

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Kommissarischer Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Uwe Maus

Diagnostische Genauigkeit einer dreidimensionalen Double-Echo Steady-State
Magnetresonanztomographie Sequenz unter Verwendung radiärer Bildreformatierung
zur Erkennung und Klassifizierung von Läsionen der Rotatorenmanschette und der
Gelenkklippe im Schultergelenk: Eine Validierungsstudie mit Vergleich zum
intraoperativen Befund und Standardsequenzen

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Tobias W. Link, B.Sc.

2025

Als Inauguraldissertation gedruckt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Bernd Bittersohl

Zweitgutachter: PD Dr. med. Stephen Fung

Meinen Eltern in tiefer Dankbarkeit

Teile dieser Arbeit wurden veröffentlicht:

Osterholt, A.-C., Link, T.W., Abrar, D.B., Mewes, A.D., Hufeland, M., Schleich, C., Bittersohl, B., (2023), Diagnostic performance of a 3D double-echo steady-state sequence at 3 T using radial reformats for detecting and grading rotator cuff tears: a pilot diagnostic accuracy study with magnetic resonance imaging and arthroscopic correlation. *Acta Radiologica*, 64(10):2768-2776.

Zusammenfassung

Schulterschmerzen gehören zu den häufigsten muskuloskelettalen Beschwerden in der Allgemeinbevölkerung, insbesondere bei älteren Menschen und sportlich aktiven Personen aus Überkopfsportarten. Häufige zugrunde liegende Pathologien sind Rotatorenmanschetten- und Labrumläsionen, insbesondere des superioren Labrums von anterior nach posterior (SLAP). Ihre Diagnose ist aufgrund häufiger Begleitpathologien erschwert. Die Magnetresonanztomographie (MRT) gilt als das bildgebende Verfahren der Wahl, wobei dreidimensionale (3D-) Sequenzen aufgrund ihrer höheren Auflösung und der Möglichkeit zur multiplanaren Bildreformatierung potenzielle Vorteile bieten.

Ziel dieser Arbeit ist es, die diagnostische Genauigkeit der 3D Double-Echo Steady-State (DESS) Sequenz in radiärer Bildreformatierung bei SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen im Vergleich zur konventionellen zweidimensionalen (2D) MRT und Arthroskopie zu bewerten. MRT-Bilder von 20 Patienten mit SLAP-Läsionen oder Rupturen der Supraspinatus- (SSP), Infraspinatus- (ISP) und Subscapularis- (SSC) Sehne wurden retrospektiv analysiert. Die Arthroskopie diente als Referenzstandard zur Berechnung von Sensitivität, Spezifität sowie positiver und negativer Vorhersagewerte (PPW, NPW). Die Intra- und Interobserver-Übereinstimmung wurde mittels Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) bestimmt.

Die Ergebnisse zeigten eine ausgezeichnete Intra- und Interobserver-Übereinstimmung bei SSP-, ISP- und SSC-Läsionen auf 3D DESS-Bildern ($ICC = 0,92-0,98$; $p < 0,05$). Für SSP-Läsionen betrug die Sensitivität 93,8 %, die Spezifität 50,0 %. ISP-Rupturen wurden mit 100,0 % Sensitivität und 61,1 % Spezifität erkannt, SSC-Läsionen mit 100,0 % und 81,3 %. Die konventionelle 2D MRT zeigte vergleichbare Ergebnisse. Für die Detektion von SLAP-Läsionen zeigte die parakoronale 3D DESS Sequenz eine gute Interobserver-Übereinstimmung ($ICC = 0,83$; $p < 0,05$), während die radiär reformatierten MRT-Bilder nur eine mäßige Übereinstimmung aufwiesen ($ICC = 0,38$). Die Sensitivität lag bei 86,7 %, die Spezifität bei 40,0 %. Im Vergleich dazu zeigte die konventionelle MRT eine identische Sensitivität, jedoch eine geringere Spezifität von 20,0 %.

Insgesamt bietet die 3D DESS-Technik mit radiärer Bildreformatierung eine hohe Sensitivität und ausgezeichnete Interobserver-Übereinstimmung bei Rotatorenmanschettenläsionen sowie eine hohe Sensitivität bei SLAP-Läsionen. Sie stellt somit eine vielversprechende Ergänzung zu konventionellen MRT-Sequenzen dar und eignet sich zur Diagnose von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen.

Summary

Shoulder pain is one of the most common musculoskeletal complaints in the general population, particularly affecting older individuals and athletes engaged in overhead sports. Common underlying pathologies include rotator cuff tears and labral lesions, especially of the superior labrum from anterior to posterior (SLAP). Their diagnosis is challenging due to the frequent presence of concomitant pathologies. Magnetic resonance imaging (MRI) is considered the imaging modality of choice, with three-dimensional (3D) sequences offering potential diagnostic advantages due to higher resolution and multiplanar image reformatting.

The aim of this study is to evaluate the diagnostic accuracy of the 3D Double-Echo Steady-State (DESS) sequence with radial reformatting in SLAP and rotator cuff lesions compared to conventional two-dimensional (2D) MRI and arthroscopy. MRI scans of 20 patients with SLAP lesions or tears of the supraspinatus (SSP), infraspinatus (ISP) or subscapularis (SSC) tendons were retrospectively analysed. Arthroscopy served as the reference standard for evaluating sensitivity, specificity, positive and negative predictive values (PPV, NPV). Intra- and interobserver agreement was determined using intraclass correlation coefficients (ICC).

The findings demonstrated excellent intra- and interobserver agreement for diagnosing SSP, ISP, and SSC lesions on 3D DESS images ($ICC = 0.92\text{--}0.98$; $p < 0.05$). Sensitivity and specificity for SSP tears were 93.8% and 50.0%, respectively. ISP tears were identified with 100.0% sensitivity and 61.1% specificity, while SSC tears achieved 100.0% sensitivity and 81.3% specificity. Conventional 2D MRI showed comparable results. For SLAP lesions, paracoronal 3D DESS images achieved good interobserver agreement ($ICC = 0.83$; $p < 0.05$), whereas radial reformatted MRI showed only moderate agreement ($ICC = 0.38$). Sensitivity was 86.7%, and specificity was 40.0%. In comparison, conventional 2D MRI demonstrated identical sensitivity but lower specificity at 20.0%.

In conclusion, the 3D DESS technique with radial reformatting offers high sensitivity and excellent interobserver agreement for rotator cuff lesions as well as high sensitivity for SLAP lesions. Therefore, it represents a promising addition to conventional MRI sequences and is suitable for diagnosing SLAP and rotator cuff lesions.

Abkürzungsverzeichnis

2D zweidimensional	ISAKOS International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sports Medicine
3D dreidimensional	ISP Musculus infraspinatus
A. Arteria	KI Konfidenzintervall
a.-p. anteroposterior	KM Kontrastmittel
AC-Gelenk Akromioklavikulargelenk	LBS Lange Bizepssehne
aIGHL anteriores Band des Ligamentum glenohumerale inferius	LCHL Pars lateralis des Ligamentum coracohumerale
Art. Articulatio	Lig. Ligamentum
AWMF Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften	M. Musculus
BMI Body-Mass-Index	MCHL Pars medialis des Ligamentum coracohumerale
CHL Ligamentum coracohumerale	MGHL Ligamentum glenohumerale medium
cm² Quadratzentimeter	MHz Megahertz
CT Computertomographie	min Minute
DEGUM Deutsche Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin	mm Millimeter
DESS Double-Echo Steady-State	Mm. Musculi
FID Free Induction Decay	MRA Magnetresonanarthrographie
FISP Fast Imaging Steady Precession	MRT Magnetresonanztomographie
FOV Field of View (Sichtfeld)	ms Millisekunde
FS fettgesättigt	MW Mittelwert
FSE Fast-Spin-Echo	M_{xy} Transversalmagnetisierung
GHL Ligamenta glenohumeralia	M_z Längsmagnetisierung
GRE Gradienten-Echo-Sequenz	N. Nervus
HF Hochfrequenz	Nn. Nervi
i.a. intraartikulär	NPW Negativer prädiktiver Wert
ICC Intraklassen- Korrelationskoeffizient	OP Operation
IGHL Ligamentum glenohumerale inferius	PACS Picture Archiving and Communication System

PD Protonendichte	SLAP Superior Labrum Anterior und Posterior
pIGHL posteriores Band des Ligamentum glenohumerale inferius	SNR Signal-Rausch-Verhältnis
PPW Positiver prädiktiver Wert	SSC Musculus subscapularis
Proc. Processus	SSFP Steady-State Free Precession
PSIF Precession Study Imaging Fast	SSP Musculus supraspinatus
SC-Gelenk Sternoklavikulargelenk	T Tesla
SD Standardabweichung	TE Time Echo (Echozeit)
SE Spin-Echo	TM Musculus teres minor
SGHL Ligamentum glenohumerale superius	TR Time Repetition (Repetitionszeit)
	TSE Turbo-Spin-Echo

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Hintergrund der Arbeit.....	1
1.2	Anatomische Grundlagen	5
1.2.1	Schultergelenk und Schultergürtel.....	5
1.2.2	Artikulierende Skelettelemente des Glenohumeralgelenks	7
1.2.3	Aktive und passive Stabilisatoren des Glenohumeralgelenks	11
1.3	Verletzungen des Schultergelenks	19
1.3.1	Die Rotatorenmanschettenläsion	19
1.3.2	Die SLAP-Läsion.....	26
1.4	Diagnostik bei Schulterverletzungen	29
1.4.1	Überblick über die klinische Untersuchung der Schulter	29
1.4.2	Bildgebende Verfahren in der Schulterdiagnostik.....	38
1.5	Grundlagen der Magnetresonanztomographie.....	41
1.6	3D Double-Echo Steady-State MRT-Sequenz	47
1.7	Ziele der Arbeit	48
2	Material und Methoden	49
2.1	Ethikvotum.....	49
2.2	Studienaufbau und Patientenkollektiv	49
2.3	Untersuchungsablauf	50
2.4	MRT-Protokoll.....	50
2.5	MRT-Bildverarbeitung und Datenanalyse.....	51
2.6	Schulterarthroskopie	54
2.7	Statistische Auswertung.....	55
3	Ergebnisse	56
3.1	Deskriptive Statistik.....	56
3.2	Arthroskopische Befunde	57
3.3	Reliabilität.....	58
3.4	Diagnostische Leistung.....	60

4	Diskussion.....	62
4.1	Interpretation und Einordnung der Ergebnisse	62
4.2	Aussicht für die Praxis und Forschung	66
4.3	Limitationen.....	68
4.4	Schlussfolgerungen.....	70
5	Literatur- und Quellenverzeichnis.....	71

1 Einleitung

1.1 Hintergrund der Arbeit

Schulterschmerzen stellen die dritthäufigste Ursache muskuloskelettaler Schmerzen in der ärztlichen Primärversorgung dar (1, 2). Die Punktprävalenz von Schulterschmerzen in der Allgemeinbevölkerung wurde in einer systematischen Übersichtsarbeit zwischen 6,9 % und 26,0 % angegeben, während die Lebenszeitprävalenz sogar bis zu 66,7 % betragen kann (3). Häufig sind ältere Menschen und sportlich aktive Personen von Schmerzen oder Einschränkungen der Schulter betroffen (4). Insbesondere Sportler aus Überkopfsportarten und Sportarten mit großer Bewegungsamplitude der Schulter, z.B. Schwimmen, Tennis, Speerwurf und Handball, klagen häufig über Schmerzen und Funktionsbeschwerden in der Schulter (5). Schmerzen und Funktionsstörungen der Schulter können auf unterschiedliche Ursachen und Pathologien zurückgeführt werden. Traumatische oder degenerative Rotatorenmanschettenläsionen gehören dabei zu den häufigsten Ursachen (6). Die Punktprävalenz von Rotatorenmanschettenläsionen liegt in der Allgemeinbevölkerung bei 20,7 % bis 22,1 % und nimmt mit dem Alter zu (4, 7). Verletzungen der Gelenkklippe (Labrum glenoidale) können ebenfalls zu Schulterschmerzen führen und sich als Instabilität des Schultergelenks manifestieren (8). Labrumläsionen können entweder nach ihrer Lage in sechs Bereiche (superior, posterosuperior, posteroinferior, inferior, anteroinferior und anterosuperior) oder alternativ anhand einer Uhrzeit-Skala von 1:00 Uhr bis 12:00 Uhr beschrieben werden (9). Verletzungen des anterosuperioren bis posterosuperioren Labrums, die in direkter Verbindung zum Bizepssehnenanker stehen, wurden erstmals 1985 von Andrews et al. beschrieben und von Snyder et al. 1990 als SLAP-Läsion (Superior Labrum Anterior und Posterior) bezeichnet (10, 11). Risse des superioren Labrums machen etwa 80,0 % bis 90,0 % der Labrumverletzungen im Schultergelenk aus (12). Die genaue Prävalenz von SLAP-Läsionen ist nicht eindeutig geklärt und variiert zwischen 6,0 % in der Allgemeinbevölkerung und bis zu 35,0 % bei sportlich aktiven Personen (13–16).

Die klinische und radiologische Diagnose von SLAP- oder Rotatorenmanschettenläsionen kann herausfordernd sein, da diese Verletzungen simultan oder mit anderen Schulterpathologien auftreten können (17–19). Außerdem wird die Diagnostik von SLAP-Läsionen aufgrund der Rissgröße, der Komplexität des SLAP-Komplexes sowie verschiedener Normvarianten des anterosuperioren und superioren

Labrums erschwert (20). Eine frühzeitige Diagnosestellung ist jedoch entscheidend, um eine rechtzeitige und erfolgversprechende Behandlung zu indizieren und damit das Risiko der Entwicklung osteoarthrotischer Schäden zu minimieren (21).

