstigeren funktionellen Ergebnissen einhergehen, da die anatomische Rekonstruktion infolge der drohenden Retraktion der Sehne erschwert sein kann.^{72,96,97}

Eine möglichst frühzeitige Diagnosestellung anhand einer vollständigen Anamnese, klinischen Untersuchung und gezielter Bildgebung sollte daher dringend angestrebt werden.⁹⁸

2.3.4 Diagnostik

2.3.4.1 Klinische Untersuchung

Die vollständige klinische Untersuchung der Schulter beinhaltet nebst strukturierter Anamnese, Inspektion, Palpation, Bewegungsprüfung und Kraftmessung, auch die Durchführung spezifischer Funktionstests.⁹³

Bereits bei der Inspektion können Patienten mit kompletter Ruptur des SSC durch eine vermehrte Außenrotation des hängenden Arms, aufgrund der Dysbalance der Kräfte zugunsten der intakten Außenrotatoren auffallen.^{28,93}

Bei der palpatorischen Prüfung kann bei Vorliegen einer SSC-Läsion sowohl eine Überempfindlichkeit im anterioren Schulterbereich, als auch ein Druckschmerz über dem Tuberculum minus oder dem Sulcus intertubercularis bestehen.⁹⁸⁻¹⁰⁰

Vornehmlich bei Patienten mit höhergradigen Läsionen zeigt sich bei der Bewegungs- und Kraftprüfung, eine im Vergleich zur Gegenseite, aktiv eingeschränkte Innenrotation, sowie eine verminderte Kraft bei Innenrotation der betroffenen

Extremität.⁸¹ In solchen Fällen ist auch eine deutlich gesteigerte passive Außenrotationsfähigkeit des herabhängenden Arms im Seitenvergleich typisch.^{81,93}

Zur Überprüfung der Integrität des SSC haben sich mehrere selektive Muskeltests durchgesetzt.^{93,98} Dazu gehören der Belly-press-Test (BPT), das Belly-off-Zeichen (BOT), der Bear-hug-Test (BHT), das Innenrotations-Lag-Zeichen (IRLS), sowie der Lift-off-Test (LOT).^{72,81,101-103}

Beim LOT wird der Patient aufgefordert in Schürzengriffposition den maximal innenrotierten Arm nach dorsal vom Rücken abzuheben.⁸¹ Ist dies nicht möglich, so kann der Test als positiv bewertet werden.^{81,93}

Aus der gleichen Ausgangsposition heraus wird auch das IRLS geprüft.^{93,101} Die Hand des Patienten wird dabei passiv vom Rücken nach dorsal gebracht und der Patient anschließend dazu aufgefordert diese Position zu halten.¹⁰¹ Wird ein Zurückweichen der Hand an den Rücken beobachtet, kann das Zeichen als positiv bewertet werden.¹⁰¹

Im Vergleich zum LOT wird beim IRLS nahezu dieselbe Spezifität, aber eine höhere Sensitivität erzielt.¹⁰¹ Das IRLS ist nach Hertel et al. zudem zur klinischen Erfassung kranialer Rupturen des SSC geeignet.¹⁰¹ In einer elektromyographischen Vergleichsstudie von Tokish et al. aus dem Jahr 2003 konnte nachgewiesen werden, dass bei der Durchführung des LOT, im Vergleich zum BPT, hingegen vor allem der kaudale Anteil des SSC beansprucht wird.¹⁰⁴ Da Sehnenläsionen des SSC vornehmlich den kranialen Anteil betreffen und der kaudale Anteil zumeist nur bei

ausgedehnten Rupturen tangiert ist, ist ein positiver LOT prädiktiv für eine höhergradige Ruptur des SSC.^{93,105,106}

Der von Gerber et al. entwickelte BPT hat, anders als der LOT und das IRLS, seine Ausgangsposition vor und nicht hinter dem Rumpf.⁷² Dies ist mit dem Vorteil verbunden, dass er auch bei Patienten mit schmerzhaft eingeschränkter oder mangelnder passiver Innenrotation eingesetzt werden kann.^{72,93}

Zur Prüfung drückt der Patient bei angewinkeltem Ellenbogen mit der flachen Hand gegen den eigenen Bauch und versucht dabei den Ellenbogen vorne zu halten.⁷² Bei Vorliegen eines Defizits des SSC kann die Innenrotation des Arms nicht aufrechterhalten werden, der Ellenbogen weicht nach dorsal aus, und es kommt reaktiv zur Flexion im Handgelenk und zur Extension der Schulter.^{72,93}

Für eine Variation des BPT, dem sogenannten Napoleon-Test, wurde von Burkhart et al. gezeigt, dass anhand des Flexionsgrads im Handgelenk sogar eine Vorhersage über das Rupturausmaß getroffen werden kann.⁷⁶ Demnach spricht eine Flexionsstellung von 90° für eine komplette Ruptur des SSC, eine Flexionsstellung zwischen 30 und 60° hingegen für eine Läsion der oberen zwei Drittel der Sehne des SSC.⁷⁶ Ein negatives Testergebnis schließt eine Läsion des SSC allerdings nicht vollständig aus.⁷⁶

Eine andere weiterführende Version des BPT stellt das BOT nach Scheibel et al. dar.¹⁰³ Dabei wird der Arm des Patienten passiv in die beim BPT erwünschte Position gebracht und der Patient dazu angewiesen diese Position aufrecht zu erhalten.^{72,103} Wird ein Zurückweichen des Ellenbogens nach dorsal mit Flexionsstellung im Handgelenk oder ein Abheben der Hand vom Bauch beobachtet, so gilt der Test als positiv.¹⁰³

Dieser Effekt beruht am ehesten darauf, dass der defizitäre SSC, als anteriorer Bestandteil des transversalen Kräftepaars, die nach posterior wirkenden Kräfte der Außenrotatoren nicht ausreichend balancieren kann.^{65,103}

Der BOT zeigt, neben dem BHT, die höchste Sensitivität aller gängigen SSC-Funktionstests und ist somit vor allem zur Erkennung partieller Läsionen geeignet, was angesichts der hohen Prävalenz solcher Rupturen von besonderer klinischer Relevanz ist.^{102,105}

Bei der Prüfung des BHT drückt der Patient mit der Hand der betroffenen Seite gegen die kontralaterale Schulter. Wird dabei im Seitenvergleich ein Kräftedefizit beobachtet,

gilt der Test als positiv und es ist anzunehmen, dass mindestens 30% des SSC rupturiert ist.¹⁰²

Ein positiver Napoleon-Test spricht nach Barth et al. vergleichsweise hingegen für eine Ruptur der Sehne von anteilig mindestens 50%, ein positiver LOT sogar für ein Rupturausmaß von über 75%.¹⁰²

Obwohl alle zuvor beschriebenen Funktionstests eine hohe Spezifität aufweisen und so insbesondere zur Erkennung großer Rupturen des SSC geeignet sind, bleibt die klinische präoperative Erfassung, insbesondere von Rupturen geringeren Ausmaßes, trotz stetiger Optimierung geeigneter Tests, unzureichend.^{93,102,105}

So blieben in der Vergleichsstudie von Barth et al. aus dem Jahr 2006 40% der SSC-Rupturen nach klinischer Prüfung durch LOT, Napoleon-Test, BPT und BHT präoperativ unerkannt.¹⁰²

2.3.4.2 Bildgebende Verfahren

Die nativradiologische Basisdiagnostik bei Verdacht auf eine SSC-Läsion umfasst eine konventionelle Röntgenuntersuchung der Schulter in mindestens zwei Ebenen.^{84,107} Dazu gehört zum einen eine Aufnahme in true-anteroposteriorer Projektion, zum anderen die axiale- und/oder Y-Aufnahme.^{84,86} Die Untersuchung dient unter anderem dem Ausschluss von knöchernen Begleitverletzungen, wie ossärer Sehnenaustrisse, sowie der Beurteilung des akromiohumeralen Abstands, der glenohumeralen Gelenkconfiguration und des Sklerosierungsgrads beteiligter knöcherner Strukturen.^{84,100,107}

Zur weiterführenden bildgebenden Diagnostik können Sonographien, MRT-Untersuchungen, sowie CT- und MR-Arthrographien zum Einsatz kommen.^{100,108,109}

Da es sich bei der Sonographie um eine non-invasive, zeiteffiziente und kostengünstige Untersuchung handelt, wird sie häufig zunächst zum objektiven Nachweis einer Läsion eingesetzt.^{107,108} Unter Verwendung eines 7,5-Megahertz (MHz)-Schallkopfs können sowohl statische, als auch dynamische Untersuchungstechniken angewandt werden, um eine Sehnenbeteiligung, sowie eine mögliche Retraktion, im Seitenvergleich, eruieren zu können.^{84,100,107}

Während sich bei der statischen Aufnahme, im Rahmen einer SSC-Ruptur, typischerweise das Bild einer ausgeprägten Ausdünnung des Sehnenstreifens über dem Humeruskopf oder eine ventrale Humeruskopfglatze zeigt, kann bei der dynamischen Untersuchung, als Ausdruck der Kontinuitätsunterbrechung, die Mitbewegung des Sehnenstreifens fehlen.¹⁰⁷

Voraussetzung für die adäquate Darstellung der Läsion stellt nach Farin et al. die maximale Außenrotierbarkeit der betroffenen Extremität dar.¹¹⁰ Deren Untersuchungen zeigten, dass 82% der SSC-Rupturen, davon 86% komplette und 67% partielle Läsionen, präoperativ sonographisch korrekt diagnostiziert werden konnten.¹¹⁰ Dabei erfolgte, neben der Untersuchung formaler und struktureller Veränderungen des SSC, auch die dynamische Begutachtung der LBS, um eine potentiell assoziierte (Sub)-Luxation, im Rahmen einer RI-Beteiligung, detektieren zu können.¹¹⁰ Trotz alledem erwies sich der sonographische Nachweis partieller artikularseitiger SSC-Läsionen als schwierig.^{107,108,110} Zudem besteht hinsichtlich dieser Methode eine hochgradige Untersucherabhängigkeit, sodass nach der Durchführung, unter Umständen, auch größere Läsionen unerkannt bleiben können.^{100,107}

Bei Fragestellungen betreffend Weichteil-, Muskel- und Sehnenstrukturen, wie bei Verdacht auf eine SSC-Läsion, ist als zusätzliches diagnostisches Mittel, eine MRT-Untersuchung indiziert.^{86,108,111} Speziell die T2-gewichteten Sequenzen in der transversalen/axialen Schichtführung eignen sich zur Befundung einer SSC-Ruptur und einer potentiell assoziierten Läsion oder Dislokation der LBS.^{84,86,111} So können, basierend auf Kriterien hinsichtlich des morphologischen Erscheinungsbildes und abweichender Signalintensitäten, wichtige Erkenntnisse bezüglich Ausmaß, Form und Lokalisation der Ruptur gewonnen werden.^{86,112}

Typische Zeichen einer Läsion des SSC sind dabei T2-Signalanhebungen in der Rupturzone, unscharfe Konturen der Sehne, eine Sehnenkontinuitätsunterbrechung mit Flüssigkeitssignal im Rupturbereich, oder eine mögliche Muskel-Sehnen-Reaktion.^{111,113,114} Zur Beurteilung sind auch entsprechende Sequenzen in schräg-sagittaler Schnittebene geeignet.^{111,112,115}

In der parasagittalen Schichtung, welche parallel zur Gelenkfläche des Glenoids akquiriert wird, können weiterhin T1-gewichtete Sequenzen zur Bewertung indirekter Zeichen einer Ruptur, in Form von Atrophien und fettiger Infiltrationen, herangezogen werden.^{28,116,117} Sie liefern auf diese Weise auch wichtige Erkenntnisse für die anstehende Operationsplanung bei entsprechender Indikation.⁷⁴

Die parakoronale Untersuchungsebene, welche parallel zum Verlauf der SSP-Sehne ausgerichtet ist, dient hingegen vornehmlich dem Ausschluss wichtiger Begleitpathologien, da sie eine geeignete Abbildung der Sehnen des SSP und ISP, des superioren Labrums, sowie des subacromialen Raums und Schleimbeutels gewährleistet.^{84,86,118-120}

Während höhergradige Läsionen und Komplettrupturen des SSC auf diese Weise verlässlich im MRT nachgewiesen werden können, werden partielle Rupturen, insbesondere bei einem Ruptorausmaß, dass anteilig kleiner als ein Drittel der Sehne ist, häufiger übersehen.^{111,115}

Eine bessere Visualisierung partieller artikulärer Rupturen, und damit auch eine Steigerung der Diagnosesicherheit in solchen Fällen, kann durch eine zusätzliche Applikation von Kontrastmittel im Rahmen einer direkten MR-Arthrographie erreicht werden.^{117,121-123} Die intraartikuläre Kontrastmittelinstallation bewirkt sowohl eine Distension der Kapsel, als auch eine optimale Kontrastierung und führt auf diese Weise zu einer verbesserten Abgrenzung und Darstellung der beteiligten anatomischen Strukturen.¹²⁴ Zum Nachweis einer Komplettruptur kann es allerdings die Sensitivität

und Spezifität, im Vergleich zum nativen MRT, entsprechend der aktuellen Datenlage nicht erhöhen.¹⁰⁸

Eine weitere Untersuchung, bei der von einer Kontrastmittelinstillation Gebrauch gemacht wird, um SSC-Läsionen darstellen zu können, stellt die CT-Arthrographie dar.^{109,125} Die Sensitivität der CT-Arthrographie für partielle Läsionen ist allerdings niedriger als die der MR-Arthrographie, sodass sie angesichts der damit verbunden hohen Strahlenbelastung und dem potentiellen Infektionsrisiko, eher Stellenwert bei Patienten mit Kontraindikationen für eine MRT-Untersuchung hat.^{28,125,126} In solchen Fällen kann die Positionierung des Arms in Abduktion und Außenrotation eine Erhöhung der Sensitivität partieller Läsionen bewirken.¹²⁷

Trotz diverser präoperativer bildgebender Untersuchungsmöglichkeiten zur Feststellung einer SSC-Läsion hat sich zur endgültigen Diagnosesicherung und Klassifikation der Ruptur die Schulterarthroskopie bewährt und weitgehend etabliert.^{6,128-130} Sie bietet einen verlässlichen Nachweis über häufig vorkommende partielle artikulareseitige SSC-Rupturen und kann bei Bedarf zeitgleich zur operativen Versorgung der Läsion eingesetzt werden.^{16,106,131}

2.3.5 Klassifikationssysteme

In der Literatur werden verschiedene Klassifikationen von Rupturen des SSC beschrieben. Die Einteilung erfolgt dabei je nach Klassifikationssystem anhand unterschiedlicher Faktoren wie Ausdehnung, Größe und Lokalisation der Ruptur, aber auch nach dem Ausmaß der Begleitverletzungen sowie der Sehnenqualität.^{6,128,129} Häufig angewandt werden die Einteilungen nach Lafosse et al. und Fox und Romeo.^{6,128} In beiden Fällen wird insbesondere das Rupturausmaß in kraniokaudaler Ausrichtung berücksichtigt.^{6,128} Bei ersterem werden Rupturen, basierend auf präoperativen computertomographischen- und intraoperativ erhobenen Befunden, in fünf verschiedene Typen unterteilt und zudem strukturelle und biomechanische Faktoren miteinbezogen.⁶ Dabei handelt es sich zum einen um die Beurteilung der Qualität der Sehne entsprechend des Grads fettiger Degeneration nach Goutallier et al., und zum anderen um die Entität der Humeruskopfzentrierung.^{6,132} Fox und Romeo unterscheiden hingegen, anhand arthroskopisch erhobener Befunde, nur vier verschiedene Typen von SSC-Rupturen in Abhängigkeit des prozentualen Anteils der Tiefenausdehnung der Ruptur, bezogen auf die Gesamttiefe der Sehne.¹²⁸ Ein weiteres, auf arthroskopischen Befunden basierendes, Klassifikationssystem mit einer Unterteilung der Rupturen in vier verschiedene Typen stellt das der French Arthroscopy Society (SFA) nach Touissant et al. aus dem Jahr 2012 dar.¹²⁹ Dabei wird neben der Tatsache, ob es sich um Partial- oder Komplett rupturen der Sehne des SSC handelt, das Vorhandensein von Läsionen der anterioren Pulley-Schlinge berücksichtigt. Liegt die Insertionsfläche des SSC komplett frei liegt dieser Einteilung zufolge eine Typ-4-Ruptur vor.¹²⁹ Ätiopathogenetische Faktoren im Zusammenhang mit der Rupturentstehung werden in keiner der aufgeführten Klassifikationen zur Einteilung herangezogen.