Bei der Diagnose von Labrum- und Rotatorenmanschettenläsionen gilt die Arthroskopie als Goldstandard. Vor diesem invasiven diagnostischen und therapeutischen Eingriff erfolgen in der Regel zunächst eine klinische Untersuchung, eine Gelenksonografie und anschließend eine weiterführende Schnittbildgebung. Die Magnetresonanztomographie (MRT) ist das bildgebende Verfahren der Wahl zur Diagnose von Kapselband- oder Sehnenverletzungen der Schulter (22). Die diagnostische Genauigkeit zur Erkennung von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen wurde in mehreren systematischen Übersichtsarbeiten beschrieben, die jeweils eine mittlere bis hohe Sensitivität und Spezifität aufzeigten (23–29). Die Magnetresonanarthrographie (MRA) weist im Vergleich zur MRT eine höhere Sensitivität und Spezifität bei der Erkennung von SLAP- und Rotatorenmanschettenrissen auf (24, 28, 30). Dennoch wird sie aufgrund ihrer höheren Invasivität, der höheren Kosten und des größeren Zeitaufwands nur bei etwa 5 % der muskuloskelettalen Magnetresonanzbildgebungen eingesetzt (31). Zu berücksichtigen sind außerdem die temporären Nebenwirkungen der MRA im Vergleich zur konventionellen MRT (32, 33). Smith et al. berichteten für die MRA bei der Erkennung von SLAP-Läsionen eine Sensitivität von 88,0 % und Spezifität von 93,0 %, während die MRT eine Sensitivität von 76,0 % und eine Spezifität von 87,0 % aufwies (23). Symanski et al. ermittelten bei der Detektion von SLAP-Läsionen mittels MRA eine Sensitivität von 80,4 % und eine Spezifität von 90,7 %, während die MRT eine Sensitivität von 63,0 % und eine Spezifität von 87,2 % aufwies (24). Bei der Diagnostik von partiellen und transmuralen Rotatorenmanschettenrupturen stellt die MRA ebenfalls das sensitivere und spezifischere Verfahren im Vergleich zur MRT dar. Nach den Ergebnissen von Jesus et al. betrug die Sensitivität der MRA für partielle und komplette Rotatorenmanschettenrupturen 85,9 % bzw. 95,4 %, während die MRT eine Sensitivität von 63,6 % bzw. 92,1 % aufwies (25). Smith et al. berichteten für die MRT bei Partialrupturen eine Sensitivität von 80,0 % und eine Spezifität von 95,0 %, während für Totalrupturen 91,0 % bzw. 97,0 % beschrieben wurden (34).

In den letzten Jahren hat sich die Genauigkeit der MRT-Diagnostik des Schultergelenks durch technische Fortschritte wie höhere MRT-Feldstärken, sehnenspezifische Sequenzen und dreidimensionale (3D) MRT-Bildreformatierungen stetig verbessert (22, 34). Derzeit wird die Rolle der 3 Tesla (T) MRT oder der 3 T MRA hinsichtlich der

Diagnostik von Schulterverletzungen noch intensiv erforscht, allerdings gibt es Hinweise darauf, dass die 3 T MRT die diagnostische Genauigkeit bei der Diagnostik von SLAP-Läsionen erhöht (24). Die 3 T MRT verbessert die Auflösung und die Geschwindigkeit der muskuloskelettalen Bildgebung, allerdings muss die Wechselwirkung zwischen Feldstärke und Relaxationszeit sorgfältig berücksichtigt werden, um ein optimales Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) sowie einen optimalen Bildkontrast zu erzielen (35). Die präzise Visualisierung und valide Beurteilung des Schultergelenks stellt jedoch weiterhin eine Herausforderung dar, da die anatomischen Strukturen eng beieinander liegen und häufig mit anderen symptomatischen Gelenkerkrankungen kombiniert auftreten (36). Die konventionellen MRT-Protokolle bestehen in der Regel aus zweidimensionalen (2D) Fast-Spin-Echo-Sequenzen (FSE) in mehreren Ebenen. Allerdings besteht hierbei die Möglichkeit, dass die Pathologie durch Partialvolumeneffekte aufgrund dicker Schichten und kleiner Lücken zwischen den MRT-Schnitten verdeckt wird (37). Der zirkumferentielle Ansatz der Rotatorenmanschette am Humeruskopf kann aufgrund von Partialvolumeneffekten die Visualisierbarkeit der Sehne beeinträchtigen. Besonders im anterosuperioren und posterosuperioren Bereich kann die Beurteilbarkeit mittels konventioneller MRT in parakoronaler oder axialer Ausrichtung unzureichend sein (38). Zudem wird die konventionelle MRT-Bildgebung durch die komplexe Anatomie des Schultergelenks, einschließlich des eiförmigen Humeruskopfes, der torquierten Glenoidfläche und des gekrümmten Labrums erschwert. Quadratische Bildpixel bzw. Volumenelemente projizieren sich auf komplex gekrümmte Strukturen, was die Partialvolumenmittelung verstärkt und die Diagnostik in der konventionellen MRT zusätzlich erschwert (36).

Der Einsatz von 3D-MRT-Sequenzen könnte durch eine höhere Auflösung, dünnere Schichtdicken sowie der Möglichkeit der multiplanaren Bildreformatierung zu einer besseren Erkennbarkeit glenohumeraler Strukturen und kleiner Läsionen führen (29). Die 3D-MRT an 3 T Geräten liefert hochauflösende Bilddaten und ermöglicht eine flexible Reformatierung in beliebigen Ebenen, wodurch eine präzise Darstellung anatomischer Strukturen bereits am Kniegelenk gewährleistet wird (39). Die 3D-MRT-Darstellung der Rotatorenmanschette könnte eine bedeutende Rolle bei der präzisen Charakterisierung von Rotatorenmanschettenrissen spielen und somit die präoperative Planung für deren chirurgische Rekonstruktion entscheidend verbessern (22).

Die isotrope, hochauflösende 3D Double-Echo Steady-State (DESS) Technik bietet aufgrund ihrer Fähigkeit zur multiplanaren Reformatierung eine vielversprechende

Möglichkeit, die MRT-Diagnostik von Schulterverletzungen zu verbessern. Die freie Erstellung von Schichtebenen ohne Qualitätsverlust und mit hoher isotroper Auflösung könnte die detaillierte Darstellung unterschiedlicher Labrum- und Knorpelläsionen im Schultergelenk steigern (20, 36). Die 3D DESS-Technik wurde bereits erfolgreich mit anderen gelenkspezifischen MRT-Sequenzen zur präoperativen Beurteilung von Knorpel- und Labrumläsionen am Hüftgelenk eingesetzt (40). Sie bietet durch eine Verstärkung des Kontrasts eine verbesserte Darstellung fibröser Strukturen (41). Zudem erzeugt die 3D DESS Sequenz durch ein hohes Flüssigkeitssignal einen Arthrogramm-ähnlichen Effekt im Gelenk, was die Auffälligkeit von Gewebedefekten, beispielsweise von Knorpel- und Labrumläsionen, erhöht (37). Die Wasseranregung stellt zudem eine Möglichkeit der 3D DESS-Technik zur Fettunterdrückung dar. Dies verstärkt den Kontrast zwischen Knochen und Knorpel und ermöglicht eine präzise Abgrenzung des Gelenkknorpels (36). Lee et al. konnten zeigen, dass eine 3D Gradienten-Echo (GRE) DESS Sequenz eine höhere Sensitivität in der Diagnostik von anterioren und posterioren Labrumläsionen am Schultergelenk aufweist (20).

Radiär reformatierte MRT-Bilder, die aus einem 3D-Datensatz rekonstruiert werden, könnten zudem eine Möglichkeit darstellen, die MRT-Diagnostik der Schulter durch Reduzierung von Bildverzerrungen und Minimierung von Partialvolumeneffekten weiter zu optimieren (36). Einige Primärstudien belegten bereits den Nutzen der MRT mit radiären Schichten zur Darstellung von Rotatorenmanschettenläsionen, insbesondere bei Partialrupturen, posterosuperioren Rissen und Verletzungen im Bereich des Rotatorenintervalls (38, 42–45). Munk et al. beschrieben 1989 erstmals die Verwendung radiärer MRT-Schichten in der bildgebenden Diagnostik des Labrum glenoidale (46). Ogura et al. konnten nachweisen, dass die Verwendung radiärer 3T MRT-Schichten eine umfassendere Beurteilung der Morphologie des Labrums erlaubt (8). Darüber hinaus ermöglicht die radiäre MRT die präzise Beurteilung des ursprungsnahen Verlaufs der langen Bizepssehne (LBS) sowie des Bizeps-Pulley-Systems (47) und ist zur Diagnose von Teilrupturen der LBS geeignet (48).

Bisher wurde die diagnostische Leistungsfähigkeit einer hochauflösenden 3D DESS Sequenz mit radiärer Bildreformatierung zur Detektion von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen nicht untersucht. Die vorliegende Studie zielt darauf ab, die Potenziale der 3D DESS Sequenz und der radiären Bildreformatierung zu kombinieren und ihre diagnostische Leistungsfähigkeit in einer vergleichenden Analyse zu bewerten.

1.2 Anatomische Grundlagen

1.2.1 Schultergelenk und Schultergürtel

Der große Bewegungsumfang und die funktionelle Vielseitigkeit der Schulter sind das Ergebnis ihrer speziellen Anatomie und des komplexen Zusammenspiels aller beteiligten Strukturen. Dadurch ist die Schulter die beweglichste Funktionseinheit des menschlichen Körpers (49). Veeger und van der Helm sehen in der Schulterfunktion einen perfekten Kompromiss zwischen Beweglichkeit und Stabilität (50). Der Humerus, die Skapula und die Klavikula bilden gemeinsam die knöcherne Funktionseinheit der Schulter (51). Der große Bewegungsumfang des Arms im Schulterbereich wird durch das Zusammenspiel von fünf Gelenken ermöglicht, die in echte Gelenke und sogenannte Nebengelenke unterteilt werden (52). Diese sind in Abbildung 1 dargestellt. Das Glenohumeralgelenk (Articulatio glenohumeralis) bildet das Schultergelenk im eigentlichen Sinne und zählt zusammen mit dem Akromioklavikulargelenk (Art. acromioclavicularis, AC-Gelenk) und dem Sternoklavikulargelenk (Art. sternoclavicularis, SC-Gelenk) zu den echten Gelenken des Schulterbereichs.

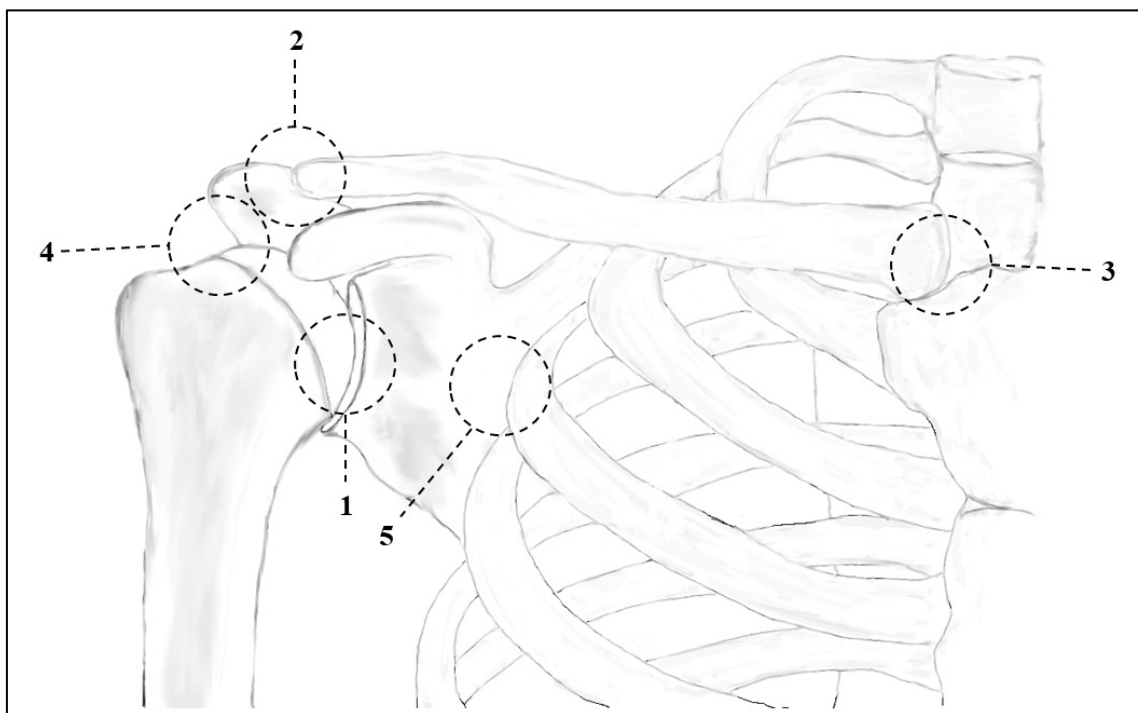


Abb. 1: Die fünf Gelenke der Schulter. Drei echte Gelenke und zwei Nebengelenke sind an dem großen Bewegungsumfang der Schulter beteiligt: 1: Art. glenohumeralis, 2: Art. acromioclavicularis, 3: Art. sternoclavicularis, 4: subakromiales Nebengelenk (Gleitlager aus Bursa subacromialis und Bursa subdeltoidea), 5: Art. scapulothoracalis (Schulterblatt-Thorax-Gelenk). Eigene Abbildung, modifiziert nach (52).

Über den Schultergürtel, der aus Klavikula und Skapula besteht, ist die obere Extremität mit dem Rumpf einzig über das SC-Gelenk knöchern verbunden. Die Rotatorenmanschette stabilisiert das Glenohumeralgelenk. Zwischen ihr und dem Schulterdach (Fornix humeri), das aus Akromion, Processus (Proc.) coracoideus und Ligamentum (Lig.) coracoacromiale besteht, befindet sich ein Gleitlager aus Schleimbeuteln: die Bursa subacromialis und die Bursa subdeltoidea. Dieses Gleitlager wird als subakromiales Nebengelenk bezeichnet (52). Das Schulterblatt-Thorax-Gelenk (Art. scapulothoracalis), eine lockere bindegewebige Verschiebeschicht, trägt als weiteres Nebengelenk maßgeblich zur Beweglichkeit der Abduktion und Anteversion über 90° hinaus bei (49).