Typ	Lafosse ⁶	Fox und Romeo ¹²⁸	French Arthroscopy Society (SFA) ¹²⁹
1 / I	Partialläsion des kranialen Sehnendrittels	Partialruptur	Partialruptur mit intakter anteriorer Pulley-Schlinge
2 / II	Komplettläsion des kranialen Sehnendrittels	Komplett ruptur der kranialen 25%	Partialruptur kombiniert mit partieller Läsion der anterioren Pulley-Schlinge
3 / III	Komplettläsion der kranialen zwei Sehnendrittels	Komplett ruptur der kranialen 50%	Komplett ruptur mit kompletter Läsion der anterioren Pulley-Schlinge
4 / IV	Komplettläsion der Sehne bei zentriertem Humeruskopf und fettiger Degeneration ≤ Grad 3	Komplett ruptur mit/ohne Retraktion	Komplett ruptur mit vollständig freiliegender humeraler Ansatzfläche (Footprint)
5 / V	Komplettläsion der Sehne bei dezentriertem Humeruskopf und fettiger Degeneration ≥ Grad 3	-	-

Tabelle 1 Übersichtsdarstellung verschiedener Klassifikationssysteme zur Einteilung von SSC-Rupturen

2.3.6 Therapie

2.3.6.1 Konservativ

Abhängig von Klinik und Ausmaß der vorliegenden Läsion des SSC kann sowohl eine konservative, als auch eine operative Versorgung therapeutisch in Frage kommen.^{18,100} Während bei asymptomatischen partiellen Läsionen, vornehmlich degenerativer Genese, initial eher konservative Behandlungsmethoden zum Einsatz kommen, ist bei akuten, mehrteiligen oder höhergradigen Rupturen mit funktionellem Defizit und klinischer Symptomatik zumeist eine zeitnahe operative Behandlung indiziert.^{84,100,133,134}

Auch Patienten mit absoluten oder relativen Kontraindikationen für eine chirurgische Versorgung können konservative Therapieformen in Anspruch nehmen. Während Schultersteife, Algodystrophien und floride Infekte im Schulterbereich zu den absoluten Kontraindikationen gezählt werden, stellen die fortgeschrittene Omarthrose, Muskelatrophien im MRT > Grad III nach Thomazeau, sowie fettige Muskelinfiltration im MRT > Grad III nach Goutallier und Fuchs lediglich relative Kontraindikationen dar.^{84,116,132,134,135}

Zu den gängigen konservative Behandlungsmethoden, die in solchen Fällen regelmäßig zur Anwendung kommen, gehören die vorübergehende Sportkarenz zur primären Reduktion des Reizzustands, Einnahme von oralen Analgetika wie nicht-steroidaler Antirheumatika zur Schmerzreduktion, sowie physiotherapeutische Methoden zur Verbesserung von Kraft, Funktion und aktivem und passivem Bewegungsausmaß.^{100,133}

Ebenfalls können intraartikuläre Infiltrationen eingesetzt werden, wobei eine Kombination aus kortikosteroidhaltigen Injektionen, Bewegungstherapie und manueller Therapie erfolgen kann.^{100,133} Die Bewegungstherapie beinhaltet unter anderem Dehnungsübungen, Krafttraining, sowie skapuläre Stabilisationsübungen.¹³³ Bei therapierefraktären Schmerzen können die intraartikulären Injektionen nebst Steroiden zusätzlich lokale Betäubungsmittel wie Lidocain beinhalten.¹³³ Bei jungen Patienten sollte die Indikation zur intraartikulären Cortison-Infiltration allerdings eher zurückhaltend gestellt werden, da Steroide potentiell schädliche Auswirkungen auf das Sehngewebe haben können.²⁸

Insgesamt zu berücksichtigen ist die Tatsache, dass durch den Einsatz konservativer Behandlungsverfahren zwar eine subjektive Reduktion der Beschwerden, sowie eine

Funktionsverbesserung, nicht aber eine Restitutio ad integrum der lädierten Bewegungseinheit erzielt werden kann.^{133,136}

Bei initialem Versuch einer konservativen Therapie kann bei Schmerzpersistenz oder Beschwerdezunahme eine sekundäre chirurgische Behandlung im Verlauf erwogen werden.¹⁰⁰ Diese sollte allerdings möglichst vor Einsetzen einer relevanten Sehnenretraktion, fettiger Muskelinfiltration oder Muskelatrophie durchgeführt werden, da diese sekundären Folgeschäden negative prognostische Prädiktoren darstellen.⁸⁴

2.3.6.2 Operativ

2.3.6.2.1 Operationstechniken

Durch die operative Refixation der gerissenen SSC-Sehne kann die Wiederherstellung der initialen biomechanischen glenohumeralen Funktion erzielt werden.^{84,96,137} Diese kann abhängig von der vorherrschenden Rupturmorphologie und assoziierter Begleitverletzungen entweder offenchirurgisch oder arthroskopisch erfolgen.^{17-19,65} Bereits lange werden Rupturen der Sehne des SSC offen über einen deltopektoralen oder anterioren Deltasplit-Zugang versorgt.⁸⁴ Wenngleich offene Versorgungstechniken zu guten klinischen Resultaten bei der Refixierung des SSC führen, kann das damit einhergehende größere Weichteiltrauma, im Vergleich zu minimalinvasiven Therapieformen, potentiell mit einer verlängerten Heilungszeit und einem erhöhten Infektionsrisiko verbunden sein.^{18,19,84,118}

In den vergangenen Jahrzehnten hat die operative Therapie von RM-Rupturen einen Wandel von offen, über Mini-open-, bis hin zu arthroskopischen Techniken erfahren.¹⁸⁻²⁰ In den 1980er Jahren erschienen erste Beschreibungen operativer Arthroskopien an der RM.^{138,139} Zur Behandlung subacromialer Impingementsyndrome führte Harvard Ellman in 50 Fällen eine arthroskopische subacromiale Dekompression durch.¹⁴⁰ Etwa zur selben Zeit erschien auch die erste Deskription von Andrews et al. einer Behandlung partieller SSP-Läsionen mittels der Technik des arthroskopischen Débridements.¹³⁹ Seither wurden arthroskopische Techniken und Instrumente kontinuierlich weiterentwickelt und verbessert, sodass eine erhöhte Präzision der operativen Behandlung bei gleichzeitiger Reduktion der Morbidität durch minimalinvasive Zugänge erreicht, und dadurch eine Qualitätserhöhung der Patientenversorgung, erzielt werden konnte.^{20,28}

Die arthroskopische Technik zur Behandlung von SSC-Rupturen wurde erstmalig durch Burkhart und Tehrany im Jahr 2002 ausgeführt.⁷⁶ Grundlage der technischen Ausführung sollte dabei ein zügiges, zielgerichtetes Vorgehen mit sofortigem Beginn der Rekonstruktion nach Rupturdarstellung sein, da diese durch zunehmende Weichteilschwellung während des Eingriffs behindert und konsekutiv ein Umstieg auf eine offene Technik notwendig werden kann.^{28,76,84} Vorteile der arthroskopischen Versorgung sind nicht nur mit der Tatsache verbunden, dass es sich um ein minimalinvasives Verfahren handelt, sondern liegen auch in der besseren Identifikation und Adressierung häufig vorkommender artikulareseitiger Partialläsionen.⁸⁴ Zudem

können gleichzeitig auch intraartikuläre Begleitpathologien der LBS und des Pulley-Systems arthroskopisch mitversorgt werden.⁸⁴

Im Rahmen der Behandlung höhergradiger und komplexer Rupturen mit diffiziler Darstellung und Mobilisierung retrahierter Sehnen, sowie bei Vorliegen begleitender HAGL-Läsionen, kann allerdings die Anwendung der offenen Technik erforderlich sein, da diese mit einer besseren Übersicht und einfacheren Mobilisation der Sehne und Kapsel verbunden ist.⁸⁴

2.3.6.2.2 Entwicklung operativer Refixationstechniken

Äquivalent zu den operativen Verfahren haben sich auch die Rekonstruktionstechniken fortwährend weiterentwickelt.²⁴ Zu den primären Anforderungen an jene Techniken gehören Gerber et al. zufolge eine möglichst hohe initiale Ausreißfestigkeit, eine minimale Dehizensz zwischen Sehne und Knochen, sowie die Aufrechterhaltung mechanischer Stabilität bis zur Wiedereinheilung der Sehne.¹⁴¹ Diesen Anforderungen, sowie dem technischen Fortschritt folgend, hat sich im Verlauf sowohl die Methode zur Reinsertion der Sehne am Knochen, als auch die Sehnennahtkonfiguration und -technik einer erheblichen Entwicklung unterzogen.^{27,96,141-144}

Zur Verankerung der Sehne am Knochen wurde so die initiale Nutzung von Metallklammern, aufgrund der postoperativ erhöhten Migration der refixierten Sehne, zugunsten des Einsatzes stabilerer transossärer Nähte und ausreißfester Fadenankersysteme verlassen.^{96,142,145,146} Deren Platzierung erfolgte zunächst in einer einzelnen Reihe parallel zum Rupturrand im Tuberculum Minus, der sogenannten SR Technik.^{142,143,146}

Mit dem Ziel einer anatomiegetreueren Wiederherstellung des breitflächigen Sehnenansatzes am Footprint, und einer dadurch ausgeglicheneren Lastverteilung mit verbesserter Sehneneinheilung, deskribierten Fealy et al. 2002 erstmals eine doppelreihige Rekonstruktionstechnik im Rahmen eines Mini-Open-Repair-Eingriffs zur Versorgung von RM-Rupturen.¹⁴⁷ Bereits im Jahr darauf folgte die Erstbeschreibung einer arthroskopisch applizierbaren DR Technik unter Verwendung einer medialen und lateralen Fadenankerreihe durch Lo und Burkhart.²⁵

In der Frühphase der arthroskopischen Versorgung wurden dabei, aufgrund der simplen technischen Ausführung, zunächst noch einfache Durchstich- und Matratzennähte eingesetzt.²⁴ Mit zunehmendem Einsatz arthroskopischer Eingriffe wurden konsekutiv komplexere, biomechanisch potentere und dennoch arthroskopisch anwendbare Nahttechniken konzipiert und im Zuge dessen klassische SR- und DR Techniken modifiziert.^{3,4,26,143} Zwecks Erhöhung initialer Belastbarkeit beschrieben Scheibel und Habermeyer 2003 die modifizierte arthroskopische „Mason-Allen“ (MA)-Naht, bestehend aus einer Kombination einer horizontalen Matratzennaht mit einer einfachen Durchstichnaht, welche in einem selbstverblockenden Mechanismus resultiert.⁴ Im weiteren Verlauf entwickelten auch Lafosse et al. eine neue Nahttechnik mit dem Bestreben nach erhöhter Widerstandsfähigkeit.³ Diese

sogenannte LL-Naht zeichnet sich durch die Knüpfung einer unilateralen supratendinalen Fadenschleife aus.³ Eine Weiterentwicklung der DR Technik besteht in der 2006 von Park et al. ausgeführten zweireihigen transossär-äquivalenten Fixationstechnik mit Fadenbrücken („Suture-bridge“ – SB) zwischen den Ankerreihen zur Verbesserung der Sehneneinheilung durch erhöhte flächige Kompression gegen die knöcherne Ansatzfläche und Reduktion des Knotenimpingements über der lateralen Ankerreihe.²⁶

2.3.6.2.3 Prozedere der arthroskopischen Rekonstruktion in vivo

Zur Sicherstellung maximaler Effizienz, Sicherheit und Qualität bei der Versorgung wird die Berücksichtigung eines standardisierten intraoperativen Vorgehens empfohlen.²⁸ Nach anästhesiologischer Einleitung wird die Lagerung des Patienten, in halbsitzender sogenannter Beach-Chair-Position, finalisiert.¹³⁴

Für den diagnostischen Rundgang zur Prüfung der Indikation wird nach sterilem Abwaschen, Abdeckung, sowie Markierung wichtiger anatomischer Leitstrukturen, die Optik über das dorsale Standardportal eingebracht.^{28,134} Die Anlage erfolgt im Bereich des sogenannten Soft Spots mediokaudal der posterolateralen Akromionkante.²⁸

Die Inspektion zur Beurteilung der SSC-Sehne kann in Neutralstellung und unter leichter Abduktion und Innenrotation des Arms erfolgen.^{28,84} Auch ansatznahe artikulareseitige Rupturen können durch genaue Darstellung des Footprints visualisiert werden.⁸⁴ Nach Prüfung der restlichen Bestandteile der RM, des Pulley-Systems und der Bizepssehne kann die Läsion, wie unter 1.3.5 beschrieben, entsprechend klassifiziert werden.²⁸

Ist die Sehne komplett ausgerissen liegt der knöcherne Footprint am Tuberculum minus frei und die Sehne häufig nach medial retrahiert.¹⁴⁸ Bei Zerreißen des Pulley-Systems können vernarbte Restfasern mit dem superolateralen Rand der SSC-Sehne verkleben und eine kommaförmige Gewebsbrücke über der SSC-Sehne formen.^{84,148} Dieses sogenannte Kommazeichen kann bei der Identifizierung des superioren und lateralen Sehnenrandes hilfreich sein, sollte aber nicht als intakter Sehnenansatz fehlgedeutet werden.^{84,148}

Nach Darstellung und Einteilung der Ruptur wird die Rekonstruktion zügig eingeleitet und unter intraartikulärer Sicht, ventral des AC-gelenks, das anterosuperiore Arbeitsportal für Ankerplatzierung, Fadenpassage und -verknotung, sowie das anterolaterale Portal am anterioren Rand der LBS angelegt.⁸⁴ Letzteres dient der Präparation der knöchernen Ansatzfläche am Tuberculum minus, sowie der vorübergehenden Ausleitung von Hilfsfäden für die Sehnenmobilisation.⁸⁴ Bei kompletter Ruptur kann zudem die Anlage eines lateralen Portals zur Visualisierung des unteren Rupturrands erwogen werden.⁸⁴

Nach abgeschlossener Portalanlage und Lösung von Adhäsionen inklusive Durchführung eines anterioren, superioren und posterioren Release zur Mobilisierung der Sehne, kann die Präparation der knöchernen Ansatzfläche für die Platzierung doppelt armierter Fadenanker erfolgen.^{28,134} Diese werden von kaudal nach kranial in

einem Winkel von 45°, dem sogenannten „deadman angle“, am knöchernen Footprint eingebracht.^{84,149} Sowohl die Anzahl der dabei verwendeten Ankersysteme, als auch die anschließend applizierte Nahttechnik kann, wie unter 1.3.6.2.2 erläutert, erheblich variieren. Die Penetration der Sehne für die Refixation erfolgt unter Spannung, die anschließende Knotenanlage unter Zuhilfenahme des Knotenschiebers.⁸⁴ Nach abgeschlossener Refixation werden die Portale durch Nähte verschlossen und ein steriler Verband angebracht.⁸⁴

2.3.7 Komplikationen und Prognose

Wenngleich operative Refixationen des SSC überwiegend gute klinische Ergebnisse erzielen konnten, gehören postrekonstruktive strukturelle Redefekte und vollständige Rerupturen, neben allgemeinen Operationsrisiken wie Thrombosen, Embolien, Infektionen und Gefäß- oder Nervenschäden, weiterhin zu den gefürchteten Hauptkomplikationen der operativen Versorgung.^{6,17,74,84,96} Die Rerupturrate variiert in der Literatur, abhängig von Rupturgröße, -form und -lokalisation, sowie der applizierten Refixationstechnik von 5 bis 13 %.^{6,84,96,137}

Zahlreiche prognostische Einflussfaktoren konnten in diesem Zusammenhang identifiziert werden.^{72,74,150} Zu den negativen Prädiktoren postoperativer Funktionswiederherstellung zählen eine Anamnesedauer über 6 Monate, sowie eine initiale höhergradige fettige Infiltration und Atrophie der Muskulatur.^{72,74,84} Eine zeitnahe Versorgung nach Ruptureintritt konnte wiederum mit guten klinischen funktionellen Resultaten assoziiert werden.^{74,84}

Trotz biomechanischer Überlegenheit doppelreihiger Rekonstruktionsformen, konnten auch nach Applikation der DR-Technik strukturelle Redefekte beobachtet werden.^{27,151,152} Betroffen ist in solchen Fällen vornehmlich die mediale Ankerreihe aufgrund der erhöhten Spannung am musklotendinösen Übergang.^{151,153}

Ein erhöhtes Risiko dafür wird vor allem bei initial stark verringerter Restlänge der Sehne, beispielsweise im Rahmen ausgeprägter Retraktion, angenommen.^{153,154} In solchen Fällen kann die Verwendung einreihiger Refixationstechniken daher von Vorteil sein.¹⁵⁴

Zwar müssen Redefekte nicht obligatorisch zu einem schlechten postoperativen Outcome führen, und können bestenfalls sogar asymptomatisch bleiben, dennoch können sie mit einer Reduktion von Kraft und Funktion verbunden sein.⁸⁴ Eine möglichst stabile initiale operative Refixierung sollte daher in jedem Fall angestrebt werden.