Das Glenohumeralgelenk nimmt als beweglichstes Kugelgelenk des menschlichen Körpers eine besondere Stellung in der Funktion des gesamten Schulterkomplexes ein. Die geringe knöcherne Stabilisierung des Schultergelenks und die koordinierte Bewegung aller Segmente des Schultergürtels ermöglichen dessen großen Bewegungsumfang (50, 53), tragen jedoch auch zur hohen Verletzungsanfälligkeit des Gelenks und der umgebenden Weichteile bei (54). Aktive (dynamische) und passive (statische) Stabilisatoren spielen eine zentrale Rolle bei der Sicherung des komplexen Gleichgewichts zwischen Beweglichkeit und Stabilität der Schulter (53, 55).

1.2.2 Artikulierende Skelettelemente des Glenohumeralgelenks

Der Humeruskopf (Caput humeri) und die Schultergelenkpfanne (Cavitas glenoidale, Glenoid) bilden die knöcherne Grundlage des Glenohumeralgelenks. Wie bei Diarthrosen üblich, sind beide Gelenkflächen mit hyalinem Gelenkknorpel überzogen, welcher reibungsarme Rotations- und Gleitbewegungen ermöglicht (52).

Die knöcherne Stabilität des Schultergelenks wird aufgrund der speziellen Anatomie der beteiligten Strukturen als unzureichend betrachtet, insbesondere im Vergleich zu anderen Gelenken wie dem Hüftgelenk (56). Dies liegt daran, dass die Glenoidfläche nur etwa ein Drittel bis ein Viertel der Größe des Humeruskopfs beträgt (55, 57). Dem großen halbkugelförmigen Humeruskopf mit einer Oberfläche von 20-30 cm² steht das verhältnismäßig kleine Glenoid gegenüber, das eine Fläche von nur 6-8 cm² aufweist (54). Aufgrund dieser Oberflächendiskrepanz treten bei jeglicher Gelenkstellung maximal 30 % des humeralen Gelenkknorpels mit dem glenoidalen Gelenkknorpel in Kontakt (58). Die knöcherne Gelenkfläche des Glenoids wird kreisförmig durch das Labrum glenoidale vergrößert und vertieft, wodurch die glenohumerale Stabilität erhöht wird (55, 59).

Zusätzlich zum Caput humeri gehören das Tuberculum majus, das Tuberculum minus sowie der dazwischenliegende Sulcus intertubercularis zu den relevanten knöchernen Strukturen am proximalen Humerus. Am Tuberculum majus setzen die Sehnen der Musculi (Mm.) supraspinatus (SSP), infraspinatus (ISP) und teres minor (TM) an, während am Tuberculum minus die Sehne des Musculus (M.) subscapularis (SSC) inseriert. Diese Sehnen bilden zusammen die Rotatorenmanschette (60). Im Sulcus intertubercularis verläuft die lange Sehne des M. biceps brachii.

Caput humeri

Die Größe und Form des Humeruskopfes sowie die anatomischen Parameter der Inklination und Retroversion gestalten sich inter- und intraindividuell unterschiedlich. Der Inklinationswinkel von Humeruskopf und -schaft beträgt normalerweise 130° bis 150° (61, 62). Die humerale Retroversion, definiert als der Winkel zwischen der Ausrichtung des proximalen Humeruskopfes und der Ellenbogenachse am distalen Humerus (63), beeinflusst unmittelbar die Beweglichkeit und Stabilität der Schulter (64, 65). Eine Zunahme der Humerusretroversion korreliert signifikant mit einer verringerten Innenrotation und erhöhten Außenrotation (66). Eine zu große oder zu geringe

Retroversion kann prädisponierend für Schulterverletzungen sein, ein optimaler Retroversionsgrad ist allerdings nicht vollständig bekannt (67). In Abbildung 2 sind die Inklinations- und Retroversionswinkel des Humeruskopfes beispielhaft dargestellt.

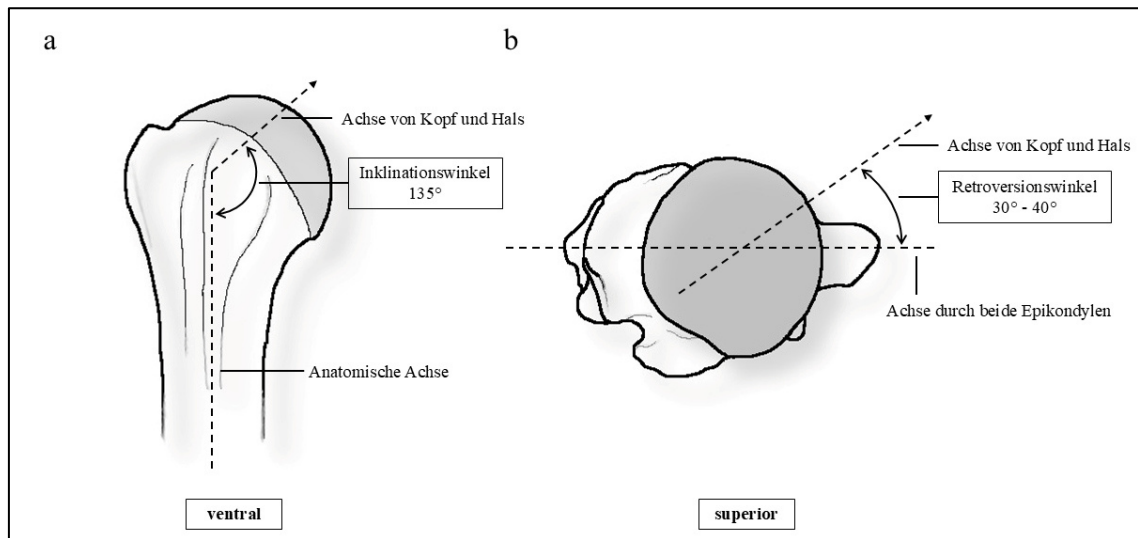


Abb. 2: Inklination und Retroversion des Humeruskopfes. (a) Inklinationswinkel in ventraler Ansicht; (b) Retroversionswinkel in superiorer Ansicht. Eigene Abbildung, modifiziert nach (68).

In der Literatur finden sich je nach angewandter Messmethode und untersuchtem Patientenkollektiv erhebliche Abweichungen der Retroversionswinkel (69). Zur Messung des Winkelausmaßes werden neben konventionellen Röntgenuntersuchungen auch bildgebende Verfahren wie Computertomographie (CT), MRT, Ultraschall und direkte anatomische Messungen eingesetzt (70). Die Retroversion variiert zwischen den Geschlechtern, der dominanten und nicht-dominanten Seite sowie bei stark beanspruchten Schultergelenken. Größere Retroversionswinkel werden tendenziell bei Männern, der dominanten Seite und bei intensiv beanspruchten Schultergelenken beobachtet (71). Durchschnittlich werden Winkel zwischen 20° bis 35° angegeben (61, 63, 72). Edelson beschreibt ein hohes Maß an Variabilität des Retroversionswinkel von -8° bis +74°. Der bei Klinikern allgemein akzeptierte Wert liegt im Bereich zwischen 25° bis 35° (73).

Die Oberfläche des kugelförmigen Humeruskopfes ist mit 1,5 bis 2 mm dickem Gelenkknorpel bedeckt. Am Humeruskopf existiert, besonders bei älteren Personen, eine physiologische knorpelfreie Zone, die sogenannte *bare area*. Diese befindet sich posterolateral, nahe der Ansatzstelle der posterioren Rotatorenmanschette und bildet eine

Übergangszone zum posterioren Humerusknorpel (62). Ide et al. beschrieben eine zweite *bare area* zwischen der Insertionszone der Sehne des SSC und des Gelenkknorpels (74).

Cavitas glenoidale

Die Schultergelenkpfanne (Cavitas glenoidale, Glenoid) befindet sich am Angulus lateralis scapulae und weist in der Allgemeinbevölkerung unterschiedliche Formen auf. Das Glenoid besitzt eine leicht konkave Oberfläche mit einer Fläche von 6 bis 8 cm² (75). Die Glenoidform trägt dabei zur glenohumeralen Stabilität bei, indem sie den Humeruskopf zentriert und in der Gelenkpfanne hält (58). Anetzberger und Putz beschrieben die Form des Glenoids entweder als tropfen- bzw. birnenförmig (88 %) oder als oval (12 %), wobei die kranialen und kaudalen Durchmesser nahezu identisch sind (76). Prescher und Klümpen fanden bei 55 % der 236 untersuchten Schultern eine kleine Einkerbung am ventralen Glenoidrand, die als *glenoid notch* bezeichnet wird und dem Glenoid bei Vorhandensein eine birnenförmige Erscheinung verleiht. Bei Fehlen dieser Einkerbung erscheint das Glenoid oval (75). Die Oberfläche des Glenoids ist mit hyalinem Gelenkknorpel bedeckt. Im Zentrum des Glenoids befindet sich der sogenannte *bare spot*, eine physiologische Ausdünnung der Knorpeloberfläche, die nicht irrtümlich als Knorpeldefekt angesehen werden sollte (77). Alashkham et al. wiesen bei 113 von 140 Schulterpräparaten einen *bare spot* nach, mit einer durchschnittlichen Länge von 7,2 mm und Breite von 6,2 mm (78). Unterhalb dieser zentral gelegenen ausgedünnten Knorpelfläche findet sich eine subchondrale Knochenverdichtung, die mit einem erhöhtem glenohumeralen Anpressdruck in diesem Bereich in Zusammenhang steht (79).

Aufgrund der morphologischen Variabilität und Ausrichtung der Cavitas glenoidalis ist eine genaue Beschreibung der Glenoidebene nicht eindeutig möglich (80). Bei gesunden Individuen zeigt sich eine erhebliche Variabilität in Bezug auf Retroversion, Anteversion und Inklination. Die Retro- bzw. Anteversion lässt sich über die Orientierung der Achse der glenoidalen Gelenkfläche in Relation zur Transversalachse der Skapula beschreiben (81). Bishop et al. definierten die Inklination des Glenoids als das Ausmaß der superioren und inferioren Abkipfung des Glenoids relativ zur Skapula (82). In der Literatur werden Werte zwischen 14° Retroversion und 12° Anteversion (81) sowie Inklinationswinkel zwischen 7° bis 15° angegeben (83). Saha und Kollegen stellten bei 75 % der Probanden eine durchschnittliche Retroversion des Glenoids von 7,4° fest, während 25 % eine Anteversion im Bereich von 2° bis 10° aufwiesen (64). Der knöchernen Ausrichtung des Glenoids in Bezug auf den Retroversionswinkel kommt hinsichtlich der glenohumeralen

Gelenkzentrierung und der Schulterstabilität eine wichtige Bedeutung zu (84). Tétreault und Kollegen konnten einen Zusammenhang zwischen der Ausrichtung des Glenoids und dem Auftreten von Rotatorenmanschettenläsionen nachweisen. Verletzungen der anterioren Anteile der Rotatorenmanschette sind dabei mit einer Retroversion des Glenoids assoziiert, Verletzungen der posterioren Anteile mit einer Anteversion (85). Prescher und Klümpen zeigten in ihrer Kadaverstudie, dass das Vorhandensein einer *glenoid notch* das Risiko für Labrumläsionen erhöhen kann (75).

Die LBS entspringt am Tuberculum supraglenoidale, einem kleinen intraartikulär gelegenen Knochenhöcker oberhalb der Cavitas glenoidalis. Das Tuberculum infraglenoidale am kaudalen Rand des Glenoids ist der Ursprung der Sehne des langen Kopfes des M. triceps brachii (49). Abbildung 3 veranschaulicht die Anatomie der Cavitas glenoidalis, einschließlich des Tuberculum supraglenoidale und Tuberculum infraglenoidale sowie die räumliche Beziehung zum Akromion und Proc. coracoideus.

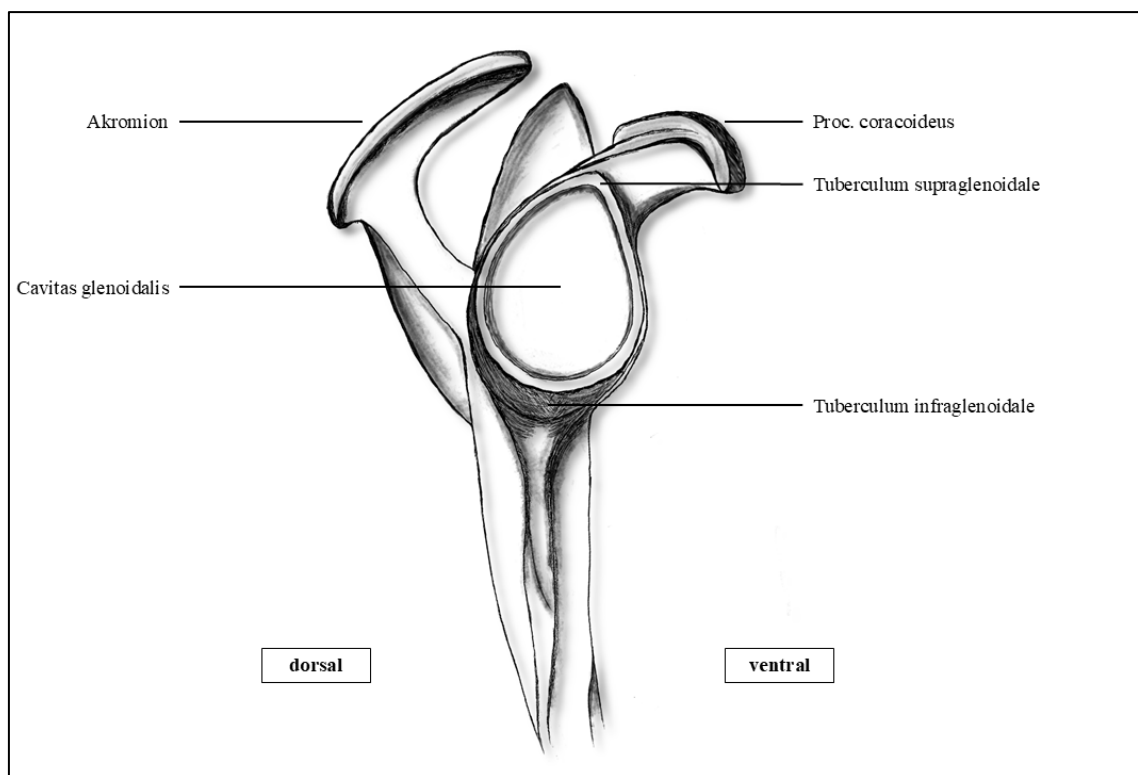


Abb. 3: Rechte Skapula von lateral mit Aufsicht auf die Cavitas glenoidalis. Am Tuberculum supraglenoidale entspringt die LBS, am Tuberculum infraglenoidale die Sehne des langen Kopfes des M. triceps brachii. Eigene Abbildung, modifiziert nach (52).