2.4 Fragestellungen und Ziel der Arbeit

Zur arthroskopischen Versorgung von SSC-Rupturen werden in der Literatur zahlreiche Rekonstruktionstechniken beschrieben. Neben der klassischen SR- und DR-Technik mit einfachen Durchstichnähten rückten in den letzten Jahren, wie unter 1.3.6.2.2 erläutert, auch multiple modifizierte Abwandlungen mit komplexerer Nahttechnik in den Fokus des wissenschaftlichen Interesses.

Zwar haben sich in der Vergangenheit biomechanische Studien auch bei der Refixation der SSC-Sehne mit dem Vergleich zwischen SR- und DR-Rekonstruktionen auseinandergesetzt, dennoch konnte bezüglich der Auswahl der Nahttechnik bisher keine eindeutige Anwendungsempfehlung ausgesprochen werden.^{24,27,28} Mitursächlich dafür ist, dass trotz zunehmender Anzahl assoziierter wissenschaftlicher Studien, aufgrund des Vorliegens multipler Formen von ein- und doppelreihigen Nahttechniken, keine klare objektive Vergleichbarkeit zwischen den einzelnen Nahttechniken besteht, da diese nur vereinzelt gegenübergestellt wurden.²⁸

Ziel dieser biomechanischen Studie ist daher die Evaluation der Primärstabilität von SSC-Sehnennähten nach Rekonstruktion mittels vier verschiedener Nahttechniken, unter Verwendung eines hochauflösenden 3D-Kamerasystems mit digitaler Bildkorrelation (DIC), für den Vergleich hinsichtlich maximaler Ausreißfestigkeit und Knochen-Sehnen-Dehizensz unter sukzessiver Steigerung der Zuglast.

Zu den untersuchten Nahttechniken gehören neben der klassischen SR und DR Technik, die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht nach Scheibel und Habermeyer⁴, sowie die modifizierte LL-Naht nach Lafosse et al.³.

Besonders in Anbetracht der Tatsache, dass die Anwendung von SR-Rekonstruktionen, wie unter 1.3.7 geschildert, bei verringerter Restlänge und Retraktion der Sehne vorteilhaft sein kann, stellt sich die Frage welche Einzelreihenrekonstruktion im Vergleich die höchste Primärstabilität aufweist, und ob alle untersuchten SR-Techniken gegenüber der klassischen DR-Technik biomechanisch unterlegen sind.

Es wird angenommen, dass (1) modifizierte Techniken gegenüber klassischen, sowie (2) doppelreihige gegenüber einreihigen Rekonstruktionsformen, eine höhere Primärstabilität aufweisen.

The Primary Stability of Arthroscopic Subscapularis Tendon Repair Depends on the Suture Technique

A Biomechanical Evaluation of 4 Different Repair Techniques

Julia A. Nacov,^{*†‡§||} MD , Sandra Kammerlohr,^{†‡¶} MD, Manfred Staat,[#] PhD, Eduard Buess,^{**} MD, Tim Leschinger,^{†‡} MD, Kilian Wegmann,^{†‡††} MD, Lars P. Müller,^{†‡} MD, PhD, and Michael Hackl,^{†‡‡‡} MD

Investigation performed at the Department of Orthopaedics and Trauma Surgery, University Hospital Cologne and the Faculty of Medicine, University of Cologne, Cologne, Germany

Background: Numerous single- and double-row repair techniques with simple and modified stitches have been described for subscapularis tendon tears.

Purpose/Hypothesis: This study aimed to uniformly evaluate the influence of 4 different repair techniques on the biomechanical performance of fixation for full-thickness subscapularis tendon tears. It was hypothesized that (1) the 2 modified single-row repair techniques would require more cycles to result in 3- and 5-mm gap formation and have a higher load to failure after cyclic loading than the simple single-row repair technique and (2) the double-row repair technique would also require more cycles to result in 3- and 5-mm gap formation and have a significantly higher load to failure after cyclic loading compared to the simple single-row repair technique.

Study Design: Controlled laboratory study.

Methods: Full-thickness subscapularis tendon tears were created in 32 fresh-frozen cadaveric shoulders, and the tears were treated in 1 of 4 ways: (1) single-row repair with the mattress stitch, (2) single-row repair with the modified lasso-loop stitch, (3) single-row repair with the modified Mason-Allen stitch, or (4) double-row repair. After repair, specimens were progressively cyclically loaded to 200 N, and the number of cycles to obtain a 3- and 5-mm gap was recorded. After cyclic loading, the specimens were loaded to failure at 500 mm/min, and ultimate failure loads were measured.

Results: There were no significant differences between either of the modified single-row repair techniques and the simple single-row repair technique. Double-row repair withstood significantly more cycles until 3-mm ($P < .001$) and 5-mm ($P = .004$) gap formation and had a higher ultimate failure load ($P = .015$) compared to the simple single-row repair technique, and double-row repair withstood more cycles until 3-mm gap formation ($P = .003$) compared with single-row repair with the modified lasso-loop stitch. No significant differences were found between double-row repair and single-row repair with the modified Mason-Allen stitch.

Conclusion: Findings indicated that (1) there was no significant biomechanical advantage of the modified single-row repair techniques over the simple single-row repair technique and (2) while the double-row repair technique was biomechanically superior to the simple single-row repair technique, there was no significant difference between single-row repair with the modified Mason-Allen stitch and double-row repair.

Clinical Relevance: Considering that double-row repair might not be useful in some tears because of the risk of overtensioning, modified single-row repair techniques appear to be an adequate refixation alternative.

The Orthopaedic Journal of Sports Medicine, 13(4), 23259671241302069
DOI: 10.1177/23259671241302069
© The Author(s) 2025

This open-access article is published and distributed under the Creative Commons Attribution - NonCommercial - No Derivatives License (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>), which permits the noncommercial use, distribution, and reproduction of the article in any medium, provided the original author and source are credited. You may not alter, transform, or build upon this article without the permission of the Author(s). For article reuse guidelines, please visit SAGE's website at <http://www.sagepub.com/journals-permissions>.

Keywords: rotator cuff tear; subscapularis; SSC; tendon tear; suture techniques; primary stability; rotator cuff repair; single row; double row; biomechanics

The subscapularis muscle represents the only anterior component of the rotator cuff and therefore is an important dynamic anterior stabilizer and internal rotator at the glenohumeral joint, establishing anterior-posterior equilibrium as part of the transverse force couple of the rotator cuff (subscapularis vs infraspinatus and teres minor muscle).^{4,13,28} Consequently, tears of the subscapularis tendon can induce significant functional impairments, and thus, surgical repair is indicated in the majority of cases.³¹ Nevertheless, their frequency has long been underestimated, as they are difficult to diagnose.¹⁶ With improved arthroscopic techniques and high-resolution magnetic resonance imaging, a higher prevalence of subscapularis tendon tears has been demonstrated in recent years (eg, 37%-69% in arthroscopic rotator cuff repair), thus revealing their true significance, although they have mostly occurred as partial ruptures involving the upper portion of the subscapularis only.¹⁶

Analogous to improvements in diagnostic methods, minimally invasive arthroscopic techniques for rotator cuff repair have considerably evolved through the development of suture anchor systems with high pull-out strength and improved arthroscopic instruments over the years, leading to results comparable with those of open surgical repair.^{2,21} In addition to biological conditions (eg, bone and tendon quality), outcomes significantly rely on biomechanical and technical reconstruction factors such as the suture anchor design, its insertion angle and positioning, thread number and thickness, and particularly suture technique and configuration.^{5,11} Regarding the latter, numerous reconstruction techniques including simple and modified single- and double-row repair techniques have been described for arthroscopic rotator cuff repair.^{15,18,22,29} Few studies have been performed to individually compare subscapularis tendon repair for full-thickness subscapularis tendon tears.^{32,33,36} Sufficient biomechanical evidence for an unequivocal recommendation is lacking because of the limited number of studies and the varying study designs.³⁴

Considering the central biomechanical importance of the subscapularis regarding shoulder function and stability, we aimed to uniformly evaluate the influence of multiple different repair techniques on the biomechanical performance of arthroscopic repair for complete subscapularis tendon tears.²⁸ Taking into account that double-row repair techniques might not be available in retracted tears because of insufficient arthroscopic exposure of the lateral-caudal portion of the tendon or might not be useful because of the risk of overextension, modified single-row repair techniques (the modified Mason-Allen stitch by Scheibel and Habermeyer²⁹ and the modified lasso-loop stitch by Lafosse et al¹⁵) were included in addition to single- and double-row repair techniques with simple stitches.^{14,15,26,29} It was hypothesized that (1) the modified single-row repair techniques would require more cycles to result in 3- and 5-mm gap formation and have higher loads to failure than the simple single-row repair technique and (2) the double-row repair technique would also require more cycles to result in 3- and 5-mm gap formation and have a higher load to failure compared to the simple single-row repair technique.

METHODS

Specimen Collection

After receiving institutional review board approval for the study protocol, 32 fresh-frozen upper extremity specimens were obtained from Science Care. There were 15 male and 17 female specimens, the mean age of the donors was 79 ± 13 years (range, 52-95 years), and 27 of the specimens were left-sided extremities, while 5 of them were right-sided extremities. The mean bone mineral density of the humeral head as measured with dual-energy X-ray absorptiometry was 0.57 ± 0.16 g/cm². The specimens were stored at -20°C and were thawed at room temperature 24 hours

*Address correspondence to Julia A. Nacov, MD, Department of Orthopaedics and Trauma Surgery, University Hospital Cologne, Kerpener Straße 62, Cologne, 50937, Germany (email: julia.nacov@uk-koeln.de) (Twitter/X: @JuliaNacov).

[†]Faculty of Medicine, University of Cologne, Cologne, Germany.

[‡]Department of Orthopaedics and Trauma Surgery, University Hospital Cologne, Cologne, Germany.

[§]Institute of Translational Research, Cologne Excellence Cluster on Cellular Stress Responses in Aging-Associated Diseases, University Hospital Cologne, Cologne, Germany.

^{||}Department I of Internal Medicine, Excellence Center for Medical Mycology, University Hospital Cologne, Cologne, Germany.

[¶]Oberberg Fachklinik Konraderhof, Hürth, Germany.

[#]Institute of Bioengineering, FH Aachen University of Applied Sciences, Jülich, Germany.

^{**}Praxis Shoulder Care, Engeriedspital, Bern, Switzerland.

^{††}Orthopädische Chirurgie München, Munich, Germany.

^{‡‡}Department of Orthopaedic and Trauma Surgery, University Medical Centre Mannheim, Medical Faculty Mannheim, University of Heidelberg, Mannheim, Germany.

Final revision submitted May 20, 2024; accepted May 23, 2024.

One or more of the authors has declared the following potential conflict of interest or source of funding: The implants used in this study were provided by Arthrex. K.W., L.P.M., and M.H. have received consulting fees from Arthrex. AOSSM checks author disclosures against the Open Payments Database (OPD). AOSSM has not conducted an independent investigation on the OPD and disclaims any liability or responsibility relating thereto.

Ethical approval for this study was obtained from the Faculty of Medicine of the University of Cologne (No. 15-318).

before dissection and biomechanical testing. Fluoroscopic and clinical examinations were performed to exclude specimens with restricted range of motion as a result of osteoarthritis or previous surgery and trauma to the shoulder. None of the 32 specimens had to be excluded. The specimens were kept moist during biomechanical testing by irrigation with 0.9% saline solution.

Specimen Dissection

Dissection of the specimens was performed as previously published.^{8,10} Transection of the proximal humerus was performed 10 cm distal to the most lateral aspect of the greater tuberosity. Soft tissue around the shoulder was carefully removed, leaving the rotator cuff and the long head of the biceps tendon intact. The rotator cuff muscles were then dissected off the scapula from medial to lateral until exposure of the glenohumeral capsule was achieved. Circumferential transection of the capsule and the long head of the biceps tendon at its origin at the superior labrum was then performed to dislocate the glenohumeral joint and to remove the scapula. The supraspinatus, the infraspinatus, and the teres minor were removed, leaving only the subscapularis intact. None of the specimens showed relevant rotator cuff tears after a thorough inspection of the bursal and articular sides. After verification of a normal insertion, the subscapularis tendon was sharply dissected off the lesser tuberosity. The horizontal and vertical dimensions of the footprint of the subscapularis were measured using a digital caliper, and the footprint area was subsequently calculated (in mm²). The thickness of the rolled upper border of the subscapularis tendon was measured with the same caliper 1 cm medial to the tendon insertion.

Repair Techniques

The specimens were randomly organized according to age, sex, side, weight, bone mineral density, footprint area, and tendon thickness into 1 of 4 groups: single-row repair with the mattress stitch⁸ (SR group), single-row repair with the modified lasso-loop stitch¹⁵ (LL group), single-row repair with the modified Mason-Allen stitch²⁹ (MA group), or double-row repair with the simple stitch (DR group). In each of the 4 groups, the respective specimens underwent 1 of the 4 repair techniques in a standardized fashion as described below. All repair procedures were performed by the same surgeon (M.H.) with the adducted shoulder in neutral rotation in a simulated beach-chair position. All knots were tied using a double-sliding half-hitch knot, followed by alternating half-hitches for a total of 5 throws.

Single-Row Repair With Mattress Stitch. There were 2 single-loaded, 4.75-mm BioComposite SwiveLock suture anchors (Arthrex) placed at the lesser tuberosity according to the manufacturer's recommendations. The first anchor was placed 10 mm medial to the bicipital groove at the upper border of the subscapularis footprint. The second anchor was placed 15 mm distal to the first one. A vertical mattress stitch in line with the longitudinal axis of the

humerus was used with both anchors. The respective No. 2 FiberWire (Arthrex) limbs of each anchor were placed through the tendon 5 mm apart from each other using the Scorpion suture passer (Arthrex), and the sutures were subsequently tied and cut (Figure 1A).

Single-Row Repair With Modified Lasso-Loop Stitch. There were 2 single-loaded, 4.75-mm suture anchors placed at the lesser tuberosity according to the manufacturer's recommendations as stated above. Analogously, the paired sutures of the suture anchors were each positioned under the subscapularis tendon and passed through the tendon 5 mm apart from each other with the suture passer. While the inferior limbs of each suture anchor were simply passed through tissue, the superior limbs were not completely pulled through the tendon, forming a loop at the upper tendon surface, and were then each passed from posterior through the corresponding loops. After pulling on the ends one by one, the suture was secured by half-stitch locking knots (Figure 1B).

Single-Row Repair With Modified Mason-Allen Stitch. There were 2 double-loaded, 4.75-mm suture anchors placed at the lesser tuberosity according to the manufacturer's recommendations as stated above. Combined vertical and horizontal stitches were used for both anchors, starting with the vertical mattress stitch in line with the longitudinal axis of the humerus. The pairwise color-coded sutures of each anchor were placed through the tendon 10 mm vertically apart to each other using the aforementioned suture passer. Before knotting the sutures to secure the vertical mattress stitch, the other color-coded suture pairs of the anchors were placed through the tendon horizontally between the previous sutures using the suture passer. The vertical mattress stitch was knotted first, followed by the horizontal mattress stitch, which was locked on top of it (Figure 1C).