1.2.3 Aktive und passive Stabilisatoren des Glenohumeralgelenks

Die physiologische Funktion des Schultergelenks hängt wesentlich von der Zentrierung des Humeruskopfes in der Gelenkpfanne ab. Aufgrund der mangelnden knöchernen Stabilisierung sind Weichteilstrukturen erforderlich, die der Schulter einerseits die nötige Stabilität verleihen und andererseits den großen Bewegungsumfang des Gelenks ermöglichen. Diese lassen sich in aktive und passive Gelenkstabilisatoren unterteilen. Im Gegensatz zu anderen Gelenken, bei denen passive Strukturen wie Bänder und die Form der Gelenkflächen zur Stabilisierung beitragen, wird die Zentrierung des Humeruskopfes im Glenoid hauptsächlich durch die Muskelkraft gewährleistet (86).

Die passive Stabilität wird entscheidend durch das Labrum glenoidale, die Gelenkkapsel und die Ligamenta glenohumeralia (GHL) erreicht (87). Die vier Muskeln der Rotatorenmanschette und die LBS gewährleisten zusammen mit dem M. deltoideus die aktive Stabilität (62). Die kontrahierte Rotatorenmanschette umhüllt das Gelenk vollständig und sorgt durch die dabei erzeugte Kompression und Zentrierung des Humeruskopfes in der Gelenkpfanne für die glenohumerale Stabilität (55). Der als *concavity compression* bezeichnete Mechanismus, der den konvexen Humeruskopf in die konkave Cavitas glenoidalis presst, gilt als einer der wichtigsten stabilisierenden Mechanismen des Glenohumeralgelenks (88).

Die Rotatorenmanschette

Die vierteilige Rotatorenmanschette wird aus den Sehnen der Mm. supraspinatus (SSP), infraspinatus (ISP), subscapularis (SSC) und teres minor (TM) gebildet. Die Muskeln dieser funktionellen Einheit entspringen allesamt an der Skapula, ziehen als Sehnenplatte manschettenförmig zum Humeruskopf und bedecken das Schultergelenk an seiner kranialen, dorsalen und ventralen Seite (54). Die Sehnen der Rotatorenmanschette zeigen einen breiten, mehrschichtigen und miteinander verwobenen Ansatz am Humerus (89). Untersuchungen zeigten, dass die als „kritische Zone“ bezeichnete Sehnenansatzregion eine schlechte Vaskularisation aufweist, was möglicherweise eine entscheidende Rolle bei der Entstehung degenerativer Läsionen der Rotatorenmanschette spielt (90–92). Levy und Kollegen stellten jedoch die Annahme in Frage, dass die "kritische Zone" bei gesunden Sehnen eine verminderte Durchblutung aufweist und sehen keinen Zusammenhang zu degenerativen Rotatorenmanschettenläsionen (93).

Die Fasern der Rotatorenmanschette sind teilweise in die Schulterkapsel eingewoben, wodurch sie diese verstärken. Durch ihre Kontraktion erzeugen sie eine Spannung der Gelenkkapsel, die ein Einklemmen verhindert (57). Lugo et al. beschrieben die Rotatorenmanschette als ein empfindliches Kontrollsystem, das sich durch neuromuskuläre Rückmeldungen der Kräfte während der Bewegung und durch Informationen der GHL anpasst (58). Neben der gelenkstabilisierenden Funktion der Rotatorenmanschette ist sie für die Willkürbewegungen des Schultergelenks entscheidend.

Der SSP ermöglicht aufgrund seines Verlaufs im Schultergelenk den Beginn der Abduktion bis 90° (58). Er entspringt in der Fossa supraspinata der Skapula, verläuft als kranialer Teil der Manschette unterhalb des Schulterdachs und hat seinen Ansatz im oberen Bereich des Tuberculum majus des Humeruskopfes (60). Die Innervation läuft über den Nervus (N.) suprascapularis (C4-C6) des Plexus brachialis. Der ISP besitzt seinen Ursprung an der dorsalen Seite der Skapula in der Fossa infraspinata, inseriert mit einer flachen Sehne am mittleren Bereich des Tuberculum majus und wird ebenfalls durch den N. suprascapularis innerviert (49). Der M. teres minor, der an der Margo lateralis der Skapula entspringt und zum kaudalen Bereich des Tuberculum majus zieht, bildet den dorsalen Anteil der Rotatorenmanschette und ist zusammen mit dem ISP wesentlich für die Außenrotation und die posteriore Stabilität des Schultergelenks verantwortlich (64, 94). Die Innervation des M. teres minor erfolgt über den N. axillaris (C5-C6).

Die ventrale Seite der Rotatorenmanschette wird durch den SSC gebildet. Er entspringt in der Fossa subscapularis auf der ventralen Seite der Skapula und hat seinen Ansatz am Tuberculum minus. Der SSC ist ein starker Innenrotator im Schultergelenk und trägt mit seinen kranialen Anteilen auch zur Abduktion und während der Elevation zur Adduktion bei. Der SSC unterstützt wesentlich die anteriore Stabilität des Schultergelenks (95), da seine Sehne eng mit der vorderen Kapsel verknüpft ist (60). Innerviert wird der kräftige und platte Muskel von den Nervi (Nn.) subscapulares (C5-C8). Die aktive Stabilisierung in Abduktion sowie in Außen- und Innenrotation, ebenso wie die Depression des Humeruskopfes, wird durch den ISP in Zusammenspiel mit dem TM und SSC übernommen (96).

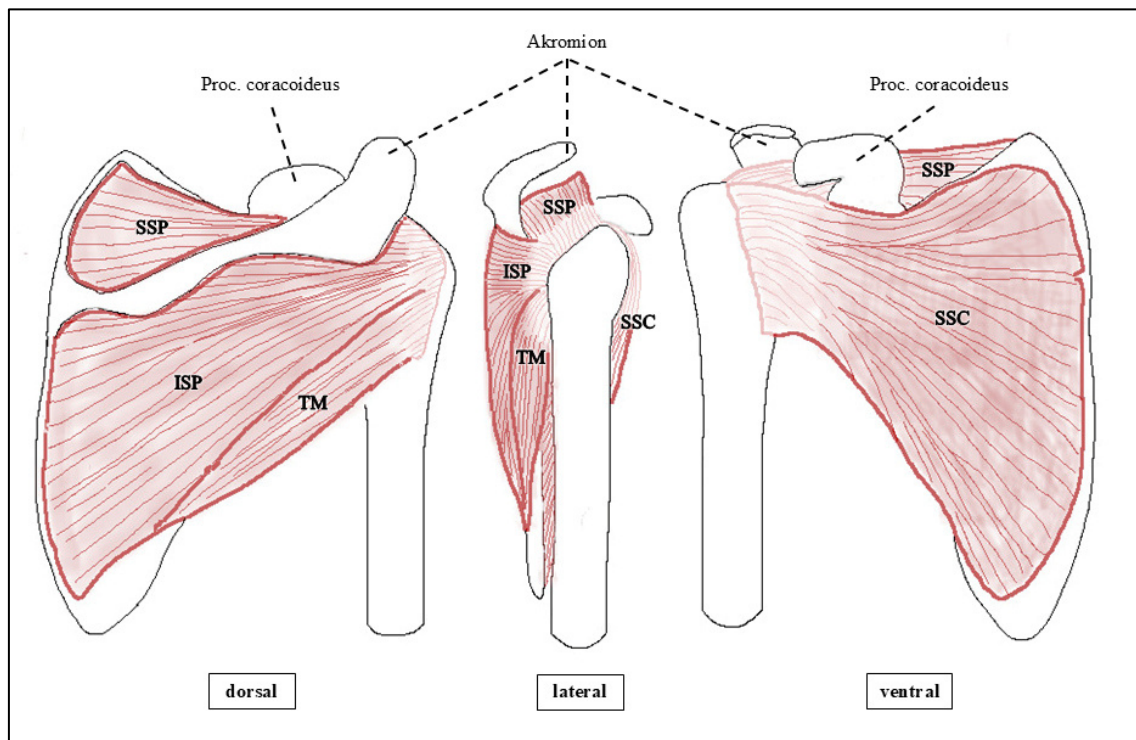


Abb. 4: Schematische Darstellung der Rotatorenmanchette einer rechten Schulter von dorsal, lateral und ventral. Die Sehnen der Mm. supraspinatus (SSP), infraspinatus (ISP), teres minor (TM) und subscapularis (SSC) verwachsen zu einer derben Sehnenplatte an ihrem Ansatz des Tuberculum majus und Tuberculum minus. Eigene Abbildung, modifiziert nach (52).

Das Rotatorenintervall und Biceps-Pulley-System

Das trianguläre Gewebe zwischen dem anterioren Sehnenrand der SSP-Sehne und dem superioren Rand der SSC-Sehne wird als Rotatorenintervall bezeichnet und enthält die Lig. coraco-humerales (CHL) und Lig. glenohumerales superius (SGHL) sowie Teile der Gelenkkapsel (58, 75, 97). Die mediale Begrenzung wird durch die Basis des Proc. coracoideus festgelegt, während der Sulcus intertubercularis die laterale Begrenzung definiert (98). Die Arbeitsgruppe um Harryman legte die wichtige Funktion des Rotatorenintervalls in Bezug auf die Schulterstabilität bei inferiorer und posteriorer Translation des Humeruskopfes dar (99). Bei unzureichendem Rotatorenintervall resultiert in Innenrotation eine inferiore Instabilität aufgrund einer Abnahme des intraartikulären Drucks (58).

Das SGHL und das CHL formen zusammen mit Faseranteilen der Sehnen des SSC und SSP die Rotatorenintervallschlinge bzw. das Biceps-Pulley-System und umschließen die intraartikulär verlaufende LBS kurz vor dessen Eintritt in den Sulcus intertubercularis (97, 100). Auf diese Weise wird die LBS stabilisiert und in der richtigen Position gehalten (101, 102). Abbildung 5 zeigt das Rotatorenintervall und das Biceps-Pulley-System aus arthroskopischer Sicht.

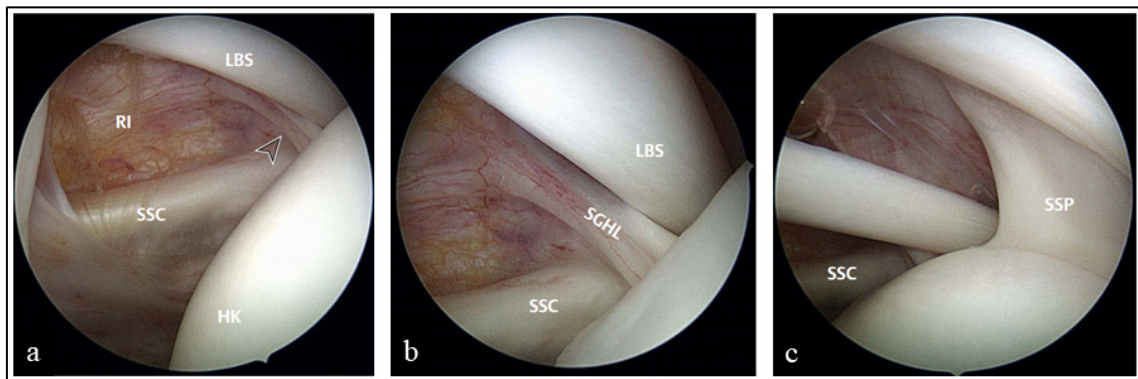


Abb. 5: Rotatorenintervall und Bizeps-Pulley-System. Arthroskopische Sicht auf das Rotatorenintervall (a) sowie auf das Bizeps-Pulley-System, gezeigt in (b) mit dem medialen Anteil und (c) in seiner Gesamtheit. Pfeil: Pulley-Schlinge, RI: Rotatorenintervall, LBS: Lange Bizepssehne, SSC: M. subscapularis, SSP: M. supraspinatus, HK: Humeruskopf, SGHL: Lig. glenohumerales superius. Abbildung modifiziert nach (103).

Das SGHL hat seinen Ursprung am Tuberculum supraglenoidale, setzt kranial am Tuberculum minus an und stabilisiert die Schulter nach posterior und inferior (58) sowie die LBS in ihrem intraartikulärem Verlauf (100). Das trapezförmige CHL entspringt an der lateralen Basis des Proc. coracoideus und teilt sich distal in zwei Teile: Der laterale Anteil (LCHL) verläuft zum Tuberculum majus, während der mediale Anteil (MCHL) am Tuberculum minus ansetzt (104). Das CHL ist wesentlich an der Stabilisierung der LBS im Sulcus bicipitalis beteiligt (105), wobei das LCHL vor allem eine Luxation der LBS nach lateral verhindert (103). Eine Ruptur des medialen Bizeps-Pulley-Systems führt zu einer medialen Subluxation der LBS und kann die Sehne des SSC schädigen (106, 107), während ein Riss des LCHL die LBS lateral subluxieren lässt und den SSP beeinträchtigen kann (103, 108).

Die lange Sehne des M. biceps brachii

Am Tuberculum supraglenoidale der Skapula entspringt die LBS, verläuft intraartikulär auf dem Humeruskopf im Rotatorenintervall und verlässt das Gelenk durch den Sulcus intertubercularis, um zusammen mit der kurzen Bizepssehne an der Tuberositas radii sowie über die Aponeurosis musculi bicipitis brachii zu inserieren. Der Ursprung der LBS kann variabel gestaltet sein. Die LBS entspringt neben dem Tuberculum supraglenoidale auch am superioren Labrum, mit unterschiedlich starker Einstrahlung in einen anterioren oder posterioren Zügel (10, 109). Vangsness et al. beschrieben eine starke posteriore Orientierung und unterteilten den labralen Ursprung der LBS von dorsal nach anterior in vier Subtypen: (1) vollständig posteriore Insertion, (2) überwiegend posteriore Insertion,

geringe anteriore Insertion, (3) gleichmäßig verteilte posteriore und anteriore Insertion, (4) größtenteils anteriore Insertion, geringe Anheftung am posterioren Labrum (110). Die unterschiedlichen Insertionstypen der LBS sind in Abbildung 6 dargestellt.

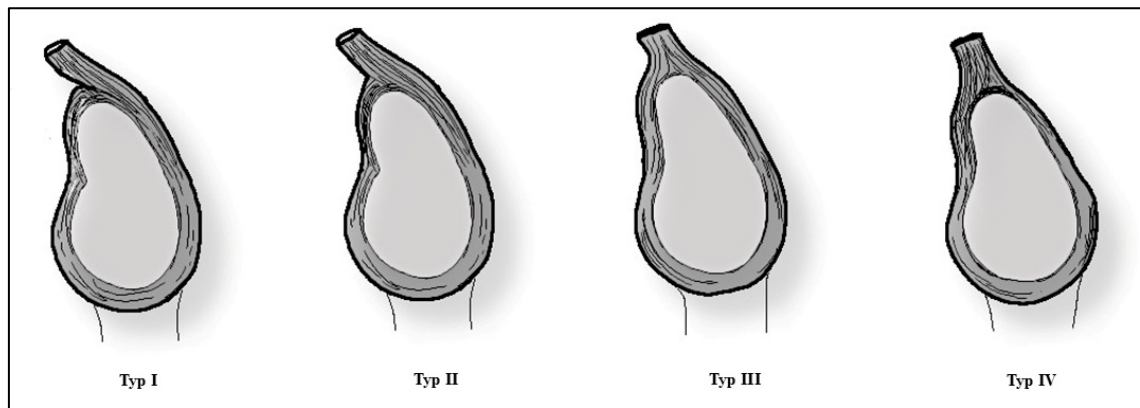


Abb. 6: Die vier Insertionstypen der LBS in Bezug auf das Labrum glenoidale. Typ I: Die Insertion ist vollständig posterior. Typ II: überwiegend posteriore Insertion, geringe anteriore Insertion. Typ III: gleichmäßig verteilte posteriore und anteriore Insertion. Typ IV: größtenteils anteriore Insertion, geringe Anheftung am posterioren Labrum. Eigene Abbildung, modifiziert nach (110).

Die Hauptfunktion des M. biceps brachii liegt in der Ellenbogenflexion und -supination (49). Die genaue Funktion der LBS für das Glenohumeralgelenk wird nach wie vor kontrovers diskutiert (111). Neben stabilisierenden Effekten auf das Glenohumeralgelenk wird der Sehne auch eine Depressorfunktion auf den Humeruskopf zugeschrieben (112–114). Die Durchtrennung der LBS führte bei Kontraktion der Bizepsmuskulatur zu einer deutlichen kranialen Migration des Humeruskopfes (115). Pagnani et al. zeigten, dass bei Krafteinwirkung auf die LBS die anteroposteriore sowie die superoinferiore Translation des Humeruskopfes reduziert wird und damit die anteriore und posteriore Stabilität erhöht wird (116). Andere Studien zeigten allerdings nur minimale Einflüsse der LBS auf die Schulterstabilität und -funktion (117, 118). Walch et al. wiesen in einer Langzeitstudie bei 307 Patienten mit massiven Rotatorenmanschettenläsionen nach, dass nach einer Tenotomie der LBS keine zusätzliche kraniale Migration des Humeruskopfes auftrat (119).

Innerviert wird der M. biceps brachii durch den N. musculocutaneus (C5-C6). Alpantaki et al. beschrieben in ihrer immunhistochemischen Untersuchung zur Innervation der LBS ein Netzwerk sensorischer sympathischer Fasern, das sowohl dünne, myelinisierte als

auch nicht-myelinisierte sensorische Nerven enthält und möglicherweise zur Entstehung von Schulterschmerzen beiträgt (120).

M. deltoideus

Der kräftige, dreieckige M. deltoideus umhüllt von kranial, ventral, dorsal und lateral den proximalen Humerus und die Rotatorenmanschette und gliedert sich in drei Anteile, die jeweils unterschiedliche Ursprungsregionen aufweisen. Der Deltamuskel besteht aus der Pars clavicularis, der Pars acromialis sowie der Pars spinalis mit einer gemeinsamen Insertionsfläche an der Tuberositas deltoidea des proximalen Humerus. Die Innervation erfolgt über den N. axillaris (C5-C6). Durch seinen dreigeteilten Aufbau wirkt der M. deltoideus als Synergist bei allen Bewegungen des Schultergelenks (96) und zählt als wichtigster Abduktor im Schultergelenk (49). Die Kraft des M. deltoideus führt zu einer kranialen Migration des Humeruskopfes, die der entgegengesetzten Kraft der Rotatorenmanschette entgegenwirkt. Dadurch wird der Humeruskopf im Gelenk stabilisiert (57). Die Pars acromialis gilt dabei als stärkster Abduktor, wohingegen die anderen beiden Anteile bei höheren Bewegungsgraden unterstützend wirken (49). Die Pars clavicularis, die am lateralen Schlüsselbein entspringt, trägt zur Anteversion und Innenrotation bei, während die dorsale Pars spinalis, die ihren Ursprung an der Spina scapula hat, zusätzlich die Retroversion und Außenrotation unterstützt (121). Klinisch relevant ist auch die stabilisierende Funktion des M. deltoideus im Glenohumeralgelenk (122, 123).

Labrum glenoidale

Das Labrum glenoidale besteht aus dichtem Knorpelgewebe mit wenigen elastischen Fasern. Es bildet einen ringförmigen Rand um das Glenoid und trägt so zur Vergrößerung der Tiefe und Konkavität der flachen Glenoidfläche bei (124). Nach Howell und Galinat beträgt die durchschnittliche Tiefe des Glenoids in superoinferiorer Richtung 9 mm und in anteroposteriorer Richtung 5 mm, wobei das Labrum etwa 50 % der Pfannentiefe ausmacht (59). Außerdem dient es als fibröser Ursprung für die LBS und die glenohumeralen Bänder (125). In der wissenschaftlichen Literatur besteht weitgehend Konsens über die Bedeutung des Labrum glenoidale für die glenohumerale Stabilität (49, 59, 60, 126). Eine Ablösung oder operative Resektion des Labrums kann die Schulterstabilität beeinträchtigen und zu Subluxationen oder Luxationen des Schultergelenks führen (88). Die passive glenohumerale Gelenkstabilität wird dabei

wesentlich durch die Anatomie des Glenoids und seiner Größe bestimmt und durch Effekte wie den Kompressions-Konkavitäts-Mechanismus oder den Adhäsions-Kohäsions-Mechanismus verstärkt (86). Das Labrum glenoidale verstärkt dabei den Kompressions-Konkavitäts-Mechanismus um etwa 20 % (88).

Die Blutversorgung über Äste der Arteria (A.) suprascapularis und A. circumflexa humeri anterior et posterior ist in den superioren und anterosuperioren Regionen des Labrums minimal, was möglicherweise zu dem begrenzten Regenerationspotenzial dieser Zone beiträgt (62).

Das Labrum glenoidale weist eine große anatomische Variabilität auf, die sowohl natürliche Formvarianten als auch pathologische Veränderungen umfasst. Diese Variabilität ist jedoch individuell unterschiedlich ausgeprägt, was die Diagnose und Behandlung von Labrumläsionen erschweren kann. Der Buford-Komplex stellt eine anatomische Normvariante dar, der in ca. 1,5 % der Fälle vorkommt. Bei dieser Variante fehlt das anterosuperiore Labrum, was durch ein verstärktes Lig. glenohumerales medium (MGHL) kompensiert wird (127). Das Foramen sublabrale stellt eine weitere Normvariante dar, bei der eine fehlende Anheftung des Labrums im anterosuperioren Bereich am Glenoid vorliegt, die in bis zu 18,5 % der Fälle vorkommt (128). Ein Buford-Komplex oder ein Foramen sublabrale wird als möglicher prädisponierender Faktor für die Entstehung einer SLAP-Läsion angesehen (129, 130).

Klinisch kann eine Verletzung des Labrums zu Instabilität, Schmerzen und Funktionsverlust des Schultergelenks führen und stellt daher einen wichtigen Faktor in der Diagnostik und Behandlung von Schulterbeschwerden dar. Besonders bei anterioren Schulterluxationen treten häufig Läsionen des anteroinferioren Labrums auf, die mit oder ohne Veränderungen der Gelenkkapsel oder des angrenzenden Knorpels einhergehen (131). Ishikawa et al. zeigten in ihrer Kadaverstudie, dass anteroinferiore Labrumläsionen zu einer geringeren posterioren Stabilität führten, während posterosuperiore Labrumläsionen die anteriore und anteroinferiore Stabilität beeinträchtigten (132).

Gelenkkapsel und glenohumerale Bänder

Die Gelenkkapsel der Schulter ist eine weite und dehnbare Struktur, die das Schultergelenk umgibt und zur Stabilisation sowie Beweglichkeit des Gelenks beiträgt. Sie setzt sich aus einem komplexen Netzwerk von zirkulär und radiär verlaufenden Kollagenfasern zusammen, die durch zahlreiche Bandstrukturen zusätzlich verstärkt

werden (103). Die geräumige Gelenkkapsel bildet nach kaudal eine Reservefalte, den etwa 1 cm tiefen Recessus axillaris. Diese Struktur ist funktionell wichtig, da sie bei der Abduktion als Reservefalte dient und dem Humeruskopf bei der Abduktion ausreichend Platz bietet, um so ein ungehindertes Gleiten des Tuberculum majus unter das Schulterdach zu ermöglichen (54). Die Dicke der Kapsel variiert, wobei der dorsale Anteil dünner ist als der anteriore, der durch die GHL und das CHL verstärkt wird (124). Die GHL variieren in ihrer Größe und Länge und unterteilen sich in das SGHL, MGHL und IGHL. Jedes der GHL stabilisiert das Gelenk in einer spezifischen Kombination von Bewegungspositionen (58, 133).

Das SGHL entspringt am Tuberculum supraglenoidale, unmittelbar vor dem Ursprung der LBS und setzt an der Fovea capitis oberhalb des Tuberculum minus an (134, 135). Es stabilisiert die Schulter nach posterior und inferior und verhindert als Teil des Bizeps-Pulley-Systems die Luxation der LBS aus dem Sulcus intertubercularis (62, 136).

Das MGHL entspringt am anterosuperioren Labrum sowie am Tuberculum supraglenoidale und zieht zu den kaudalen Anteilen des Tuberculum minus (58). Es weist unterschiedliche Ausprägungen auf und ist nicht immer klar erkennbar. In der Literatur wird die Prävalenz des MGHL mit 63 % bis 85 % angegeben, was es deutlich seltener macht als das SGHL oder IGHL (134, 137). Seine Funktion variiert je nach Größe und Form, wobei es insbesondere in tiefer Abduktion und Außenrotation zur Stabilisierung der Schulter beiträgt (133).

Das IGHL bildet das komplexeste der drei glenohumeralen Bänder und besteht aus einem kräftigen anterioren (aIGHL) und einem posterioren (pIGHL) Band, zwischen denen der Recessus axillaris liegt und aufgrund seiner Konfiguration auch als Hängematte bezeichnet wird (124). Die beiden Bänder entspringen jeweils am anterioren bzw. posteroinferioren Labrum sowie am Glenoid und setzen am anatomischen Hals des Humeruskopfes unterhalb des Knorpels an (138). Beide Bandanteile sichern den Humeruskopf in der anfälligen Position bei hoher Abduktion und Außenrotation (62). Das aIGHL stabilisiert v.a. den Humeruskopf bei Abduktion und Außenrotation, während das pIGHL Band insbesondere in Flexion und Innenrotation zur posterioren Stabilität beiträgt (58, 95, 139).

1.3 Verletzungen des Schultergelenks

1.3.1 Die Rotatorenmanschettenläsion

Die Rotatorenmanschettenläsion stellt eine partielle oder komplette Kontinuitätsunterbrechung von Sehnenfasern einer oder mehrerer Sehnen der Rotatorenmanschette dar (140). Nach Fukuda lassen sich Partialrupturen dadurch charakterisieren, dass keine Verbindung zwischen dem Subakromialraum und dem glenohumeralen Gelenkraum besteht. Dieses Merkmal ermöglicht eine klare Abgrenzung zu transmuralen Rupturen (141).

Die Pathogenese von Rotatorenmanschettenläsionen ist komplex und multifaktoriell (142, 143). Häufiger als rein traumatische Risse treten degenerative oder traumatisch bedingte Läsionen auf einer vorbestehenden Degeneration auf, bei denen sowohl intrinsische als auch extrinsische Faktoren zu ihrer Entstehung beitragen (144, 145). Zu den intrinsischen Faktoren (Veränderungen in der Sehne selbst) zählen repetitive Mikrotraumen, mukoide Degenerationen, Sehnenbereiche mit einer reduzierten Durchblutung („kritische Zone“), Entzündungen und zelluläre Anpassungen mit veränderter Kollagenzusammensetzung oder Einlagerung von Hydroxylapatit-Verkalkungen (6, 144). Die extrinsischen Faktoren (Umgebung der Sehne führt zu Veränderungen) umfassen sowohl anatomische als auch umweltbedingte Merkmale. Zu den anatomischen Faktoren zählen die Form des Akromions (bogenförmig oder hakenförmig), das Vorhandensein eines Akromionsporns oder eines Os acromiale sowie das Ligamentum coracoacromiale. Umweltbedingte Faktoren umfassen Alterungsprozesse, Gelenküberlastung, Rauchen und Stoffwechselstörungen wie Diabetes mellitus oder Adipositas (6).