Double-Row Repair With Simple Stitch. There were 4 single-loaded, 4.75-mm suture anchors placed at the lesser tuberosity according to the manufacturer's recommendations. The first anchor of the lateral row was placed medial to the lateral border of the bicipital groove. The second anchor of the lateral row was introduced 12 mm distal. The 2 anchors of the medial row were placed 12 mm medial to the lateral row next to the articular surface. A vertical mattress stitch was used with the medial-row suture anchors as described above, whereas a simple stitch was used for the lateral-row suture anchors (Figure 1D).

Biomechanical Testing

Biomechanical testing was performed with a servohydraulic testing machine (Model Z010; Zwick Roell) as previously published.^{8,10} The proximal humerus was mounted horizontally onto the testing machine with a custom-made testing rig with the lesser tuberosity facing anterior (Figure 3B). Medical gauze was wrapped around the muscle belly of the subscapularis and tightly secured with suture material before an adjustable interdigitating custom-made metal clamp was firmly affixed to it 3 cm proximal to the medial border of the tendon. The clamp

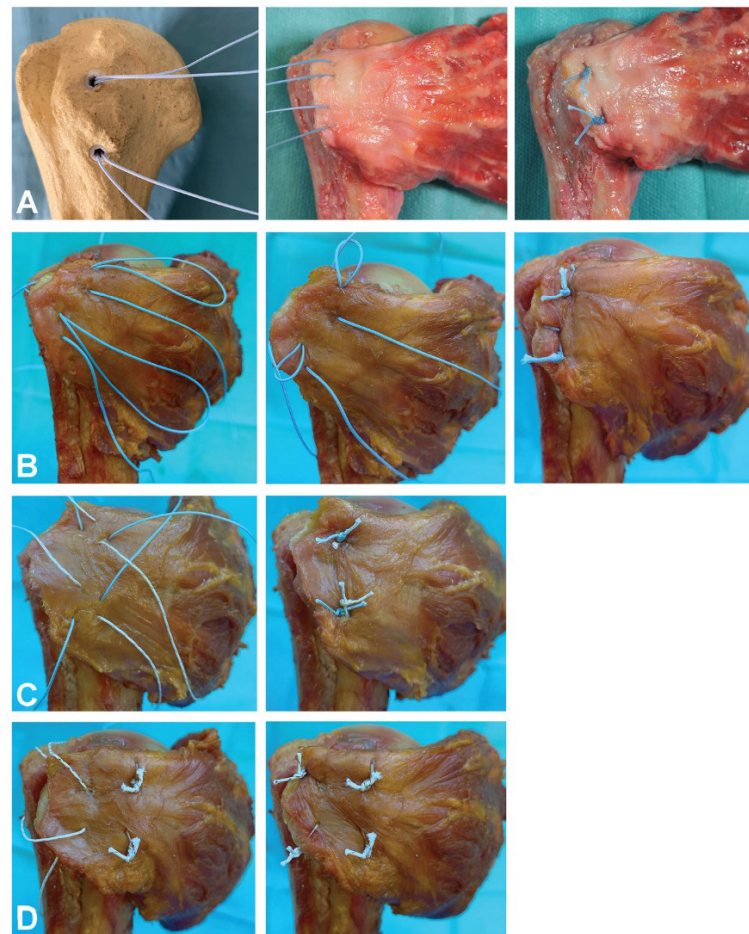


Figure 1. Repair techniques. The left and middle columns show images of tendon threading, and the right column shows images of completed repair. (A) Single-row repair with mattress stitch, (B) single-row repair with modified lasso-loop stitch, (C) single-row repair with modified Mason-Allen stitch, and (D) double-row repair.

was then attached to the mobile traverse of the testing machine. Thus, upward movements of the mobile traverse of the testing machine resulted in a physiological pulling force on the subscapularis tendon.

After pretensioning of the repaired tendon with 5 N for 1 minute, cyclic loading at a speed of 350 mm/min and a frequency of 0.5 Hz was performed according to a previously published protocol.²⁷ The specimens were first loaded between the minimum load of 5 N and the maximum load of 60 N for 50 cycles. Then, the maximum load was incrementally increased by 20 N for every 50 cycles until 200 N was reached (ie, 50 cycles each for 5-80 N, 5-100 N, 5-120 N, 5-140 N, 5-160 N, 5-180 N, and 5-200 N) (Figure 2). If the specimens did not fail during cyclic loading, they were loaded to failure at a speed of 500 mm/min. The number of cycles until displacement of 3 mm and 5 mm was evaluated as well as the number of cycles until ultimate failure of the repair construct occurred. The ultimate failure load was also recorded.

Optical Measurement of Displacement

A high-resolution 3-dimensional camera system consisting of 2 monochrome digital cameras (Q400-3D; LIMESST Messtechnik and Software) recorded the subscapularis tendon during cyclic loading of the specimens as previously published (Figure 3, A and B).^{8,10} Gap formation at the tendon-bone interface was analyzed through digital image correlation with the use of Istra4D software (Dantec Dynamics) (Figure 3C). Digital image correlation relies on a speckle pattern on the surface of the specimen being examined. Therefore, the tendon-bone interface was first homogeneously covered with matte white paint, and subsequently, small spray spots of matte black paint were randomly applied. Small subsets of these speckle patterns were chosen in their initial position and followed during videographic recording of the motion. The change in the position of 2 center points of a subset to each other during loading was analyzed precisely to calculate their

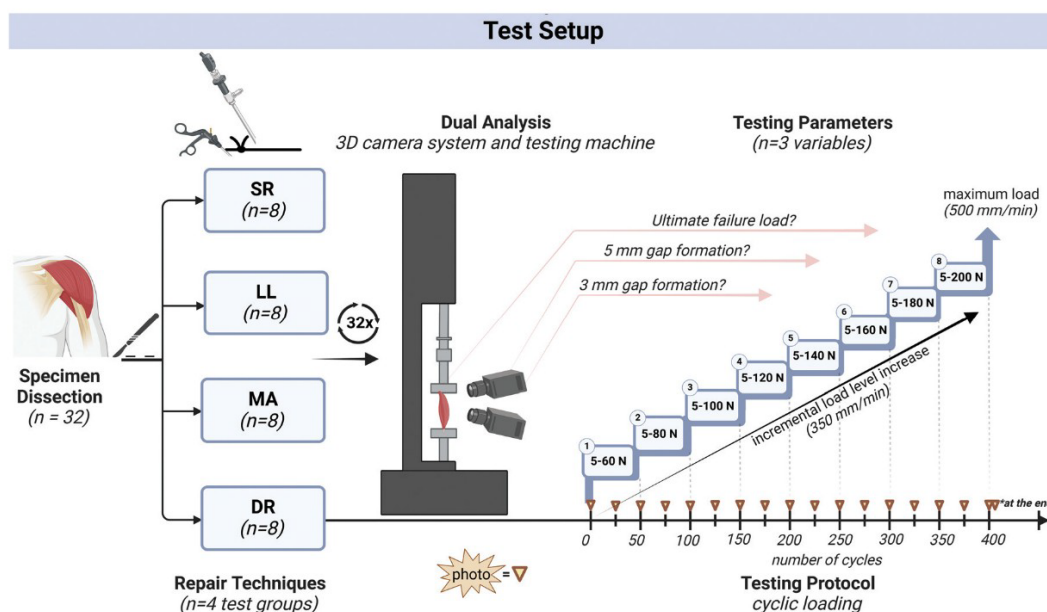


Figure 2. Test setup. DR, double-row repair; LL, single-row repair with modified lasso-loop stitch; MA, single-row repair with modified Mason-Allen stitch; SR, single-row repair with mattress stitch.

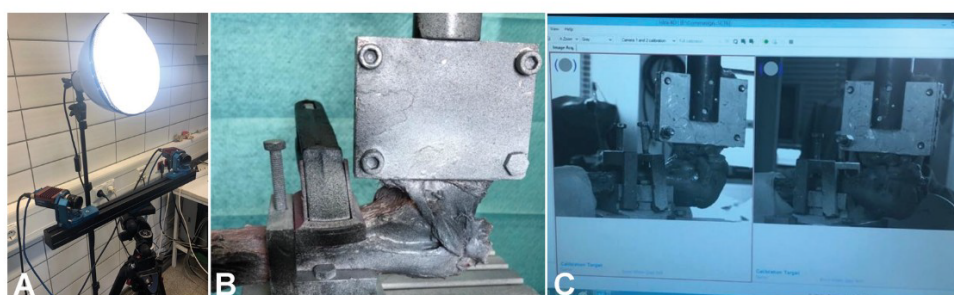


Figure 3. Data analysis. (A) A 3-dimensional camera system, (B) the subscapularis tendon with a speckle pattern on the surface being examined during cyclic loading, and (C) analysis through digital image correlation.

displacement in space and time (accuracy: 0.01 pixels; resolution: 2452×2052 pixels). The spatial displacement of points on the curved surface of the bone was captured by 2 cameras looking from different angles.^{9,35} The number of cycles that occurred until the formation of a 3- and 5-mm gap at the tendon-bone interface was recorded.

Statistical Analysis

Means, standard deviations, and ranges were calculated for all biomechanical parameters. The Shapiro-Wilk test was applied to ensure a normal distribution of the data. One-way analysis of variance with the post hoc Bonferroni test was performed to assess significant differences between the 4 repair techniques regarding age, weight, bone mineral density, footprint area, and tendon thickness

as well as to evaluate significant differences in gap formation and ultimate failure load, while the chi-square test was used to determine differences regarding sex and side. The significance level was set at $P < .05$. Statistical analysis was performed using SSPS Statistics software (Version 25.0.0.0; IBM).

With 32 specimens and an effect size $f = 0.33$ ($\eta^2 = 0.097$; $\alpha = 0.05$), the study had 98.2% power to detect any difference in the 3 outcome variables (number of cycles until 3- and 5-mm gap formation, ultimate failure load) between the 4 repair groups (G*Power; Version 3.1.9.4).

RESULTS

No significant differences between the groups were observed regarding sample size, age, sex, side, weight,

TABLE 1
Specimen Characteristics (n = 32)^a

	SR Group (n = 8)	LL Group (n = 8)	MA Group (n = 8)	DR Group (n = 8)	P
Age, y	78 ± 11	81 ± 13	79 ± 16	80 ± 12	.965
Sex, female/male, n	6/2	2/6	6/2	3/5	.094
Side, left/right, n	7/1	8/0	6/2	6/2	.456
Weight, kg	66.7 ± 26.3	57.1 ± 16.3	64.4 ± 20.4	54.0 ± 10.9	.539
Bone mineral density, g/cm ²	0.52 ± 0.14	0.63 ± 0.17	0.60 ± 0.17	0.52 ± 0.15	.405
Footprint area, mm ²	380 ± 54	367 ± 43	358 ± 50	373 ± 35	.800
Tendon thickness, mm	3.5 ± 0.5	3.1 ± 0.4	3.1 ± 0.2	3.4 ± 0.4	.189

^aData are presented as mean ± SD unless otherwise indicated. DR, double-row repair; LL, single-row repair with modified lasso-loop stitch; MA, single-row repair with modified Mason-Allen stitch; SR, single-row repair with mattress stitch.

bone mineral density, footprint area, and tendon thickness (Table 1).

The number of cycles until the formation of a 3-mm gap at the tendon-bone interface occurred was 182 ± 42 (range, 119-240) for the SR group, 203 ± 34 (range, 166-255) for the LL group, 227 ± 39 (range, 181-272) for the MA group, and 278 ± 37 (range, 212-323) for the DR group. The DR group withstood significantly more cycles than the SR group ($P < .001$) and the LL group ($P = .003$) but not compared to the MA group ($P = .073$). No other significant differences were found regarding the number of cycles until 3-mm gap formation between the 4 groups ($P \geq .159$).

The number of cycles until 5-mm gap formation at the tendon-bone interface occurred was 232 ± 59 (range, 144-288) for the SR group, 265 ± 47 (range, 212-328) for the LL group, 289 ± 51 (range, 221-328) for the MA group, and 329 ± 41 (range, 277-381) for the DR group. Once again, significantly more stability was seen in the DR group than in the SR group ($P = .004$). No other significant differences were found regarding the number of cycles until 5-mm gap formation between the 4 groups ($P \geq .103$).

Overall, 2 specimens in the SR group and 1 specimen in LL group failed during cyclic loading. The ultimate load to failure was 256 ± 75 N (range, 140-354 N) for the SR group, 293 ± 66 N (range, 160-388 N) for the LL group, 340 ± 49 N (range, 252-404 N) for the MA group, and 361 ± 59 N (range, 267-411 N) for the DR group. Again, a significantly higher ultimate failure load was seen in the DR group than in the SR group ($P = .015$). No other statistically significant differences were observed with regard to ultimate failure load ($P \geq .078$). The results for cyclic loading and ultimate failure load are outlined in Figure 4.

DISCUSSION

This investigation showed that the simple single-row repair technique required a significantly lower number of cycles until 3- and 5-mm gap formation, and had a lower ultimate failure load, while single-row repair with the modified lasso-loop stitch required a significantly lower number of cycles until 3-mm gap formation compared to double-row repair. Overall, the double-row repair

technique demonstrated the highest number of cycles to 3- and 5-mm gap formation and the greatest ultimate load to failure. Our first hypothesis, that the modified single-row repair techniques would be biomechanically superior to the simple single-row repair technique, was not confirmed. However, our second hypothesis, that the double-row repair technique would be biomechanically superior to the simple single-row repair technique, was validated. Additionally, specimens treated with single-row repair with the modified Mason-Allen stitch showed no significant differences on any examined biomechanical parameter compared to those treated with double-row repair.

While previous biomechanical studies have shown that a single suture anchor is sufficient for tears of the subscapularis tendon that involve only the upper third, 2 suture anchors are typically used in the configuration of single-row repair and 4 in cases of double-row repair for complete full-thickness subscapularis tendon tears.^{3,20,32} Also, a retrospective analysis of clinical cases after arthroscopic single-row repair of the subscapularis showed that 1 to 2 suture anchors were used according to the extent of the subscapularis tendon tear.³⁰ As complete full-thickness tears were induced in the present study, 2 suture anchors were applied for the single-row repair techniques.

Prior studies comparing single- and double-row repair techniques on human cadaveric supraspinatus tendons⁷ and sheep infraspinatus tendons¹² led to the conclusion that an increased number of sutures through tissue provided improved biomechanical performance. A study specifically comparing the clinical outcomes and repair integrity of arthroscopic single- versus double-loaded single-row labral repair for chronic anterior shoulder instability showed no significant difference in the retear rate in both groups, but the number of suture anchors in the single-loaded single-row repair group was slightly higher (4 vs 3, respectively).¹⁷ In the present study, single-loaded suture anchors were used for single-row repair with the modified lasso-loop stitch, while double-loaded anchors were applied for single-row repair with the modified Mason-Allen stitch, which withstood the highest number of cycles to 3- and 5-mm gap formation and had the greatest load to failure of the 3 single-row repair

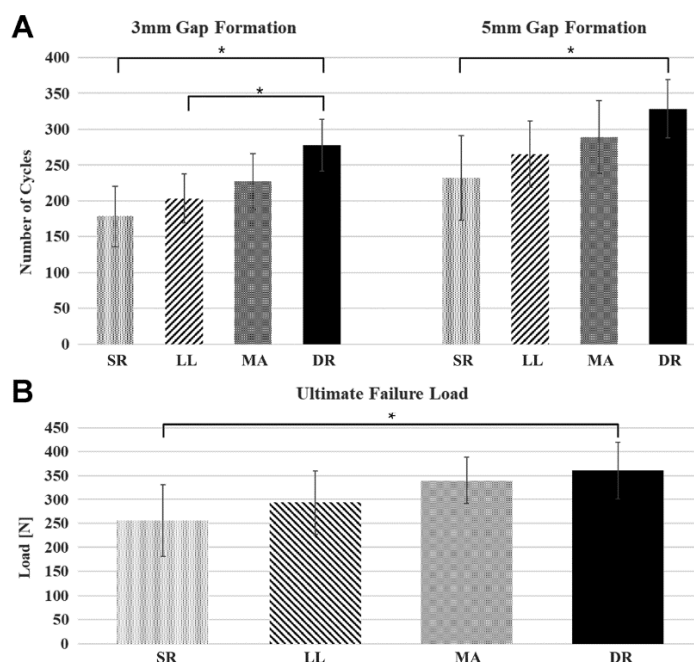


Figure 4. Results for (A) cyclic loading and (B) ultimate failure load. *Significant differences between groups ($P < .05$). DR, double-row repair; LL, single-row repair with modified lasso-loop stitch; MA, single-row repair with modified Mason-Allen stitch; SR, single-row repair with mattress stitch.

techniques assessed. The higher number of sutures passed through tissue might have contributed to these results.