Seltener auftretende, rein traumatisch bedingte Rotatorenmanschettenläsionen sind bei Jugendlichen und jungen Erwachsenen v.a. auf Sport- oder Verkehrsunfälle zurückzuführen (146, 147) oder entstehen infolge einer traumatischen Schulterluxation (148). Weitere potenzielle Verletzungsmechanismen umfassen eine passiv erzwungene Außen- oder Innenrotation bei angelegtem oder abduziertem Arm, eine passive Zugbelastung in kaudaler, ventraler oder medialer Richtung sowie eine axiale Stauchung in kranioventraler oder ventromedialer Richtung (149).

Rotatorenmanschettenläsionen lassen sich nach verschiedenen Kriterien klassifizieren: Nach ihrer Dauer (akut oder chronisch), ihrer Ausdehnung (partiell oder vollständig)

sowie nach ihrer Ursache (traumatisch oder degenerativ) (6). In der orthopädischen Fachliteratur existieren zahlreiche Klassifikationssysteme, die verschiedene Kriterien berücksichtigen und als Grundlage für Behandlungsentscheidungen dienen. Diese Systeme basieren typischerweise auf Merkmalen wie der Größe und der Form der Läsion sowie dem Retraktionsgrad der Sehne. Allerdings deckt keines dieser Systeme alle relevanten Aspekte umfassend ab (150). Einige Klassifikationssysteme stützen sich auf anatomische Studien, während andere auf bildgebenden Verfahren wie Sonografie oder MRT sowie auf minimal-invasiven Methoden wie Arthroskopie oder offen-chirurgischen Techniken beruhen. Trotz der Vielfalt an Klassifikationsansätzen zur Beschreibung von Rotatorenmanschettenrupturen fehlt bislang eine einheitliche Standardklassifikation, die sämtliche Arten und Eigenschaften dieser Läsionen vollständig berücksichtigt (151).

Die bereits 1963 veröffentlichte Klassifikation der Rotatorenmanschettenläsion nach Bateman richtet sich ausschließlich nach der Ausdehnung des Defekts. Sie unterscheidet zwischen vier Graden, die den Schweregrad der Läsion beschreiben (152).

Klassifikation nach Bateman (152):

Grad I:	< 1 cm
Grad II:	1-3 cm
Grad III:	3-5 cm
Grad IV:	> 5 cm

Neer veröffentlichte 1983 auf Grundlage pathologisch-anatomischer Beobachtungen des Impingementsyndroms eine Klassifikation, die drei Stadien von Rotatorenmanschettenverletzungen unterscheidet. Stadium I ist charakterisiert durch das Auftreten von Ödemen und Blutungen, typischerweise als Folge einer akuten Überlastung. Stadium II beschreibt eine fortschreitende Fibrosierung und Tendinitis, die durch wiederholte Belastungen entstehen können. Stadium III entspricht einer partiellen oder vollständigen Rotatorenmanschettenläsion, häufig als Endstadium eines chronischen oder unbehandelten Impingementsyndroms (153).

Ellman publizierte 1990 eine Subklassifikation des Stadiums III nach Neer, um Partial- und Totalrupturen der Rotatorenmanschette präziser zu beschreiben (154). Diese Klassifikation basiert auf arthroskopischen Befunden und berücksichtigt sowohl den Schweregrad der Läsion als auch die genaue Lokalisation des Defekts. Durch die

zusätzliche Berücksichtigung der Lage der Läsion, beispielsweise ob sie artikularseitig, bursaseitig oder intratendinös vorliegt, ermöglicht Ellmans System eine differenzierte Diagnostik und eine fundiertere Grundlage für die therapeutische Entscheidungsfindung.

Klassifikation der Partialruptur nach Ellman (154):

- | | |
|-----------|--|
| Grad I: | < 3 mm oder < 1/4 des Sehnendurchmessers |
| Grad II: | 3-6 mm oder 1/2 des Sehnendurchmessers |
| Grad III: | > 6 mm oder > 1/2 des Sehnendurchmessers |

Lokalisation:

- | | |
|----|--------------------------|
| A: | Artikularseitig |
| B: | Bursaseitig |
| I: | Intratendinös/intramural |

Klassifikation der Totalruptur nach Ellman (154):

- | | |
|-----------|--|
| Grad I: | Klein, < 2 cm |
| Grad II: | Groß, 2-4 cm |
| Grad III: | Massiv, > 5 cm |
| Grad IV: | Defektarthropathie (<i>Cuff Tear Arthropathie</i>) |

Eine weitere Klassifikation, die im Jahr 1993 von Ellman und Garstman veröffentlicht wurde, beschreibt die morphologische Risskonfiguration von transmuralen Rotatorenmanschettenrupturen (155):

- Halbmondförmig
- L-förmig
- Umgekehrt L-förmig
- Trapezförmig
- Massenruptur

Snyder veröffentlichte 2003 eine weitere Klassifikation basierend auf arthroskopischen Befunden, die sich auf die Lokalisation, die Größe und die Sehnenqualität von Rotatorenmanschettenläsionen konzentriert (156). Diese Klassifikation ermöglicht eine detaillierte Einstufung der Läsionen, da sie neben der Ausdehnung der Schädigung auch die Integrität der betroffenen Sehne einbezieht.

Klassifikation der SSP-Partialläsion nach Snyder (156):

- A: Partialruptur artikularseitig
- B: Partialruptur bursaseitig
- C: Komplette Ruptur

Zusätzlich wird die Größe der jeweiligen Ruptur beurteilt:

- Grad 0: Rotatorenmanschette intakt, glatte Bedeckung durch Synovia und Bursa
- Grad I: < 1 cm, Synovitis, leichte Ausfransung der Kapsel
- Grad II: 1 cm, Ausfransung/Ausfall einiger Sehnenfasern, Partialruptur
- Grad III: < 3 cm, Fragmentation der Sehnenfasern
- Grad IV: > 3 cm, schwerwiegende proximale Partialruptur, Lappenriss

Die Einteilung der fettigen Degeneration der Rotatorenmanschette wurde 1994 von Goutallier et al. eingeführt und basiert auf der Analyse von CT-Datensätzen (157). Fuchs et al. übertrugen 1999 die von Goutallier et al. vorgeschlagene Klassifikation auf MRT-Untersuchungen, da die MRT aufgrund ihrer höheren Gewebedifferenzierung eine genauere Beurteilbarkeit der fettigen Degeneration im Vergleich zur CT ermöglicht (158).

Klassifikation der fettigen Degeneration nach Goutallier et al. (157):

- Grad 0: Normaler Muskel, ohne Verfettung
- Grad I: Geringe Verfettung
- Grad II: Weniger muskuläre Verfettung als Muskelmasse
- Grad III: Fettige Degeneration mit Muskelmasse identisch
- Grad IV: Vermehrte fettige Degeneration im Vergleich zur Muskelmasse

Die detaillierte radiologische Klassifikation nach Patte beschreibt Rotatorenmanschettenläsionen anhand verschiedener Kriterien und unterteilt u.a. die Retraktion des SSP-Sehnenstumpfes in der Frontalebene in drei Schweregrade (159).

Klassifikation der SSP-Sehnenretraktion nach Patte in der Frontalebene (159):

- Stadium I: Proximaler Stumpf insertionsnah bis zum Apex humeri
- Stadium II: Proximaler Stumpf auf Höhe des Humeruskopfes
- Stadium III: Proximaler Stumpf auf Höhe des Glenoids

Eine eigenständige Klassifikation für SSC-Sehnenläsionen wurde 2002 von Fox und Romeo beschrieben, die das Ausmaß der Läsion in kraniokaudaler Ausrichtung berücksichtigt (160). Die Klassifikation wurde 2003 im Rahmen des Jahrestreffens der *American Academy of Orthopaedic Surgeons* in New Orleans vorgestellt.

Klassifikation der SSC-Rupturen nach Fox & Romeo (160):

- Typ I: Partialruptur
- Typ II: Komplette Ruptur der kranialen 25 % der Sehne
- Typ III: Komplette Ruptur der kranialen Hälfte der Sehne
- Typ IV: Komplette Ruptur der gesamten Sehne

Lafosse et al. klassifizierten SSC-Sehnenläsionen in kraniokaudaler Ausrichtung auf Grundlage präoperativer sowie intraoperativer CT- und MRT-Daten. Ihre Einteilung weist Parallelen zur Klassifikation von Fox und Romeo auf (161).

Klassifikation nach Lafosse et al. (161):

- Typ I: Partialläsion des kranialen Drittels der Sehne
- Typ II: Komplette Läsion des kranialen Drittels der Sehne
- Typ III: Komplette Läsion der kranialen zwei Drittel der Sehne
- Typ IV: Komplette Läsion der Sehne mit zentriertem Humeruskopf und fettiger Degeneration $\leq$ Goutallier Stadium III
- Typ V: Komplette Läsion der Sehne mit dezentriertem Humeruskopf und fettiger Degeneration $\geq$ Goutallier Stadium III

Davidson und Burkhart unterteilten ihre Klassifikation der Rotatorenmanschettenläsion, basierend auf der Rissmorphologie, in vier Typen und formulierten für jeden Typ spezifische Empfehlungen zur Therapie und Prognose (162).

Klassifikation der Rotatorenmanschettenläsion nach Davidson und Burkhart (162):

Typ I:	sichelförmig (<i>crescent</i>) Primäre Reparatur (<i>end-to-bone</i>), gute Prognose
Typ II:	Längsriss: L- oder U-förmig Primäre Reparatur (<i>side-to-side</i>), gute Prognose
Typ III:	Ausgedehnter Riss, massiv kontrahiert Meist keine primäre Naht möglich, mittelmäßige Prognose
Typ IV:	Alle Risse mit Defektarthropathie irreparabel, erfordern eine Arthroplastik

Das Klassifikationssystem für Rotatorenmanschettenläsionen des Schulter-Komitees der *International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sports Medicine* (ISAKOS) strebt eine umfassende und zugleich anwenderfreundliche Methode zur präzisen Beschreibung von Rotatorenmanschettenläsionen an. Das Klassifikationssystem soll insbesondere dem Chirurgen dabei helfen, potenzielle Schwierigkeiten eines operativen Eingriffs vorherzusehen und Prognosen für den Heilungsverlauf zu stellen, wobei fünf zentrale Faktoren berücksichtigt werden: Lokalisation, Ausdehnung, Rissmuster, Fettatrophie und Retraktion (151). Tabelle 1 zeigt das ISAKOS Klassifikationssystem der Rotatorenmanschettenläsion.

Lokalisation	Ausdehnung ^a	Rissmuster ^b	Fettatrophie ^c		Retraktion ^d
Partialruptur posterosuperior	> 50 % der Dicke	A (artikularseitig)			
	< 50 % der Dicke	B (bursaseitig)	SSP0	ISP0	
		I (intratendinös)	SSP1	ISP1	
Totalruptur	C1 (< 1 cm)	C	SSP2	ISP2	1
posterosuperior	C2 (1-2 cm)	U	SSP3	ISP3	2
	C3 (3-4 cm)	L	SSP4	ISP4	3
	C4 (> 4 cm)	umgekehrt-L			
Anterior	1		SSC0		
(SSC-Läsion)	2		SSC1		
	3		SSC2		
	4		SSC3		
	5		SSC4		

Tabelle 1: ISAKOS Klassifikationssystem der Rotatorenmanschettenläsion.

^a Die Ausdehnung bei Partialrupturen basiert auf dem prozentualen Anteil der footprint Bedeckung. Die Ausdehnung bei posterosuperioren Totalrupturen bezieht sich auf die Größe des Risses, gemessen von medial nach lateral. Die Ausdehnung bei anterioren (Subscapularis-) Totalrupturen basiert auf dem Klassifikationssystem von Lafosse et al. (159).

^b Das Rissmuster der posterosuperioren Totalruptur wird nach Ellman und Garstman beschrieben (152, 153). ^c Die Fettatrophie wird mittels CT nach Goutallier et al. (155) oder mittels MRT nach Fuchs et al. (156) definiert. ^d Die Retraktion wird nach der Klassifikation von Patte et al. (157) bewertet. SSP: M. supraspinatus, ISP: M. infraspinatus, SSC: M. subscapularis. Eigene Tabelle modifiziert nach (151).

In der Leitlinie „Rotatorenmanschette“ der Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) aus dem Jahr 2017 wird für die SSP-Sehnenläsion die Klassifikation nach Bayne und Bateman empfohlen, für SSP-Partialläsionen die Klassifikation nach Snyder sowie für die SSC-Sehnenläsionen die Klassifikation nach Fox und Romeo (163).

1.3.2 Die SLAP-Läsion

Die SLAP-Läsion bezeichnet eine Verletzung des superioren Labrum glenoidale, die sich von anterior nach posterior erstreckt und den Ursprung der LBS betrifft (10, 164). Diese Art der Verletzung wurde erstmals 1985 von Andrews et al. beschrieben (10). Die Klassifikation der SLAP-Läsion basiert auf der Arbeit von Snyder et al., die 1990 diesen Terminus einführten und die Läsionen arthroskopisch in vier Typen unterteilten (11).

Klassifikation der SLAP-Läsion nach Snyder et al. (11):

- | | |
|----------|--|
| Typ I: | Degenerative Auffaserung, keine Ablösung des Labrum-Bizeps-Komplexes |
| Typ II: | Ablösung des Labrum-Bizeps-Komplexes vom oberen Glenoid |
| Typ III: | Korbhenkelriss des superioren Labrums, Bizepssehnenanker intakt |
| Typ IV: | Korbhenkelriss des superioren Labrums mit Fortsetzung in die LBS |

Maffet et al. erweiterten die ursprüngliche Klassifikation von Snyder et al. um drei weitere Typen (Typ V-VII), die Kombinationsverletzungen der SLAP-Läsionen bei gleichzeitig vorliegender vorderer Instabilität beschreiben (15).

Ergänzende Klassifikation der SLAP-Läsion nach Maffet et al. (15):

- | | |
|----------|---|
| Typ V: | Kombinierte anteroinferiore Bankart-Läsion mit Übergang nach superior in eine SLAP-Läsion |
| Typ VI: | Instabiler Lappenriss im superioren Labrum mit Trennung des Bizepssehnenankers |
| Typ VII: | SLAP-Läsion mit anteriorer Fortsetzung in das MGHL |

Im Jahr 1998 führten Morgan et al. eine zusätzliche Erweiterung der SLAP-Klassifikation ein, indem sie die von Snyder et al. beschriebene Typ II SLAP-Läsion anhand ihrer anatomischen Lage weiter unterteilten (165).