Previous comparative clinical and biomechanical studies regarding single- and double-row repair techniques for full-thickness subscapularis tendon tears have shown inconsistent results.^{32,33,36} Wellmann et al³² reported in their biomechanical study that double-row repair was stronger and stiffer compared to single-row repair with the modified Mason-Allen stitch for full-thickness subscapularis tendon tears. In contrast, the results of this investigation showed that there was no significant difference in biomechanical performance between double-row repair and single-row repair with the modified Mason-Allen stitch, with the latter being easier to perform, being less time consuming, requiring less soft tissue dissection and suture anchors, and therefore likely involving significant cost savings compared to double-row repair.^{18,23,34} While a conventional double-row repair technique with simple and mattress stitches was performed in the present study, Wellmann et al³² used a double-row suture-bridge repair technique with the modified Mason-Allen stitch for the medial-row suture anchors.

Corresponding comparative studies have demonstrated the biomechanical superiority of the suture-bridge repair technique as opposed to the double-row repair technique with simple and mattress stitches for supraspinatus tendon tears.^{24,25} No respective biomechanical studies are available for subscapularis tendon tears. However, a comparative clinical study on 56 patients with subscapularis

tendon tears by Yoon et al³⁶ showed no significant differences between arthroscopic single- and double-row repair in terms of structural integrity and clinical outcomes at 2-year follow-up, although a suture-bridge repair technique was used. As single-row repair with the modified Mason-Allen stitch demonstrated a higher mean ultimate failure load than single-row repair with the mattress stitch in the present study, one could assume that double-row suture-bridge repair with the modified Mason-Allen stitch for the medial-row suture anchors might offer even higher biomechanical stability compared to the conventional suture-bridge repair method.³⁴ However, a biomechanical comparison by Wheeler et al³³ performed on full-thickness subscapularis tendon tears found no differences between transosseous repair with 3 modified Mason-Allen stitches and repair with 4 mattress stitches for 2 double-loaded suture anchors.

Considering only the repair techniques examined in the present study, a biomechanical study on supraspinatus tendon tears by Nelson et al²³ in which single-row repair with the modified Mason-Allen stitch was compared to conventional double-row repair with single and mattress stitches also found no statistically significant difference with regard to biomechanical strength. Similar results were shown in a biomechanical study on multiple repair techniques for infraspinatus tendon tears by Lorbach et al,¹⁹ also coming to the conclusion that modified stitches might provide improved relative and absolute stability over simple stitches. While they found higher

stability with single-row repair with the modified Mason-Allen stitch compared to the simple single-row repair technique, it showed no biomechanical superiority over double-row repair.¹⁹ Both modified single-row and conventional double-row repair techniques with maximum failure loads around 400 N did not achieve mean ultimate failure loads of approximately 750 N in intact subscapularis tendons.³²

Regarding single-row repair with the modified lasso-loop stitch, data from comparative studies concerning the subscapularis were available for only upper-third tendon repair with 1 suture anchor.³ The biomechanical study by Borbas et al³ similarly showed higher mean stiffness and ultimate loads to failure in the knotted lasso-loop mattress group compared to the knotted mattress group, but the difference was not statistically significant. The knotted lasso-loop mattress technique was superior to the knotted horizontal mattress technique only in regard to pressurized footprint coverage.³

Although not unequivocally comparable, the findings of the current investigation appear to be largely consistent with earlier study results for rotator cuff refixation techniques, showing that a modified single-row repair technique (ie, single-row repair with the modified Mason-Allen stitch) was comparable to the conventional double-row repair technique.

Limitations

It is important to point out that the present study is limited by the fact that the number of sutures through tissue varied by the single-row repair technique used and only single-row repair with the modified Mason-Allen stitch was performed with double-loaded suture anchors. This study is also limited by the fact that only one conventional double-row repair technique was included. However, the main aim of the study was to evaluate the biomechanical properties of different single-row repair techniques, as arthroscopic double-row repair of the subscapularis is less common, is more time consuming, and requires more soft tissue dissection. Moreover, a basic limitation consists of the in vitro study design inherent to all biomechanical cadaveric studies. While ultimate failure load was defined as the maximum strength before anchor pullout and/or suture knot failure, the mode and site of failure were not specifically documented for each specimen and therefore not included in the evaluation. Furthermore, a limited number of 8 specimens per group, resulting in a total sample size of 32 specimens, was available for this investigation, which however is slightly higher than in comparable biomechanical studies.^{3,23,32,33}

Another limitation consists of the rather elevated mean age of the donors (mean age at the time of death, 79 years) compared to the typical age of patients undergoing surgical rotator cuff repair. However, no subscapularis tendon tears were observed during specimen preparation and dissection. While the specimens were matched according to age, side, weight, bone mineral density, footprint area, and tendon thickness, a slight differing distribution in

terms of sex (P = nonsignificant) (Table 1) was accepted on behalf of the former depicted factors.

CONCLUSION

This investigation showed that (1) there was no significant biomechanical advantage of the modified single-row repair techniques over the simple single-row repair technique and (2) the double-row repair technique was biomechanically superior to the simple single-row repair technique, but there was no significant difference between single-row repair with the modified Mason-Allen stitch and double-row repair. Hence, an argument can be made for the use of the latter as an alternative to double-row repair, as it is easier to perform.

ORCID iD

Julia A. Nacov  <https://orcid.org/0000-0002-5327-2937>

REFERENCES

- Adkison D, Connor KA, Adkison W. Prevalence of subscapularis tears and one-year clinical outcomes in 593 rotator cuff repairs. *Arthroscopy*. 2021;37(1):e71.
- Baker CL, Liu SH. Comparison of open and arthroscopically assisted rotator cuff repairs. *Am J Sports Med*. 1995;23(1):99-104.
- Borbas P, Cammarata S, Loucas R, et al. Arthroscopic single anchor repair techniques for upper third subscapularis tears provide sufficient biomechanical stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2022;30(6):2105-2112.
- Burkhart SS. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears: clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res*. 1991;267:45-56.
- Burkhart SS. The deadman theory of suture anchors: observations along a South Texas fence line. *Arthroscopy*. 1995;11(1):119-123.
- Garavaglia G, Ufenast H, Taverna E. The frequency of subscapularis tears in arthroscopic rotator cuff repairs: a retrospective study comparing magnetic resonance imaging and arthroscopic findings. *Int J Shoulder Surg*. 2011;5(4):90-94.
- Gülecüyüz M, Bortolotti H, Pietschmann M, et al. Primary stability of rotator cuff repair: can more suture materials yield more strength? *Int Orthop*. 2016;40(5):989-997.
- Hackl M, Buess E, Kammerlohr S, et al. A "comma sign"-directed subscapularis repair in anterosuperior rotator cuff tears yields biomechanical advantages in a cadaveric model. *Am J Sports Med*. 2021;49(12):3212-3217.
- Hackl M, Mayer K, Weber M, et al. Plate osteosynthesis of proximal ulna fractures: a biomechanical micromotion analysis. *J Hand Surg Am*. 2017;42(10):834.e1-834.e7.
- Hackl M, Nacov J, Kammerlohr S, et al. Intratendinous strain variations of the supraspinatus tendon depending on repair technique: a biomechanical analysis regarding the cause of medial cuff failure. *Am J Sports Med*. 2021;49(7):1847-1853.
- Jancuska J, Matthews J, Miller T, Kluczynski MA, Bisson LJ. A systematic summary of systematic reviews on the topic of the rotator cuff. *Orthop J Sports Med*. 2018;6(9):2325967118797891.
- Jost PW, Khair MM, Chen DX, Wright TM, Kelly AM, Rodeo SA. Suture number determines strength of rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am*. 2012;94(14):e100.
- Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An K-N. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15(5):322-329.

14. Lafosse L, Jost B, Reiland Y, Audebert S, Toussaint B, Gobeze R. Structural integrity and clinical outcomes after arthroscopic repair of isolated subscapularis tears. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(6):1184-1193.
15. Lafosse L, van Raebroeckx A, Brzoska R. A new technique to improve tissue grip: "the lasso-loop stitch." *Arthroscopy*. 2006;22(11):1246.e1-1246.e3.
16. Lee J, Shukla DR, Sánchez-Sotelo J. Subscapularis tears: hidden and forgotten no more. *JSES Open Access*. 2018;2(1):74-83.
17. Lee W-Y, Shin H-D, Kim K-C, Cha S-M, Jeon Y-S, Song J-H. Repair integrity and functional outcomes of arthroscopic repair in chronic anterior shoulder instability: single-loaded versus double-loaded single-row repair. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2022;142(1):131-138.
18. Lo IKY, Burkhart SS. Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff. *Arthroscopy*. 2003;19(9):1035-1042.
19. Lorbach O, Bachelier F, Vees J, Kohn D, Pape D. Cyclic loading of rotator cuff reconstructions: single-row repair with modified suture configurations versus double-row repair. *Am J Sports Med*. 2008;36(8):1504-1510.
20. Lorbach O, Trennheuser C, Kieb M, Efe T, Kohn D, Anagnostakos K. Reconstruction of 25 and 50 % subscapularis tears: a single anchor with a double-mattress suture is sufficient for the reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2016;24(12):3855-3862.
21. Mahiroğulları M, Ozkan H, Akyüz M, Uğraş AA, Güney A, Kuşkuç M. Comparison between the results of open and arthroscopic repair of isolated traumatic anterior instability of the shoulder. *Acta Orthop Traumatol Turc*. 2010;44(3):180-185.
22. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA. Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med*. 2005;33(12):1861-1868.
23. Nelson CO, Sileo MJ, Grossman MG, Serra-Hsu F. Single-row modified Mason-Allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy*. 2008;24(8):941-948.
24. Park MC, Elattrache NS, Tibone JE, Ahmad CS, Jun B-J, Lee TQ. Part I: footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg*. 2007;16(4):461-468.
25. Park MC, Idjadi JA, Elattrache NS, Tibone JE, McGarry MH, Lee TQ. The effect of dynamic external rotation comparing 2 footprint-restoring rotator cuff repair techniques. *Am J Sports Med*. 2008;36(5):893-900.
26. Park YB, Park YE, Koh KH, Lim TK, Shon MS, Yoo JC. Subscapularis tendon repair using suture bridge technique. *Arthrosc Tech*. 2015;4(2):e133-e137.
27. Pauly S, Kieser B, Schill A, Gerhardt C, Scheibel M. Biomechanical comparison of 4 double-row suture-bridging rotator cuff repair techniques using different medial-row configurations. *Arthroscopy*. 2010;26(10):1281-1288.
28. Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand*. 1971;42(6):491-505.
29. Scheibel MT, Habermeyer P. A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. *Arthroscopy*. 2003;19(3):330-333.
30. Shen Y, Zhao X, Qi C, et al. Surgical outcomes after arthroscopic single row anchor repair for subscapularis tears concomitant with injury of the long head of the biceps tendon. *Orthop Surg*. 2020;12(2):498-504.
31. Ticker JB, Burkhart SS. Why repair the subscapularis? A logical rationale. *Arthroscopy*. 2011;27(8):1123-1128.
32. Wellmann M, Wiebringhaus P, Lodde I, et al. Biomechanical evaluation of a single-row versus double-row repair for complete subscapularis tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2009;17(12):1477-1484.
33. Wheeler DJ, Garabekyan T, Lugo R, et al. Biomechanical comparison of transosseous versus suture anchor repair of the subscapularis tendon. *Arthroscopy*. 2010;26(4):444-450.
34. Xiao M, Cohen SA, Cheung EV, Sherman SL, Abrams GD, Freehill MT. Limited biomechanical evidence behind single row versus double row repair of subscapularis tears: a systematic review. *Arthrosc Sports Med Rehabil*. 2022;4(3):e1193-e1201.
35. Yachouh J, Domergue S, Loosli Y, Goudot P. Correlation of images: technique for mandible biomechanics analysis. *J Craniofac Surg*. 2011;22(5):1893-1897.
36. Yoon J-S, Kim S-J, Choi Y-R, Kim S-H, Chun Y-M. Arthroscopic repair of the isolated subscapularis full-thickness tear: single- versus double-row suture-bridge technique. *Am J Sports Med*. 2019;47(6):1427-1433.

4. Diskussion

4.1 Überblick Studienergebnisse

Ziel dieser biomechanischen Studie war es, die Primärstabilität von Subscapularissehnennähten in Abhängigkeit der angewandten Nahttechnik zu untersuchen. Dabei wurden vier verschiedene Nahttechniken in Hinblick auf Zyklenzahl bis 3- bzw. 5 mm Lückenbildung, sowie maximaler Versagenslast innerhalb eines definierten zyklischen Belastungsprotokolls miteinander verglichen, welches sich mit dem Ziel der besseren Vergleichbarkeit maßgeblich an zuvor publizierte Belastungsschemata orientierte.^{155,156} Die adäquate Einheilung der Sehne, bei einer 3- bzw. 5 mm messenden Separation von refixierter Sehne und Knochen, nicht mehr sicher gewährleistet ist, gilt die Refixierung in solchen Fällen als unzureichend und wird weitestgehend als Rekonstruktionsversagen bzw. Redefekt betrachtet.^{144,155,157,158} Durch systematische Analyse des präparierten Sprenkelmusters auf der Oberfläche des Versuchsobjektes, mittels subpixelgenauer Bildkorrelationsalgorithmen, konnte die Veränderung der Position der Sprenkel zueinander im Verlauf präzise erfasst und quantifiziert werden (Genauigkeit für 3D-Bewegung; 0,01 Pixel; Auflösung: 2452x2052 Pixel).^{159,160}

Zu den ausgewählten Nahttechniken gehörten die klassische SR-Rekonstruktion mit zwei simplen Matratzennähten, die SR-Rekonstruktion mit modifizierter LL-Naht nach Lafosse et al.³, die SR-Rekonstruktion mit MA-Naht angelehnt an Scheibel und Habermeyer⁴, sowie die konventionelle DR-Rekonstruktion.

Diese Untersuchung zeigte, dass die klassische SR-Rekonstruktion eine signifikant geringere Anzahl von Zyklen bis zur 3- und 5 mm Lückenbildung, sowie eine geringere maximale Versagenslast im Vergleich zur DR-Rekonstruktion zeigte. Die SR-Rekonstruktion mit modifizierter LL-Naht hingegen zeigte lediglich eine signifikant geringere Anzahl von Zyklen bis zur 3 mm Lückenbildung im Vergleich zur DR-Rekonstruktion. Insgesamt zeigte Letztere die höchste Anzahl von Zyklen bis zur 3- und 5 mm Lückenbildung, sowie die höchste Versagenslast. Zusätzlich zeigte die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht keine signifikanten Unterschiede verglichen mit der konventionellen DR-Rekonstruktion.

4.2 Interpretation und Einordnung der Studienergebnisse

Die Ergebnisse bisheriger komparativer klinischer und biomechanischer Studien zum Vergleich von SR- und DR-Rekonstruktionen von SSC-Rupturen sind teilweise inkohärent.^{27,152,161}

Eine biomechanische Studie von Wellmann et al. zeigte, dass die DR-Rekonstruktion von vollständigen SSC-Rupturen eine höhere Stabilität als die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht aufwies.²⁷ Im Gegensatz dazu zeigte die vorliegende Untersuchung keinen signifikanten Unterschied zwischen der DR- und der SR-Rekonstruktion mit modifizierten MA-Naht.

Während in der vorliegenden Studie allerdings eine konventionelle DR-Rekonstruktion mit einfachen Durchstich- und Matratzennähten verwendet wurde, führten Wellmann et al. eine „Suture-bridge“ (SB)-DR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht für die medialen Anker durch.²⁷

Frühere komparative Studien zeigten bereits eine biomechanische Überlegenheit der SB-Technik im Vergleich zur konventionellen DR-Technik bei der Rekonstruktion von SSP-Rupturen.^{26,162} Keine entsprechenden biomechanischen Studien waren für Subscapularis-Risse verfügbar.

Eine klinische Vergleichsstudie an 56 Patienten mit SSC-Rupturen von Yoon et al. hingegen zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen arthroskopischer SR- und DR-Rekonstruktion in Hinblick auf die strukturelle Integrität, sowie das klinische Ergebnis nach zwei Jahren, obwohl eine SB-Rekonstruktionstechnik verwendet wurde.¹⁵²

Da die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht eine höhere mittlere Versagenslast als die SR-Rekonstruktion mit einfachen Matratzennähte aufwies, könnte man annehmen, dass eine modifizierte SB-Rekonstruktionstechnik mit modifizierten MA-Nähten für die mediale Ankerreihe eine noch höhere biomechanische Stabilität bietet als die konventionelle SB-Technik.¹⁶³ Eine biomechanische Vergleichsstudie von Wheeler et al. zeigte jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen einer transossären Reparatur mit drei modifizierten MA-Nähten und einer Nahtanker-Rekonstruktion mit vier Matratzennähten an zwei doppelt beladen Fadenankern zur Refixierung vollständiger SSC-Rupturen.¹⁶¹

Lediglich bezugnehmend auf die in dieser Studie verwendeten Nahttechniken zeigte eine biomechanische Studie von Nelson et al., bei der ebenfalls SR-Rekonstruktionen mit modifizierten MA-Naht mit konventionellen DR-Rekonstruktionen mit einfachen

Durchstich- und Matratzennähten verglichen wurden, allerdings zur Refixierung von SSP-Rupturen, ebenfalls keine statistisch signifikanten Unterschiede in Bezug auf die biomechanische Stabilität.¹⁶⁴

Ähnliche Ergebnisse lieferte eine biomechanische Studie zu verschiedenen Reparaturtechniken für ISP-Rupturen von Lorbach et al., die zu dem Schluss kamen, dass modifizierte Nahttechniken eine verbesserte relative und absolute Stabilität gegenüber einfachen Nähten bietet.¹⁵⁶ Während sie eine höhere Stabilität der SR-Rekonstruktionen mit modifizierten MA-Nähten im Vergleich zu einfachen SR-Rekonstruktionen fanden, wurden keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den DR-Rekonstruktionen ermittelt.¹⁵⁶

Weder modifizierte SR-Rekonstruktionen, noch DR-Rekonstruktionen mit einer maximalen Versagenslast von etwa 400N erreichten die mittlere maximale Versagenslast von etwa 750N, die bei intakten SSC ermittelt wurde.²⁷

Bezüglich der LL-Naht waren Daten zu SSC-Rekonstruktion nur für Rupturen des oberen Drittels der Sehne mit nur einem Nahtanker verfügbar.¹⁶⁵ Die biomechanische Studie von Borbas et al. zeigte eine höhere mittlere Steifigkeit und maximale Versagenslast bei der LL-Matratzen-Technik im Vergleich zur einfach geknoteten Matratzen-Technik, jedoch war der Unterschied nicht statistisch signifikant.¹⁶⁵ Die LL-Matratzen-Technik war der geknoteten horizontalen Matratzennaht nur in Bezug auf die flächige Komprimierung des Footprints überlegen.¹⁶⁵

Obwohl nicht uneingeschränkt vergleichbar, scheinen die Ergebnisse der aktuellen Untersuchung weitgehend mit früheren komparativen Studien zur Rekonstruktion von anderen Muskeln der RMR übereinzustimmen, welche zeigten, dass die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht vergleichbar mit der konventionellen DR-Rekonstruktion ist.

4.3 Auswahl der Nahttechniken und -konfigurationen

Frühere biomechanische Studien haben gezeigt, dass zur Fixierung von partiellen Rupturen des oberen SSC-Drittels ein einzelner Nahtanker über ausreichend biomechanische Potenz verfügt.^{165,166} Zur Refixierung vollständiger SSC-Rupturen werden hingegen typischerweise zwei Nahtankern im Rahmen von SR-Rekonstruktionen bzw. vier Nahtankern im Rahmen von DR-Rekonstruktionen verwendet.^{27,165,166}

Eine retrospektive Analyse klinischer Falldaten nach arthroskopischer SSC SR-Rekonstruktion aus dem Jahr 2020 zeigte, dass abhängig vom Ausmaß der Ruptur ein bis zwei Nahtanker zur Verwendung kamen.¹⁶⁷ Da in der vorliegenden Studie vollständige Rupturen des SSC induziert wurden, wurden zur Durchführung der SR-Rekonstruktionen zwei Nahtanker verwendet.

Komparative biomechanische Studien zur Rekonstruktion von menschlichen SSP- und tierischen ISP-Sehnen zeigten, dass eine höhere Anzahl von Nähten konkordant auch mit einer höheren biomechanischen Potenz der Rekonstruktion einhergeht.^{168,169} Eine klinische Vergleichsstudie zur Untersuchung von Rerupturraten nach SR-Rekonstruktionen mit einfach vs. doppelt beladenen Nahtankern bei PatientInnen mit chronischer vorderer Schulterinstabilität zeigte hingegen keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Vergleichsgruppen, allerdings war die Anzahl der Nahtanker in der Gruppe mit einfach beladenen Nahtankern mit N=4 (vs. N=3 in der Vergleichsgruppe) etwas höher.¹⁷⁰

In der vorliegenden Studie wurden einfach beladene Nahtanker für die konventionelle SR-Rekonstruktion mit einfachen Matratzennähten, sowie der SR-Rekonstruktion mit modifizierten LL-Naht verwendet, während doppelt beladene Nahtanker für die SR-Rekonstruktion mit modifizierter MA-Naht eingesetzt wurden, die die höchste Anzahl von Zyklen bis zur 3- bzw. 5 mm Lückenbildung, sowie die höchste Versagenslast von allen untersuchten SR-Techniken aufwies.

4.4 Limitationen der Studie

Bezogen auf den letzten Abschnitt ist hervorzuheben, dass eine Limitation der vorliegenden Studie darin besteht, dass die Anzahl der Nähte durch das Gewebe je nach SR-Rekonstruktion variierte und lediglich die modifizierte MA-Naht mit doppelt geladene Nahtankern durchgeführt wurde.

Darüber hinaus ist die Studie durch die Tatsache begrenzt, dass nur eine konventionelle DR-Rekonstruktion einbezogen wurde. Der Fokus der Studie bestand jedoch vor allem darin, die biomechanische Potenz verschiedener SR-Rekonstruktionen zu beleuchten, da die arthroskopische DR-Rekonstruktion des SSC zeitaufwendiger ist, mehr Weichteildissektion erfordert und vor allem bei initial stark verringerter Restlänge der Sehne, beispielsweise im Rahmen ausgeprägter Retraktion nur eingeschränkt anwendbar ist.

Eine grundlegende Einschränkung besteht zudem im In-vitro-Design, das allen biomechanischen Kadaverstudien innewohnt.

Während die maximale Versagenslast als maximale Zuglast vor dem Ausriss des Ankers und/oder dem Versagen des Nahtknotens definiert wurde, wurde die Art und die Lokalisation des Versagens nicht spezifisch für jedes Präparat dokumentiert und konnte daher nicht in die Bewertung miteinbezogen werden.

Außerdem war nur eine begrenzte Anzahl von acht Präparaten pro Testgruppe verfügbar, was zu einer Gesamtstichprobengröße von 32 Präparaten führte, die jedoch leicht höher ist als in vergleichbaren biomechanischen Studien.^{27,161,164,165}

Eine weitere Einschränkung besteht im vergleichsweise hohen Durchschnittsalter der Körperspender zum Zeitpunkt des Todes von 79 Jahren im Vergleich zur typischen Patientengruppe, die sich einer chirurgischen RMR unterzieht.

Während der Präparation und Dissektion der Präparate wurden jedoch keine SSC-Rupturen beobachtet.¹⁵²

Während die Präparate unter Berücksichtigung von Kofaktoren wie Alter, Gewicht, Knochendichte, Körperseite und ermittelter Maße von Sehne und knöchernem Ansatz, nach entsprechender Gruppenpaarung, randomisiert den verschiedenen Testgruppen zugeordnet wurden, wurde eine leicht unterschiedliche Verteilung hinsichtlich des Geschlechts zugunsten der erstgenannten Faktoren akzeptiert.

4.5 Schlussfolgerung und Ausblick

Bezogen auf unsere initiale Hypothese zeigte die vorliegende Untersuchung, dass (1) es keinen signifikanten biomechanischen Vorteil der modifizierten SR-Rekonstruktionen gegenüber der klassischen SR-Rekonstruktion mit einfachen Matratzennähten gab und (2) die DR-Rekonstruktion gegenüber der klassischen SR-Rekonstruktion mit einfachen Matratzennähten biomechanisch überlegen war, jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen der modifizierten MA-Naht und der DR-Rekonstruktion vorlagen.

Daher kann argumentiert werden, dass letztere bei vergleichbarer biomechanischer Potenz eine adäquate Alternative zur konventionellen DR-Rekonstruktion darstellt, welche nicht nur die einfachere, schnellere und kosteneffizientere Technik darstellt, sondern auch weniger Weichteildissektion bedarf.^{25,164,171}

Zudem könnte die geringere Anzahl benötigter Nahtankern vor allem bei initial stark verringerter Restlänge der Sehne, beispielsweise im Rahmen ausgeprägter Retraktion nicht nur methodisch, sondern auch in Hinblick auf die Rerupturraten günstig sein.^{153,154} Nach Applikation der DR-Technik konnten strukturelle Redefekte vor allem an der medialen Ankerreihe beobachtet werden.^{27,151,152} Es wird angenommen, dass in solchen Fällen die erhöhte Spannung am muskulotendinösen Übergang vornehmlich ursächlich zugrundeliegt.^{151,153} Ein erhöhtes Risiko dafür wird vor allem bei initial stark verringerter Restlänge der Sehne, beispielsweise im Rahmen ausgeprägter Retraktion, angenommen.^{153,154} In solchen Fällen kann die Verwendung einreihiger Refixationstechniken daher von Vorteil sein.¹⁵⁴ Es bedarf weiterer Studien, um diese bisherigen Erkenntnisse spezifisch für den SSC zu überprüfen.

5. Literaturverzeichnis

- 1 Lee J, Shukla DR, Sánchez-Sotelo J. Subscapularis tears: hidden and forgotten no more. *JSES Open Access* 2018; **2**: 74–83. <https://doi.org/10.1016/j.jses.2017.11.006>
- 2 Garavaglia G, Ufenast H, Taverna E. The frequency of subscapularis tears in arthroscopic rotator cuff repairs: A retrospective study comparing magnetic resonance imaging and arthroscopic findings. *Int J Shoulder Surg* 2011; **5**: 90–94. <https://doi.org/10.4103/0973-6042.91000>
- 3 Lafosse L, van Raebroeckx A, Brzoska R. A new technique to improve tissue grip: "the lasso-loop stitch". *Arthroscopy* 2006; **22**: 1246.e1-3. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.05.021>
- 4 Scheibel MT, Habermeyer P. A modified Mason-Allen technique for rotator cuff repair using suture anchors. *Arthroscopy* 2003; **19**: 330–33. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50079>
- 5 Burkhart SS, Brady PC. Arthroscopic subscapularis repair: surgical tips and pearls A to Z. *Arthroscopy* 2006; **22**: 1014–27. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.07.020>
- 6 Lafosse L, Jost B, Reiland Y, Audebert S, Toussaint B, Gobezie R. Structural integrity and clinical outcomes after arthroscopic repair of isolated subscapularis tears. *J Bone Joint Surg Am* 2007; **89**: 1184–93. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00007>
- 7 Keating JF, Waterworth P, Shaw-Dunn J, Crossan J. The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study. *J Bone Joint Surg Br* 1993; **75**: 137–40. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.75B1.8421011>
- 8 Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An K-N. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clinical Biomechanics* 2000; **15**: 322–29. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(99\)00081-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00081-9)
- 9 Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 1971; **42**: 491–505. <https://doi.org/10.3109/17453677108989066>
- 10 Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981; **63**: 1208–17. <https://doi.org/10.2106/00004623-198163080-00002>
- 11 DePalma AF, Cooke AJ, Prabhakar M. The role of the subscapularis in recurrent anterior dislocations of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res* 1967; **54**: 35–49.
- 12 Symeonides PP. The significance of the subscapularis muscle in the pathogenesis of recurrent anterior dislocation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Br* 1972; **54**: 476–83.
- 13 Ticker JB, Burkhart SS. Why repair the subscapularis? A logical rationale. *Arthroscopy* 2011; **27**: 1123–28. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.03.001>

- 14 Narasimhan R, Shamse K, Nash C, Dhingra D, Kennedy S. Prevalence of subscapularis tears and accuracy of shoulder ultrasound in pre-operative diagnosis. *International orthopaedics* 2016; **40**: 975–79. <https://doi.org/10.1007/s00264-015-3043-9>
- 15 Adkison D, Connor KA, Adkison W. Prevalence of Subscapularis Tears and One-Year Clinical Outcomes in 593 Rotator Cuff Repairs. *Arthroscopy* 2021; **37**: e71. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2020.12.145>
- 16 Adams CR, Schoolfield JD, Burkhart SS. Accuracy of preoperative magnetic resonance imaging in predicting a subscapularis tendon tear based on arthroscopy. *Arthroscopy* 2010; **26**: 1427–33. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.02.028>
- 17 Bennett WF. Arthroscopic repair of isolated subscapularis tears: A prospective cohort with 2- to 4-year follow-up. *Arthroscopy* 2003; **19**: 131–43. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50053>
- 18 Bartl C, Scheibel M, Magosch P, Lichtenberg S, Habermeyer P. Open repair of isolated traumatic subscapularis tendon tears. *Am J Sports Med* 2011; **39**: 490–96. <https://doi.org/10.1177/0363546510388166>
- 19 Baker CL, Liu SH. Comparison of open and arthroscopically assisted rotator cuff repairs. *Am J Sports Med* 1995; **23**: 99–104. <https://doi.org/10.1177/036354659502300117>
- 20 Südkamp N, Köstler W. Minimalinvasive Unfallchirurgie. *Trauma Berufskrank.* 2004; **6**: S455-S463. <https://doi.org/10.1007/s10039-004-0845-1>
- 21 Jancuska J, Matthews J, Miller T, Kluczynski MA, Bisson LJ. A Systematic Summary of Systematic Reviews on the Topic of the Rotator Cuff. *Orthop J Sports Med* 2018; **6**: 2325967118797891. <https://doi.org/10.1177/2325967118797891>
- 22 Tauro JC. Arthroscopic rotator cuff repair: analysis of technique and results at 2- and 3-year follow-up. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1998; **14**: 45–51. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(98\)70119-7](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(98)70119-7)
- 23 Galatz LM, Ball CM, Teefey SA, Middleton WD, Yamaguchi K. The outcome and repair integrity of completely arthroscopically repaired large and massive rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 2004; **86**: 219–24. <https://doi.org/10.2106/00004623-200402000-00002>
- 24 Pauly S, Gerhardt C, Chen J, Scheibel M. Single versus double-row repair of the rotator cuff: does double-row repair with improved anatomical and biomechanical characteristics lead to better clinical outcome? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010; **18**: 1718–29. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1245-7>
- 25 Lo IKY, Burkhart SS. Double-row arthroscopic rotator cuff repair: re-establishing the footprint of the rotator cuff. *Arthroscopy* 2003; **19**: 1035–42. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2003.09.036>