Subklassifikation der Typ II SLAP-Läsion nach Morgan et al. (165):

- A: Anterosuperiore SLAP-Läsion
- B: Posterosuperiore SLAP-Läsion
- C: Kombinierte antero-/posterosuperiore SLAP-Läsion

Nord und Ryu erweiterten die SLAP-Klassifikation 2004 um drei weitere Typen, die SLAP-Läsionen mit einer Fortsetzung der Verletzung in das Labrum glenoidale beschreiben (166, 167).

Ergänzende Klassifikation der SLAP-Läsion nach Nord und Ryu (166, 167):

- Typ VIII: Fortsetzung der SLAP-Läsion in eine posteriore Labrumläsion bis zur 6 Uhr Position
- Typ IX: SLAP-Läsion mit gesamter zirkumferenter Labrumläsion
- Typ X: Kombination einer SLAP-II-Läsion mit einer posteroinferioren Labrumläsion (umgekehrte Bankart-Läsion)

Bei der Diagnose und Klassifikation von SLAP-Läsionen müssen anatomische Normvarianten des anterosuperioren Labrum glenoidale berücksichtigt werden. Zu diesen Varianten gehören unter anderem der sublabrale Rezessus, das sublabrale Foramen und der Buford-Komplex, die in der Bildgebung häufig mit pathologischen Läsionen verwechselt werden können (130). Diese anatomischen Veränderungen können jedoch auch in Zusammenhang mit SLAP-Läsionen stehen. Kanatli et al. zeigten, dass bei Patienten mit einem Buford-Komplex oder einem Foramen sublabrale das Risiko für das Auftreten einer SLAP-II-Läsion erhöht ist (130).

Die Pathophysiologie von SLAP-Läsionen wird weiterhin intensiv untersucht und erforscht, um ein tiefergehendes Verständnis der zugrunde liegenden Mechanismen zu gewinnen. Hierbei spielen sowohl Makrotraumata als auch wiederholte Mikrotraumata, insbesondere bei Überkopf- oder Wurfsporarten, eine entscheidende Rolle (164, 168). Lichtenberg et al. diskutierten neben Makro- und Mikrotraumata auch Begleitverletzungen infolge von Instabilitäten als potenzielle Ursachen für SLAP-Läsionen. Bei einer traumatischen vorderen Instabilität kommt es zur Ablösung des Labrums vom Glenoid, ein Befund, der als Bankart-Läsion bezeichnet wird (164).

Snyder et al. beschrieben einen Sturz auf den ausgestreckten, abduzierten und außenrotierten Arm als typischen Unfallmechanismus für ein Makrotrauma. Dieser kann zu einer Subluxation des Humeruskopfes führen, bei der das superiore Labrum nach kranial disloziert wird, wodurch der Bizepssehnenanker abgesichert werden kann (11). Maffet et al. führten als weiteren Unfallmechanismus eine Traktionsverletzung auf, bei der das superiore Labrum durch einen axialen Zug der LBS abgerissen werden kann (15).

Repetitive Belastungen bei Überkopfsportlern führen typischerweise zu mikrotraumatischen Schäden am Labrum-Bizeps-Komplex. Diese können über einen längeren Zeitraum hinweg zur Entstehung einer SLAP-Läsion beitragen (164). Andrews et al. beschrieben bereits 1985 einen Zusammenhang zwischen SLAP-Läsionen und Wurf sportarten, bei denen repetitive Belastungen des Labrum-Bizeps-Komplexes zu degenerativen Schäden führen können (10). Burkhart und Morgan sprechen in diesem Zusammenhang von einem *Peel-Back*-Mechanismus. Bei Überkopfsportlern führt die Wurfbewegung in maximaler Außenrotation und Abduktion des Arms zu einer Torsion der LBS. Diese Belastung kann ein Abscheren des Bizepssehnenankers vom superioren Labrum bewirken. Durch die wiederholte Bewegungsausführung entstehen zudem Faserrisse in der Sehne, was zu einem „Abschälen“ des Labrums im Sinne des *Peel-Back*-Mechanismus führen kann (169).

1.4 Diagnostik bei Schulterverletzungen

1.4.1 Überblick über die klinische Untersuchung der Schulter

Die klinische Untersuchung ist ein zentraler Bestandteil der Diagnostik von Verletzungen und degenerativen Erkrankungen des Schultergelenks. Trotz signifikanter Fortschritte in der radiologischen Diagnostik bleibt sie unverzichtbar, da sie eine ganzheitliche Erfassung des Patienten ermöglicht. Sie trägt dazu bei, die Beschwerden und individuellen Bedürfnisse des Patienten zu verstehen, die zugrunde liegende Pathologie präzise einzugrenzen und darauf aufbauend, gezielte diagnostische und therapeutische Maßnahmen einzuleiten (170). Die Untersuchung der Schulter erfolgt nach einem strukturierten Schema, das aus folgenden Schritten besteht: Erhebung der Anamnese, Inspektion, Palpation, Untersuchung benachbarter Regionen, Bestimmung des aktiven und passiven Bewegungsausmaßes, Analyse der Skapulabewegung, Kraftprüfung sowie Durchführung von Funktions- und Provokationstests (170–172). Im Folgenden werden ausgewählte Aspekte der klinischen Untersuchung detaillierter betrachtet.

Anamnese

Die Anamnese bildet die Grundlage der klinischen Untersuchung und umfasst neben der Unfall- und Schmerzanamnese eine detaillierte Erhebung der Beschwerden. Besonderes Augenmerk liegt auf der Schmerzcharakteristik, der Schmerzlokalisation und -intensität sowie auf möglichen Einschränkungen der Beweglichkeit und Funktion der Schulter. Wichtige Aspekte sind:

- Trauma: akute Verletzungen oder repetitive Mikrotraumata, etwa bei Überkopfsportarten, Tennis oder Schwimmen. Ein plötzlicher Kraftverlust nach einem Sturz auf den ausgestreckten Arm, z. B. beim Skifahren, deutet auf eine akute Rotatorenmanschettenruptur hin, während eine schleichende Muskelschwäche mit Schmerzen und Krepitation eher auf eine degenerative Rotatorenmanschettenläsion hinweist (173).
- Dauer und Verlauf: chronische Beschwerden deuten häufig auf degenerative Prozesse hin, während akute Schmerzen in der Regel auf traumatische Ereignisse hinweisen.
- Bewegungsabhängige Schmerzen: Hinweise auf spezifische Läsionen, z. B. bei Außenrotation oder Überkopfbewegungen. Schmerzen bei Aushol- oder

Abblockbewegungen weisen bei jungen Sportlern beispielsweise auf eine SLAP-Läsion hin, während sie in Ruhe schmerzfrei sind (164).

- Fragen nach Begleiterkrankungen wie Diabetes mellitus oder rheumatischen Erkrankungen sowie nach beruflichen oder sportlichen Belastungen sind ebenfalls Bestandteil einer umfassenden Anamnese. In einem systematischen Review wurden beispielsweise kardiovaskuläre Risikofaktoren wie Diabetes mellitus, arterielle Hypertonie und Hyperlipidämie mit dem Auftreten von Rotatorenmanschettenläsionen in Verbindung gebracht (174). Körperlich belastende Tätigkeiten gelten ebenfalls als Risikofaktor für die Entstehung von Rotatorenmanschettenläsionen (4).

Inspektion

Die Inspektion beginnt bereits beim Betreten des Patienten in das Untersuchungszimmer, indem das Mitschwingen der Arme und der Bewegungsablauf beim Entkleiden beobachtet werden (171). Die Inspektion sollte stets bei freiem Oberkörper des Patienten erfolgen, wobei besonders auf Muskelatrophien, Asymmetrien, Fehlstellungen sowie auf offensichtliche Verletzungen des Haut- und Weichteilmantels geachtet werden sollte:

- Muskelatrophie: Besonders der SSP und ISP sind bei chronischen Rotatorenmanschettenläsionen häufig betroffen (175). Eine Muskelatrophie kann jedoch auch durch eine neurologische Erkrankung hervorgerufen werden (176). Eine Atrophie des M. deltoideus deutet auf eine Schädigung des N. axillaris hin, während eine Atrophie des ISP auf eine chronische Sehnenruptur oder ein Nervenengpasssyndrom in der Incisura scapulae zurückzuführen ist (170).
- Schwellungen oder Deformitäten können auf Frakturen, Luxationen oder entzündliche Prozesse hinweisen (175).
- Schulterstellung: Eine auffällige Schulterposition kann auf eine Instabilität oder eine Rotatorenmanschettenläsion hinweisen. Bei einer vorderen Schulterluxation ist häufig eine Dellenbildung unterhalb des Akromions sichtbar, die als Epauletten-Zeichen bezeichnet wird (170).

Palpation

Die Palpation umfasst das systematische Abtasten der relevanten knöchernen und muskulären Strukturen, um Entzündungszeichen und lokale Schmerzpunkte zu identifizieren. Wichtige Strukturen sind:

- AC-Gelenk: Schmerzen im Bereich des AC-Gelenks weisen auf eine AC-Gelenkarthrose oder ein AC-Gelenktrauma hin.
- Tuberculum majus und Tuberculum minus: An diesen knöchernen Landmarken inserieren die Sehnen der Rotatorenmanschette. Druckschmerzen in diesem Bereich können daher auf eine Läsion der Rotatorenmanschette hinweisen (173).
- Bizepssehne: Schmerzen über dem Sulcus intertubercularis können auf eine Entzündung oder degenerative Verletzung der LBS (Tendinitis/Tendinopathie) hinweisen. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die LBS durch ein Netzwerk von sowohl sensiblen als auch sympathischen Nervenfasern innerviert wird (120).

Aktive und passive Beweglichkeitsprüfung

Der Bewegungsumfang der Schulter wird sowohl aktiv als auch passiv in Flexion, Abduktion, Außen- und Innenrotation bestimmt (177). Abbildung 7 veranschaulicht die Bewegungsumfänge des Schultergelenks. Zur Beurteilung und Dokumentation von Bewegungsumfängen wird entsprechend dem internationalen Standard die Neutral-Null-Methode verwendet (178). Zur isolierten Überprüfung der glenohumeralen Beweglichkeit wird die Bewegung der Skapula durch manuelle Fixierung mit dem Codman-Handgriff unterdrückt, während der Arm des Patienten mit der anderen Hand passiv in alle Bewegungsrichtungen geführt wird. Eine gründliche Untersuchung des aktiven und passiven Bewegungsumfangs im Vergleich zur gesunden Gegenseite ist von entscheidender Bedeutung (151):

- Abduktion und Anteversion: Einschränkungen oder Schmerzen können auf ein Impingement, eine Rotatorenmanschettenläsion oder Arthrose hinweisen.
- Rotation: Innen- und Außenrotation sind wichtige Tests zur Beurteilung der Funktion der Rotatorenmanschette und des Kapsel-Band-Apparats. Ein eingeschränkter aktiver und passiver Bewegungsumfang, insbesondere in der Außenrotation, ist typisch für eine adhäsive Kapsulitis, kann jedoch auch auf eine fortgeschrittene Omarthrose hinweisen (177).

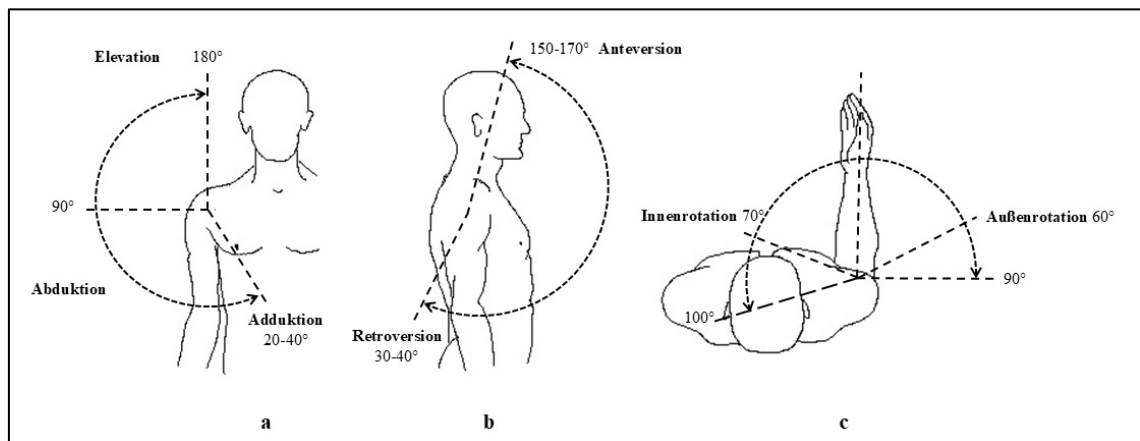


Abb. 7: Bewegungsumfänge im Schultergelenk. Als Kugelgelenk besitzt die Schulter drei Freiheitsgrade mit sechs Hauptbewegungsrichtungen. a: Abduktions- und Adduktionsbewegung entlang der Sagittalachse. Bewegungen ab 90° werden auch als Elevation bezeichnet. b: Anteversions- und Retroversionsbewegung entlang der Horizontalachse. c: Innen- und Außenrotationsbewegung entlang der Längsachse. Eigene Abbildung, modifiziert nach (52).

Skapulaanalyse

Die Rolle und Funktion der Skapula wird im klinischen Kontext oft missverstanden, was häufig zu einer unvollständigen Untersuchung und Diagnose von Schulterbeschwerden führt. Dabei spielt die Skapula eine zentrale Rolle in der Schulterfunktion und kann bei Schulterverletzungen von entscheidender Bedeutung sein (179).