- 26 Park MC, Elattrache NS, Ahmad CS, Tibone JE. "Transosseous-equivalent" rotator cuff repair technique. *Arthroscopy* 2006; **22**: 1360.e1-5.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.07.017>
- 27 Wellmann M, Wiebringhaus P, Lodde I, et al. Biomechanical evaluation of a single-row versus double-row repair for complete subscapularis tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2009; **17**: 1477–84. <https://doi.org/10.1007/s00167-009-0890-1>
- 28 Scheibel M, Brunner U, eds. Expertise Schulter. Stuttgart: Thieme, 2016.
- 29 Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. *J Athl Train* 2000; **35**: 248–55.
- 30 Reuther F. Anatomie, Biomechanik und Klassifikation der Schultergelenkverletzung. *Trauma Berufskrankh* 2006; **8**: S241-S246. <https://doi.org/10.1007/s10039-005-1057-z>
- 31 Pagnani MJ, Warren RF. Stabilizers of the glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; **3**: 173–90. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80098-0](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80098-0)
- 32 Putz R. Anatomie und Biomechanik des Schultergelenks 1985.
<https://doi.org/10.5282/ubm/epub.7771>
- 33 Tischer T, Vogt S, Kreuz PC, Imhoff AB. Arthroscopic anatomy, variants, and pathologic findings in shoulder instability. *Arthroscopy* 2011; **27**: 1434–43.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.05.017>
- 34 Iannotti JP, Gabriel JP, Schneck SL, Evans BG, Misra S. The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *J Bone Joint Surg Am* 1992; **74**: 491–500.
- 35 Karduna AR, Williams GR, Williams JL, Iannotti JP. Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *J Orthop Res* 1996; **14**: 986–93. <https://doi.org/10.1002/jor.1100140620>
- 36 Ravelli A. Die sogenannte Rotatorenmanschette. *Österreichische Ärztezeitung* 1974: 2–8.
- 37 Nauta WJH, Landsmeer JMF. The Gross Anatomy of the Peri-Articular Tissues of the Shoulder Joint. *Annals of the Rheumatic Diseases* 1948; **7**: 164–71.
<https://doi.org/10.1136/ard.7.3.164>
- 38 Lippitt SB, Vanderhooft JE, Harris SL, Sidles JA, Harryman DT, Matsen FA. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *J Shoulder Elbow Surg* 1993; **2**: 27–35. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80134-1](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80134-1)
- 39 Kronberg M, Németh G, Broström LA. Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clin Orthop Relat Res* 1990: 76–85.
- 40 Klapper RC, Jobe FW, Matsuura P. The subscapularis muscle and its glenohumeral ligament-like bands. A histomorphologic study. *Am J Sports Med* 1992; **20**: 307–10.
<https://doi.org/10.1177/036354659202000312>

- 41 Morag Y, Jamadar DA, Miller B, Dong Q, Jacobson JA. The subscapularis: anatomy, injury, and imaging. *Skeletal Radiol* 2011; **40**: 255–69. <https://doi.org/10.1007/s00256-009-0845-0>
- 42 Curtis AS, Burbank KM, Tierney JJ, Scheller AD, Curran AR. The insertional footprint of the rotator cuff: an anatomic study. *Arthroscopy* 2006; **22**: 609.e1. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.001>
- 43 Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H. An anatomic study of the subscapularis insertion to the humerus: the subscapularis footprint. *Arthroscopy* 2008; **24**: 749–53. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.02.009>
- 44 Clark JM, Harryman DT. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am* 1992; **74**: 713–25.
- 45 Hinton MA, Parker AW, Drez D, Altcheck D. An anatomic study of the subscapularis tendon and myotendinous junction. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; **3**: 224–29. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80039-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80039-6)
- 46 D'Addesi LL, Anbari A, Reish MW, Brahmabhatt S, Kelly JD. The subscapularis footprint: an anatomic study of the subscapularis tendon insertion. *Arthroscopy* 2006; **22**: 937–40. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.04.101>
- 47 Jost B, Koch PP, Gerber C. Anatomy and functional aspects of the rotator interval. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; **9**: 336–41. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.106746>
- 48 Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Matsen FA. The role of the rotator interval capsule in passive motion and stability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 1992; **74**: 53–66.
- 49 McCann PD, Cordasco FA, Ticker JB, et al. An anatomic study of the subscapular nerves: A guide for electromyographic analysis of the subscapularis muscle. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; **3**: 94–99. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80116-X](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80116-X)
- 50 Kato K. Innervation of the scapular muscles and its morphological significance in man. *Anat Anz* 1989; **168**: 155–68.
- 51 Kasper JC, Itamura JM, Tibone JE, Levin SL, Stevanovic MV. Human cadaveric study of subscapularis muscle innervation and guidelines to prevent denervation. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; **17**: 659–62. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2007.11.013>
- 52 Chen L-Z, Chen L, Zhu Y, Gu Y-D. Semiquantifying of fascicles of the C7 spinal nerve in the upper and lower subscapular nerves innervating the subscapularis and its clinical inference in Erb's palsy. *Clin Anat* 2013; **26**: 470–75. <https://doi.org/10.1002/ca.22064>
- 53 Denard PJ, Duey RE, Dai X, Hanypsiak B, Burkhart SS. Relationship of the subscapular nerves to the base of the coracoid. *Arthroscopy* 2013; **29**: 986–89. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.02.005>

- 54 Yung SW, Lazarus MD, Harryman DT. Practical guidelines to safe surgery about the subscapularis. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; **5**: 467–70. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(96\)80019-x](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(96)80019-x)
- 55 Kadaba MP, Cole A, Wootten ME, et al. Intramuscular wire electromyography of the subscapularis. *J Orthop Res* 1992; **10**: 394–97. <https://doi.org/10.1002/jor.1100100312>
- 56 Wickham J, Pizzari T, Balster S, Ganderton C, Watson L. The variable roles of the upper and lower subscapularis during shoulder motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2014; **29**: 885–91. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.07.003>
- 57 Rathi S, Taylor NF, Green RA. The upper and lower segments of subscapularis muscle have different roles in glenohumeral joint functioning. *J Biomech* 2017; **63**: 92–97. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.007>
- 58 Ackland DC, Pak P, Richardson M, Pandy MG. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *Journal of Anatomy* 2008; **213**: 383–90. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x>
- 59 O'Connell NE, Cowan J, Christopher T. An investigation into EMG activity in the upper and lower portions of the subscapularis muscle during normal shoulder motion. *Physiother Res Int* 2006; **11**: 148–51. <https://doi.org/10.1002/pri.336>
- 60 Loew M, Habermeyer P, Wiedemann E, Rickert M, Gohlke F. Empfehlungen zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion. *Unfallchirurg* 2000; **103**: 417–26. <https://doi.org/10.1007/s001130050560>
- 61 Inman VT, Saunders JB, Abbott LC. Observations of the function of the shoulder joint. 1944. *Clin Orthop Relat Res* 1996: 3–12. <https://doi.org/10.1097/00003086-199609000-00002>
- 62 Wuelker N, Wirth CJ, Plitz W, Roetman B. A dynamic shoulder model: reliability testing and muscle force study. *J Biomech* 1995; **28**: 489–99. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)e0006-o](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)e0006-o)
- 63 Habermeyer P, Lichtenberg S, Loew M, Magosch P, Martetschläger F, Tauber M, eds. *Schulterchirurgie*. Deutschland: Elsevier, 2017.
- 64 Gohlke F, Hedtmann A, eds. *Schulter*. Stuttgart: Thieme, 2002.
- 65 Burkhart SS. Arthroscopic treatment of massive rotator cuff tears. Clinical results and biomechanical rationale. *Clin Orthop Relat Res* 1991: 45–56.
- 66 Burkhart SS. Fluoroscopic comparison of kinematic patterns in massive rotator cuff tears. A suspension bridge model. *Clin Orthop Relat Res* 1992: 144–52.
- 67 Burkhart SS. Reconciling the paradox of rotator cuff repair versus debridement: A unified biomechanical rationale for the treatment of rotator cuff tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1994; **10**: 4–19. [https://doi.org/10.1016/S0749-8063\(05\)80288-9](https://doi.org/10.1016/S0749-8063(05)80288-9)

- 68 Sharkey NA, Marder RA. The rotator cuff opposes superior translation of the humeral head. *Am J Sports Med* 1995; **23**: 270–75. <https://doi.org/10.1177/036354659502300303>
- 69 Su W-R, Budoff JE, Luo Z-P. The effect of anterosuperior rotator cuff tears on glenohumeral translation. *Arthroscopy* 2009; **25**: 282–89. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.10.005>
- 70 Werner CML, Favre P, Gerber C. The role of the subscapularis in preventing anterior glenohumeral subluxation in the abducted, externally rotated position of the arm. *Clinical Biomechanics* 2007; **22**: 495–501. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.12.007>
- 71 Beirer M, Imhoff AB, Braun S. Impingement-Syndrome der Schulter. *Orthopade* 2017; **46**: 373–86. <https://doi.org/10.1007/s00132-017-3402-x>
- 72 Gerber C, Hersche O, Farron A. Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am* 1996; **78**: 1015–23. <https://doi.org/10.2106/00004623-199607000-00005>
- 73 Sakurai G, Ozaki J, Tomita Y, Kondo T, Tamai S. Incomplete tears of the subscapularis tendon associated with tears of the supraspinatus tendon: Cadaveric and clinical studies. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; **7**: 510–15. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(98\)90204-X](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90204-X)
- 74 Warner JJ, Higgins L, Parsons IM, Dowdy P. Diagnosis and treatment of anterosuperior rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; **10**: 37–46. <https://doi.org/10.1067/mse.2001.112022>
- 75 Kim TK, Rauh PB, McFarland EG. Partial tears of the subscapularis tendon found during arthroscopic procedures on the shoulder: a statistical analysis of sixty cases. *Am J Sports Med* 2003; **31**: 744–50. <https://doi.org/10.1177/03635465030310051801>
- 76 Burkhart SS, Tehrany AM. Arthroscopic subscapularis tendon repair: Technique and preliminary results. *Arthroscopy* 2002; **18**: 454–63. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.30648>
- 77 Gerber C, Terrier F, Ganz R. The role of the coracoid process in the chronic impingement syndrome. *J Bone Joint Surg Br* 1985; **67**: 703–08. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.67B5.4055864>
- 78 Lo IKY, Burkhart SS. The etiology and assessment of subscapularis tendon tears: a case for subcoracoid impingement, the roller-wringer effect, and TUFF lesions of the subscapularis. *Arthroscopy* 2003; **19**: 1142–50. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2003.10.024>
- 79 Lindblom K. On Pathogenesis of Ruptures of the Tendon Aponeurosis of the Shoulder Joint. *Acta Radiologica* 1939; **20**: 563–77. <https://doi.org/10.3109/00016923909174877>
- 80 Smith JG. The classic: Pathological appearances of seven cases of injury of the shoulder-joint: with remarks. 1834. *Clin Orthop Relat Res* 2010; **468**: 1471–75. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1231-x>

- 81 Gerber C, Krushell RJ. Isolated rupture of the tendon of the subscapularis muscle. Clinical features in 16 cases. *J Bone Joint Surg Br* 1991; **73**: 389–94.
<https://doi.org/10.1302/0301-620X.73B3.1670434>
- 82 Gerber C, Sebesta A. Impingement of the deep surface of the subscapularis tendon and the reflection pulley on the anterosuperior glenoid rim: a preliminary report. *J Shoulder Elbow Surg* 2000; **9**: 483–90. <https://doi.org/10.1067/mse.2000.109322>
- 83 Braune C, Gramlich H, Habermeyer P. Der makroskopische Aspekt der Rotatorenmanschettenruptur bei traumatischen und atraumatischen Rupturformen. *Unfallchirurg* 2000; **103**: 462–67. <https://doi.org/10.1007/s001130050566>
- 84 Minzlaff P, Bartl C, Imhoff AB. Die isolierte Subskapularisruptur : Arthroskopische und offene Operationstechnik. *Oper Orthop Traumatol* 2012; **24**: 468–78.
<https://doi.org/10.1007/s00064-012-0177-4>
- 85 Kreuz PC, Remiger A, Erggelet C, Hinterwimmer S, Niemeyer P, Gächter A. Isolated and combined tears of the subscapularis tendon. *Am J Sports Med* 2005; **33**: 1831–37.
<https://doi.org/10.1177/0363546505277118>
- 86 Deutsch A, Altchek DW, Veltri DM, Potter HG, Warren RF. Traumatic tears of the subscapularis tendon. Clinical diagnosis, magnetic resonance imaging findings, and operative treatment. *Am J Sports Med* 1997; **25**: 13–22.
<https://doi.org/10.1177/036354659702500104>
- 87 McAuliffe TB, Dowd GS. Avulsion of the subscapularis tendon. A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1987; **69**: 1454–55.
- 88 Kreuz PC, Remiger A, Lahm A, Herget G, Gächter A. Comparison of total and partial traumatic tears of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Br* 2005; **87**: 348–51.
<https://doi.org/10.1302/0301-620x.87b3.15515>
- 89 Walch G, Nove-Josserand L, Levigne C, Renaud E. Tears of the supraspinatus tendon associated with “hidden” lesions of the rotator interval. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; **3**: 353–60. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(09\)80020-7](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(09)80020-7)
- 90 Sahu D, Fullick R, Giannakos A, Lafosse L. Sentinel sign: a sign of biceps tendon which indicates the presence of subscapularis tendon rupture. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016; **24**: 3745–49. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3243-7>
- 91 George MS, Khazzam M, Kuhn JE. Humeral avulsion of glenohumeral ligaments. *J Am Acad Orthop Surg* 2011; **19**: 127–33. <https://doi.org/10.5435/00124635-201103000-00001>
- 92 Khan Y, Nagy MT, Malal J, Waseem M. The painful shoulder: shoulder impingement syndrome. *Open Orthop J* 2013; **7**: 347–51.
<https://doi.org/10.2174/1874325001307010347>

- 93 Scheibel M, Habermeyer P. Aktuelle klinische Untersuchung der Schulter. *Orthopade* 2005; **34**: 267–83. <https://doi.org/10.1007/s00132-005-0768-y>
- 94 Bhatia DN, Beer JF de, Du Toit DF. Coracoid process anatomy: implications in radiographic imaging and surgery. *Clin Anat* 2007; **20**: 774–84. <https://doi.org/10.1002/ca.20525>
- 95 Jain NB, Wilcox RB, Katz JN, Higgins LD. Clinical examination of the rotator cuff. *PM R* 2013; **5**: 45–56. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.08.019>
- 96 Edwards TB, Walch G, Sirveaux F, et al. Repair of tears of the subscapularis. *J Bone Joint Surg Am* 2005; **87**: 725–30. <https://doi.org/10.2106/JBJS.D.02051>
- 97 Wirth MA, Rockwood CA. Operative treatment of irreparable rupture of the subscapularis. *J Bone Joint Surg Am* 1997; **79**: 722–31. <https://doi.org/10.2106/00004623-199705000-00012>
- 98 Longo UG, Berton A, Marinozzi A, Maffulli N, Denaro V. Subscapularis tears. *Med Sport Sci* 2012; **57**: 114–21. <https://doi.org/10.1159/000328886>
- 99 Kim S-H, Oh I, Park J-S, Shin S-K, Jeong W-K. Intra-articular repair of an isolated partial articular-surface tear of the subscapularis tendon. *Am J Sports Med* 2005; **33**: 1825–30. <https://doi.org/10.1177/0363546505278259>
- 100 Piasecki DP, Nicholson GP. Tears of the subscapularis tendon in athletes--diagnosis and repair techniques. *Clin Sports Med* 2008; **27**: 731–45. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2008.06.005>
- 101 Hertel R, Ballmer FT, Lambert SM, Gerber C. Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; **5**: 307–13. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80058-9](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80058-9)
- 102 Barth JRH, Burkhart SS, Beer JF de. The bear-hug test: a new and sensitive test for diagnosing a subscapularis tear. *Arthroscopy* 2006; **22**: 1076–84. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2006.05.005>
- 103 Scheibel M, Magosch P, Pritsch M, Lichtenberg S, Habermeyer P. The belly-off sign: a new clinical diagnostic sign for subscapularis lesions. *Arthroscopy* 2005; **21**: 1229–35. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2005.06.021>
- 104 Tokish JM, Decker MJ, Ellis HB, Torry MR, Hawkins RJ. The belly-press test for the physical examination of the subscapularis muscle: electromyographic validation and comparison to the lift-off test. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; **12**: 427–30. [https://doi.org/10.1016/s1058-2746\(03\)00047-8](https://doi.org/10.1016/s1058-2746(03)00047-8)
- 105 Bartsch M, Greiner S, Haas NP, Scheibel M. Diagnostic values of clinical tests for subscapularis lesions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2010; **18**: 1712–17. <https://doi.org/10.1007/s00167-010-1109-1>

- 106 Barth J, Audebert S, Toussaint B, et al. Diagnosis of subscapularis tendon tears: are available diagnostic tests pertinent for a positive diagnosis? *Orthop Traumatol Surg Res* 2012; **98**: S178-85. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.09.008>
- 107 Ambacher T, Holz U. Rupturen der Subskapularissehne. Ein diagnostisches Problem? *Unfallchirurg* 2002; **105**: 486–91. <https://doi.org/10.1007/s00113-001-0363-6>
- 108 Lenza M, Buchbinder R, Takwoingi Y, Johnston RV, Hanchard NC, Faloppa F. Magnetic resonance imaging, magnetic resonance arthrography and ultrasonography for assessing rotator cuff tears in people with shoulder pain for whom surgery is being considered. *Cochrane Database Syst Rev* 2013: CD009020. <https://doi.org/10.1002/14651858.CD009020.pub2>.
- 109 Nove-Josserand L, Levigne C, Noël E, Walch G. Les lésions isolées du sous scapulaire. A propos de 21 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1994; **80**: 595–601.
- 110 Farin P, Jaroma H. Sonographic detection of tears of the anterior portion of the rotator cuff (subscapularis tendon tears). *J Ultrasound Med* 1996; **15**: 221–25. <https://doi.org/10.7863/jum.1996.15.3.221>
- 111 Lin L, Yan H, Xiao J, et al. The diagnostic value of magnetic resonance imaging for different types of subscapularis lesions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2016; **24**: 2252–58. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3335-4>
- 112 Tung GA, Yoo DC, Levine SM, Brody JM, Green A. Subscapularis tendon tear: primary and associated signs on MRI. *J Comput Assist Tomogr* 2001; **25**: 417–24. <https://doi.org/10.1097/00004728-200105000-00015>
- 113 Patten RM. Tears of the anterior portion of the rotator cuff (the subscapularis tendon): MR imaging findings. *AJR Am J Roentgenol* 1994; **162**: 351–54. <https://doi.org/10.2214/ajr.162.2.8310926>
- 114 Motamedi AR, Urrea LH, Hancock RE, Hawkins RJ, Ho C. Accuracy of magnetic resonance imaging in determining the presence and size of recurrent rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; **11**: 6–10. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.120139>
- 115 Adams CR, Brady PC, Koo SS, et al. A systematic approach for diagnosing subscapularis tendon tears with preoperative magnetic resonance imaging scans. *Arthroscopy* 2012; **28**: 1592–600. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.04.142>
- 116 Fuchs B, Weishaupt D, Zanetti M, Hodler J, Gerber C. Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: Assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg* 1999; **8**: 599–605. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90097-6](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90097-6)

- 117 Pfirrmann CW, Zanetti M, Weishaupt D, Gerber C, Hodler J. Subscapularis tendon tears: detection and grading at MR arthrography. *Radiology* 1999; **213**: 709–14. <https://doi.org/10.1148/radiology.213.3.r99dc03709>
- 118 Bartl C, Senftl M, Eichhorn S, Holzapfel K, Imhoff A, Salzmann G. Combined tears of the subscapularis and supraspinatus tendon: clinical outcome, rotator cuff strength and structural integrity following open repair. *Arch Orthop Trauma Surg* 2012; **132**: 41–50. <https://doi.org/10.1007/s00402-011-1400-8>
- 119 Rand T, Trattnig S, Haller J, Nguyen NK, Imhof H. MR imaging in shoulder trauma. Value of STIR images. *Acta Radiol* 1998; **39**: 273–75. <https://doi.org/10.1080/02841859809172193>
- 120 Hodgson RJ, O'Connor PJ, Grainger AJ. Tendon and ligament imaging. *Br J Radiol* 2012; **85**: 1157–72. <https://doi.org/10.1259/bjr/34786470>
- 121 Waldt S, Bruegel M, Mueller D, et al. Rotator cuff tears: assessment with MR arthrography in 275 patients with arthroscopic correlation. *Eur Radiol* 2007; **17**: 491–98. <https://doi.org/10.1007/s00330-006-0370-7>
- 122 Stetson WB, Phillips T, Deutsch A. The use of magnetic resonance arthrography to detect partial-thickness rotator cuff tears. *J Bone Joint Surg Am* 2005; **87 Suppl 2**: 81–88. <https://doi.org/10.2106/JBJS.E.00509>
- 123 Jesus JO de, Parker L, Frangos AJ, Nazarian LN. Accuracy of MRI, MR arthrography, and ultrasound in the diagnosis of rotator cuff tears: a meta-analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2009; **192**: 1701–07. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1241>
- 124 Rhee RB, Chan KK, Lieu JG, Kim BS, Steinbach LS. MR and CT arthrography of the shoulder. *Semin Musculoskelet Radiol* 2012; **16**: 3–14. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1304297>
- 125 Charousset C, Bellaïche L, Duranthon LD, Grimberg J. Accuracy of CT arthrography in the assessment of tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 2005; **87**: 824–28. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.87B6.15836>
- 126 Oh JH, Kim JY, Choi J-A, Kim WS. Effectiveness of multidetector computed tomography arthrography for the diagnosis of shoulder pathology: comparison with magnetic resonance imaging with arthroscopic correlation. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; **19**: 14–20. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2009.04.012>
- 127 Cochet H, Couderc S, Pelé E, Amoretti N, Moreau-Durieux M-H, Hauger O. Rotator cuff tears: should abduction and external rotation (ABER) positioning be performed before image acquisition? A CT arthrography study. *Eur Radiol* 2010; **20**: 1234–41. <https://doi.org/10.1007/s00330-009-1635-8>
- 128 Fox JA, Noerdlinger MA, Romeo AA. Arthroscopic subscapularis repair. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2002; **12**: 209–17. <https://doi.org/10.1053/otor.2002.36291>

- 129 Toussaint B, Barth J, Charousset C, et al. New endoscopic classification for subscapularis lesions. *Orthop Traumatol Surg Res* 2012; **98**: S186-92.
<https://doi.org/10.1016/j.otsr.2012.10.003>
- 130 Martetschläger F, Zampeli F, Tauber M, Habermeyer P, Leibe M. A classification for partial subscapularis tendon tears. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2021; **29**: 275–83. <https://doi.org/10.1007/s00167-020-05989-4>
- 131 Foad A, Wijdicks CA. The accuracy of magnetic resonance imaging and magnetic resonance arthrogram versus arthroscopy in the diagnosis of subscapularis tendon injury. *Arthroscopy* 2012; **28**: 636–41. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2011.10.006>
- 132 Goutallier D, Postel JM, Bernageau J, Lavau L, Voisin MC. Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res* 1994: 78–83.
- 133 Longo UG, Franceschi F, Berton A, Maffulli N, Droena V. Conservative treatment and rotator cuff tear progression. *Med Sport Sci* 2012; **57**: 90–99.
<https://doi.org/10.1159/000328910>
- 134 Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P. Erkrankungen und Verletzungen der Rotatorenmanschetten. *OP-JOURNAL* 2013; **29**: 54–70. <https://doi.org/10.1055/s-0032-1328431>
- 135 Thomazeau H, Rolland Y, Lucas C, Duval JM, Langlais F. Atrophy of the supraspinatus belly. Assessment by MRI in 55 patients with rotator cuff pathology. *Acta Orthop Scand* 1996; **67**: 264–68. <https://doi.org/10.3109/17453679608994685>
- 136 Beaudreuil J, Bardin T, Orcel P, Goutallier D. Natural history or outcome with conservative treatment of degenerative rotator cuff tears. *Joint Bone Spine* 2007; **74**: 527–29. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2007.07.009>
- 137 Bartl C, Salzmänn GM, Seppel G, et al. Subscapularis function and structural integrity after arthroscopic repair of isolated subscapularis tears. *Am J Sports Med* 2011; **39**: 1255–62. <https://doi.org/10.1177/0363546510396317>
- 138 Ellman H. Arthroscopic subacromial decompression: analysis of one- to three-year results. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1987; **3**: 173–81. [https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(87\)80061-0](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(87)80061-0)
- 139 Andrews JR, Broussard TS, Carson WG. Arthroscopy of the shoulder in the management of partial tears of the rotator cuff: A preliminary report. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1985; **1**: 117–22.
[https://doi.org/10.1016/s0749-8063\(85\)80041-4](https://doi.org/10.1016/s0749-8063(85)80041-4)
- 140 Ellman H. Arthroscopic subacromial decompression: a preliminary report. *Orthop Trans* 1985: 43.

- 141 Gerber C, Schneeberger AG, Beck M, Schlegel U. Mechanical strength of repairs of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 1994; **76-B**: 371–80. <https://doi.org/10.1302/0301-620x.76b3.8175836>
- 142 Franceschi F, Ruzzini L, Longo UG, et al. 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* 2007; **35**: 1254–60. <https://doi.org/10.1177/0363546507302218>
- 143 Lichtenberg S, Liem D, Magosch P, Habermeyer P. 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* 2006; **14**: 1200–06. <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0132-8>
- 144 Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, Santangelo SA, Arciero RA. Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 2005; **33**: 1861–68. <https://doi.org/10.1177/0363546505279575>
- 145 Zhang C-G, Zhao D-W, Wang W-M, et al. Biomechanical comparison of double-row versus transtendon single-row suture anchor technique for repair of the grade III partial articular-sided rotator cuff tears. *Chin Med J (Engl)* 2010; **123**: 3049–54.
- 146 Apreleva M, Ozbaydar M, Fitzgibbons PG, Warner JJP. Rotator cuff tears: the effect of the reconstruction method on three-dimensional repair site area. *Arthroscopy* 2002; **18**: 519–26. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.32930>
- 147 Fealy S, Kingham TP, Altchek DW. Mini-open rotator cuff repair using a two-row fixation technique: outcomes analysis in patients with small, moderate, and large rotator cuff tears. *Arthroscopy* 2002; **18**: 665–70. <https://doi.org/10.1053/jars.2002.32589>
- 148 Lo IKY, Burkhart SS. The comma sign: An arthroscopic guide to the torn subscapularis tendon. *Arthroscopy* 2003; **19**: 334–37. <https://doi.org/10.1053/jars.2003.50080>
- 149 Burkhart SS. The deadman theory of suture anchors: observations along a South Texas fence line. *Arthroscopy* 1995; **11**: 119–23. [https://doi.org/10.1016/0749-8063\(95\)90100-0](https://doi.org/10.1016/0749-8063(95)90100-0)
- 150 Walch G, Maréchal E, Maupas J, Liotard JP. Traitement chirurgical des ruptures de la coiffe des rotateurs. Facteurs de pronostic. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1992; **78**: 379–88.
- 151 Yamakado K, Katsuo S, Mizuno K, Arakawa H, Hayashi S. Medial-row failure after arthroscopic double-row rotator cuff repair. *Arthroscopy* 2010; **26**: 430–35. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.07.022>
- 152 Yoon J-S, Kim S-J, Choi Y-R, Kim S-H, Chun Y-M. Arthroscopic Repair of the Isolated Subscapularis Full-Thickness Tear: Single- Versus Double-Row Suture-Bridge

- Technique. *Am J Sports Med* 2019; **47**: 1427–33.
<https://doi.org/10.1177/0363546519838281>
- 153 Kullar RS, Reagan JM, Kolz CW, Burks RT, Henninger HB. Suture placement near the musculotendinous junction in the supraspinatus: implications for rotator cuff repair. *Am J Sports Med* 2015; **43**: 57–62. <https://doi.org/10.1177/0363546514553091>
 - 154 Kim YK, Moon SH, Cho SH. Treatment outcomes of single- versus double-row repair for larger than medium-sized rotator cuff tears: the effect of preoperative remnant tendon length. *Am J Sports Med* 2013; **41**: 2270–77. <https://doi.org/10.1177/0363546513499000>
 - 155 Pauly S, Kieser B, Schill A, Gerhardt C, Scheibel M. Biomechanical comparison of 4 double-row suture-bridging rotator cuff repair techniques using different medial-row configurations. *Arthroscopy* 2010; **26**: 1281–88.
<https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.02.013>
 - 156 Lorbach O, Bachelier F, Veas J, Kohn D, Pape D. Cyclic loading of rotator cuff reconstructions: single-row repair with modified suture configurations versus double-row repair. *Am J Sports Med* 2008; **36**: 1504–10. <https://doi.org/10.1177/0363546508314424>
 - 157 Klinger H-M, Steckel H, Spahn G, Buchhorn GH, Baums MH. Biomechanical comparison of double-loaded suture anchors using arthroscopic Mason-Allen stitches versus traditional transosseous suture technique and modified Mason-Allen stitches for rotator cuff repair. *Clinical Biomechanics* 2007; **22**: 106–11.
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.009>
 - 158 Lee S, Mahar A, Bynum K, Pedowitz R. Biomechanical comparison of bioabsorbable sutureless screw anchor versus suture anchor fixation for rotator cuff repair. *Arthroscopy* 2005; **21**: 43–47. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2004.09.020>
 - 159 Yachouh J, Domergue S, Loosli Y, Goudot P. Correlation of images: technique for mandible biomechanics analysis. *J Craniofac Surg* 2011; **22**: 1893–97.
<https://doi.org/10.1097/SCS.0b013e31822e848d>
 - 160 Hackl M, Mayer K, Weber M, et al. Plate Osteosynthesis of Proximal Ulna Fractures-A Biomechanical Micromotion Analysis. *J Hand Surg Am* 2017; **42**: 834.e1-834.e7.
<https://doi.org/10.1016/j.jhsa.2017.05.014>
 - 161 Wheeler DJ, Garabekyan T, Lugo R, et al. Biomechanical Comparison of Transosseous Versus Suture Anchor Repair of the Subscapularis Tendon. *Arthroscopy* 2010; **26**: 444–50. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.08.026>
 - 162 Park MC, Idjadi JA, Elattrache NS, Tibone JE, McGarry MH, Lee TQ. The effect of dynamic external rotation comparing 2 footprint-restoring rotator cuff repair techniques. *Am J Sports Med* 2008; **36**: 893–900. <https://doi.org/10.1177/0363546507313092>
 - 163 Xiao M, Cohen SA, Cheung EV, Sherman SL, Abrams GD, Freehill MT. Limited Biomechanical Evidence Behind Single Row Versus Double Row Repair of Subscapularis

- Tears: A Systematic Review. *Arthrosc Sports Med Rehabil* 2022; **4**: e1193-e1201.
<https://doi.org/10.1016/j.asmr.2022.01.009>
- 164 Nelson CO, Sileo MJ, Grossman MG, Serra-Hsu F. Single-row modified mason-allen versus double-row arthroscopic rotator cuff repair: a biomechanical and surface area comparison. *Arthroscopy* 2008; **24**: 941–48. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2008.03.011>
- 165 Borbas P, Cammarata S, Loucas R, et al. Arthroscopic single anchor repair techniques for upper third subscapularis tears provide sufficient biomechanical stability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2022; **30**: 2105–12.
<https://doi.org/10.1007/s00167-021-06808-0>
- 166 Lorbach O, Trennheuser C, Kieb M, Efe T, Kohn D, Anagnostakos K. Reconstruction of 25 and 50 % subscapularis tears: a single anchor with a double-mattress suture is sufficient for the reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* 2016; **24**: 3855–62. <https://doi.org/10.1007/s00167-015-3767-5>
- 167 Shen Y, Zhao X, Qi C, et al. Surgical Outcomes after Arthroscopic Single Row Anchor Repair for Subscapularis Tears Concomitant with Injury of the Long Head of the Biceps Tendon. *Orthop Surg* 2020; **12**: 498–504. <https://doi.org/10.1111/os.12649>
- 168 Gülecü M, Bortolotti H, Pietschmann M, et al. Primary stability of rotator cuff repair: can more suture materials yield more strength? *International orthopaedics* 2016; **40**: 989–97. <https://doi.org/10.1007/s00264-015-3012-3>
- 169 Jost PW, Khair MM, Chen DX, Wright TM, Kelly AM, Rodeo SA. Suture number determines strength of rotator cuff repair. *J Bone Joint Surg Am* 2012; **94**: e100.
<https://doi.org/10.2106/JBJS.K.00117>
- 170 Lee W-Y, Shin H-D, Kim K-C, Cha S-M, Jeon Y-S, Song J-H. Repair integrity and functional outcomes of arthroscopic repair in chronic anterior shoulder instability: single-loaded versus double-loaded single-row repair. *Arch Orthop Trauma Surg* 2022; **142**: 131–38. <https://doi.org/10.1007/s00402-020-03661-7>
- 171 Park MC, Elattrache NS, Tibone JE, Ahmad CS, Jun B-J, Lee TQ. Part I: Footprint contact characteristics for a transosseous-equivalent rotator cuff repair technique compared with a double-row repair technique. *J Shoulder Elbow Surg* 2007; **16**: 461–68.
<https://doi.org/10.1016/j.jse.2006.09.010>

6. Anhang

6.1 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Übersichtsdarstellung verschiedener Klassifikationssysteme zur Einteilung von SSC-Rupturen	27
---	-----------