- *Scapular-Assistance-Test*: Der Angulus inferior scapulae wird bei der aktiven Armflexion durch den Untersucher am Thorax fixiert. Der Test überprüft, ob die Skapulabewegung Schulterschmerzen verursacht und gilt als positiv, wenn die Schmerzsymptomatik reduziert und der Bewegungsumfang verbessert wird (179).
- *Lateral-Scapular-Slide-Test*: Der Abstand des Angulus inferior scapulae zum nächstgelegenen Proc. spinosus der Wirbelsäule wird in drei verschiedenen Positionen gemessen (0° Abduktion mit herabhängenden Händen, 45° Abduktion mit den Händen auf den Hüften, 90° Abduktion mit maximaler Innenrotation). Der Test untersucht die skapulothorakale Positionierung, wobei ein Seitenunterschied von mehr als 1,5 cm als pathologisch gilt (179).
- Skapuladyskinesie nach Kibler: Die Skapuladyskinesie kann nach Kibler in vier Typen eingeteilt werden (179, 180):
 - Typ I: In Ruhe zeigt sich ein prominenter Angulus inferior scapulae, der bei Bewegung eine Rotation und dorsale Kippung um die horizontale Achse erfährt.

- Typ II: Prominente Margo medialis scapulae in Ruhe, bei Bewegung dorsale Kippung der Margo medialis scapulae und Rotation um die vertikale Achse.
- Typ III: Superiore Translation der Skapula mit prominentem Angulus superior scapulae in Ruhe. Bei der Armbewegung wird die Bewegung durch ein „Schulterzucken“ eingeleitet, aber ohne, dass ein „Skapula-Winging“ auftritt. Die Bewegungsachse liegt in der Sagittalebene.
- Typ IV: Symmetrische und physiologische Stellung der Skapula in Ruhe, möglicherweise mit einem Tiefstand des dominanten Arms. Bei Armbewegung rotieren die Schulterblätter symmetrisch nach oben mit physiologischer Lateralverschiebung des Angulus inferior und anliegender Margo medialis an der Thoraxwand.

Kraftprüfung

Die Messung der Muskelkraft erfolgt durch den Vergleich beider Seiten und dient der Überprüfung einzelner Muskeln oder Muskelgruppen. Sie kann manuell oder instrumentell durchgeführt werden, wobei ein strukturierter Ablauf notwendig ist, um Schwächen zu quantifizieren und deren Ursachen (neurogen, strukturell oder schmerzbedingt) zu identifizieren. Zur standardisierten Dokumentation wird die Einteilung des *Medical Research Council* verwendet (170):

- 5: Normale Muskelkraft
- 4: Aktive Armbewegung gegen Widerstand
- 3: Aktive Armbewegung gegen die Schwerkraft
- 2: Aktive Armbewegung unter Aufhebung der Schwerkraft
- 1: Muskelkontraktionen sichtbar, keine aktive Bewegung möglich
- 0: Keine Muskelkontraktion sichtbar

Selektive Funktions- und Provokationstests der Schulter

Untersuchung der Rotatorenmanschette

Zur Beurteilung der Unversehrtheit der Rotatorenmanschette werden primär Schmerz und Funktionsverlust berücksichtigt. Im Folgenden werden einige Tests beispielhaft dargestellt, die auf eine Läsion der Rotatorenmanschette hinweisen.

- Jobe-Test (*Empty-Can-Test*, *Full-Can-Test*): Dient der Integritätsprüfung des SSP (181). Der Arm des Patienten wird in 90° Abduktion und 30° Flexion gebracht sowie um 45° innenrotiert (*Empty Can-Test*). Der Untersucher übt nun einen Druck von kranial auf den Unterarm aus, während der Patient versucht, diese Position zu halten. Schmerzen oder eine Schwäche deuten auf eine posteriore Läsion des SSP hin. Der *Full-Can-Test* (Arm in 90° Abduktion, 30° Flexion und 45° Außenrotation) spricht verstärkt die anterioren Anteile des SSP an (182).
- *Drop-Arm-Test*: Der betroffene Arm wird passiv in eine 90° Abduktion gebracht und der Patient gebeten, den Arm in dieser Position zu halten. Kann der Arm nicht aktiv gehalten werden und fällt ab, gilt der Test als positiv, was auf eine Läsion der SSP-Sehne hinweist (183).
- *Hornblower-Zeichen*: Bei einer Läsion des ISP und des TM ist der Test positiv. Der Patient wird aufgefordert, die Hand zum Mund zu führen. Bei einem Ausfall der Außenrotatoren gelingt dies nur, wenn der Ellenbogen zusätzlich angehoben wird (184).
- *Außenrotations-Lag-Sign*: Der im Ellenbogen 90° flektierte und passiv in Außenrotation gebrachte Arm kann bei einer Schädigung der Sehne des SSP, ISP und des TM nicht aktiv in dieser Position gehalten werden (185). Alternativ kann dieser Test auch in 90° Abduktion durchgeführt werden, um die Funktion des Deltamuskels zu minimieren und die Außenrotationskraft der Rotatorenmanschette isoliert zu testen (170).
- *Innenrotations-Lag-Sign*: Der Arm des Patienten wird passiv aus der Position des Lift-off-Tests angehoben und sollte in dieser angehobenen Position gehalten werden. Kann der Arm nicht gehalten werden und fällt zurück auf den Rücken, deutet dies auf eine mögliche Läsion der SSC-Sehne hin (185).
- *Lift-off-Test*: Der Patient legt die Hand hinter den Rücken und drückt gegen Widerstand nach hinten. Schmerzen oder Schwäche deuten auf eine Läsion des SSC hin (186).
- *Bear-Hug-Test*: Der Patient wird gebeten, die Hand der betroffenen Seite auf die kontralaterale Schulter zu drücken, während der Untersucher mit der eigenen Hand Widerstand dagegen ausübt. Bei Schmerzen oder einem Kraftdefizit wird der Test als positiv gewertet und deutet auf eine SSC-Sehnenläsion hin (187).

- *Belly-Press-Test*: Dient der Funktionsprüfung der SSC-Sehne. Beide Hände sollten auf Höhe des Bauchnabels fest auf den Bauch gepresst und die Ellenbogen in maximaler Innenrotation vorne vor dem Körper gehalten werden. Wenn der Ellenbogen des betroffenen Armes nicht gehalten werden kann, ist der Test positiv (188).

Untersuchung der langen Bizepssehne bzw. des Bizepssehnenankers

Rotatorenmanschettenläsionen treten häufig in Verbindung mit Pathologien der LBS auf (119). Daher ist eine präoperative Beurteilung der LBS entscheidend, um den Bedarf einer zusätzlichen operativen Therapie abschätzen zu können. Bereits bei der Inspektion weist ein nach distal dislozierter Muskelbauch des M. biceps brachii auf eine vollständige proximale Ruptur der LBS hin und wird als Popeye-Zeichen beschrieben. Obwohl in der Literatur zahlreiche diagnostische Tests zur Identifizierung von SLAP-Läsionen vorgestellt wurden, existiert kein eindeutiger Test zur Bestätigung der Diagnose. Die Kombination verschiedener klinischer Tests erhöht die Aussagekraft in der Diagnostik von SLAP-Läsionen (189).

- *Palm-Up-Test*: Der Patient drückt den vollständig supinierten, 90° abduzierten und 30° horizontalflektierten Arm gegen den Untersucher nach oben. Sofern Schmerzen auftreten, ist der Test als positiv zu werten und deutet auf eine Schädigung der LBS oder des Bizepssehnenankers hin (170).
- *Speed-Test*: Der supinierte und im Ellenbogen leicht flektierte Arm soll aktiv gegen den Widerstand des Untersuchers angehoben werden. Eine Schmerzprovokation deutet ebenfalls auf eine Läsion der LBS hin (190, 191).
- *Yergason-Test*: Der Patient wird aufgefordert, den im Ellenbogen 90° flektierte Arm gegen den Widerstand des Untersuchers zu supinieren. Schmerzen weisen auf eine LBS-Pathologie oder SLAP-Läsion hin (192).
- *O'Brien-Test/Active-Compression-Test*: Der Patient wird aufgefordert, den maximal innenrotierten, in 90° flektierten und in 10° horizontaladduzierten Arm gegen Widerstand nach oben zu drücken. Löst diese aktive Bewegung Schmerzen aus, ist der Test positiv und deutet auf eine SLAP- bzw. Labrum-Läsion hin. Anschließend bringt der Patient den Arm in eine vollständige Außenrotation, so dass die Handfläche nach oben zeigt. Bei Vorliegen einer SLAP-Läsion sollte sich der Schmerz deutlich reduzieren. Außerdem löst der Test bei bestehender AC-Gelenkspathologie zusätzlich Schmerzen im AC-Gelenk aus (193).

- *Crank-Test*: Der Arm des Patienten wird 160° flektiert und der Ellenbogen 90° gebeugt. Der Untersucher übt nun einen axialen Druck auf den Humerus aus und führt gleichzeitig eine Innen- und Außenrotation durch. Der Test weist auf eine SLAP- oder Labrum-Läsion hin, sofern Schmerzen oder ein Schnappen im Glenohumeralgelenk auftreten (194).
- *Supine-Flexion-Resistance-Test*: Der in Rückenlage liegende Patient legt den maximal flektierten Arm auf die Untersuchungsfläche ab, die Handflächen sind dabei zur Decke gerichtet. Der Patient wird aufgefordert, eine Wurfbewegung durchzuführen, die durch Aufbringen von Widerstand des Untersuchers blockiert wird. Bei Vorliegen einer SLAP-Läsion treten Schmerzen im Inneren des Schultergelenkes auf (195).
- *Biceps-Load-Test II*: Der Patient liegt auf dem Rücken, während der Arm 120° abduziert und maximal außenrotiert wird, mit dem Ellenbogen in 90° Flexion und dem Unterarm in Supination. Aus dieser Position wird der Ellenbogen gegen Widerstand gebeugt. Ein positives Testergebnis liegt vor, wenn die Anspannung Schmerzen auslöst oder bestehende Schmerzen verstärkt, was auf eine SLAP-Läsion hindeutet (196).

Impingement-Tests

Das Impingement-Syndrom beschreibt eine mechanische Einengung im Subakromialraum, die v.a. bei Abduktionsbewegungen Schmerzen sowie nächtliche Beschwerden verursacht (153). Aufgrund der teils unspezifischen Abgrenzung zu anderen Schulterpathologien, wie partiellen Rotatorenmanschettenrupturen oder Läsionen der LBS, wird die Diagnose häufig überdiagnostiziert. Daher ist eine präzise klinische Untersuchung entscheidend, um eine klare Differenzierung von anderen Erkrankungen zu ermöglichen (170).

- *Painful Arc* (schmerzhafter Bogen): Schmerzen zwischen 60° und 120° Abduktion deuten auf eine Pathologie im Subakromialraum hin.
- *Hawkins-Kennedy-Test*: Der antevertierte Arm des Patienten wird in einem 90° gebeugten Ellenbogen maximal nach innen rotiert, wobei Schmerzen des Patienten auf ein subakromiales oder subkorakoidales Impingement hindeuten (197).
- *Neer-Test*: Eine Hand stabilisiert die Skapula, um Mitbewegungen zu verhindern, während die andere den innenrotierten Arm des Patienten in eine forcierte

Elevation anhebt. Schmerzen während dieser Bewegung gelten als positives Zeichen für ein Impingement-Syndrom (153).

AC-Gelenk-Tests

Das AC-Gelenk kann aufgrund seiner oberflächlichen Lage gut inspiziert und untersucht werden. Die AC-Gelenkarthrose und die AC-Gelenkinstabilität gehören zu den häufigsten Erkrankungen des AC-Gelenks und können in der klinischen Untersuchung gut erfasst werden (182). Es wird empfohlen, nicht ausschließlich einen einzelnen Test zu verwenden, sondern mehrere Tests zu kombinieren, um die diagnostische Genauigkeit zu erhöhen (198).

- Klaviertastenphänomen: Bei einer AC-Gelenksluxation entsteht ein relativer Hochstand der Klavikula der betroffenen Seite, da der Arm im Seitenvergleich tiefer hängt. Bei Verdacht auf eine Instabilität des AC-Gelenks sollte die Untersuchung neben der kraniokaudalen auch eine anteroposteriore Druckprüfung umfassen (170).
- Horizontaladduktionstest/*Cross-Body*-Test: Der Arm des Patienten wird bei gebeugtem Ellenbogen 90° flektiert und in 90° Innenrotation gebracht mit anschließender forcierter Horizontaladduktion, um einen Stauchungsstress im AC-Gelenk zu provozieren (199).
- O'Brien-Test (*Active-Compression*-Test): Wie oben bereits erwähnt, wird der Test sowohl zur Diagnose von AC-Gelenkspathologien als auch von LBS-Pathologien eingesetzt. Bei Verletzungen des AC-Gelenks treten typischerweise Schmerzen im Bereich des AC-Gelenks auf, während bei einer LBS-Pathologie v.a. Schmerzen im Inneren des Gelenks verspürt werden (193).
- Hoher schmerzhafter Bogen („Hoher *Painful Arc*“): Der Arm des Patienten wird aus der Neutral-Null-Stellung aktiv und passiv abduziert. Schmerzen zwischen 140° und 180° Abduktion weisen auf eine Pathologie im AC-Gelenk hin (182).

1.4.2 Bildgebende Verfahren in der Schulterdiagnostik

Bildgebende Verfahren sind in der Diagnostik von Schulterverletzungen von zentraler Bedeutung, da sie eine präzise Darstellung der komplexen Schulteranatomie sowie potenzieller Verletzungen erlauben. Zu den wichtigsten bildgebenden Techniken zählen die Röntgen- und Ultraschalldiagnostik sowie die CT und MRT.

Die Ultraschalluntersuchung ermöglicht die Visualisierung von oberflächlichen und tiefen Gewebestrukturen, indem Echos gepulster Ultraschallwellen aufgezeichnet werden, die in das Gewebe gesendet und von den verschiedenen Gewebeschichten zurück zum Schallkopf reflektiert werden (6). Die Schultersonografie ist als primäres Bildgebungsverfahren geeignet, da sie sowohl schnell verfügbar als auch kostengünstig durchgeführt werden kann, jedoch stark von der Erfahrung des Untersuchers abhängig ist (200). Darüber hinaus ermöglicht die Schultersonografie eine dynamische Untersuchung der Sehnen, die zudem keine Nebenwirkungen aufweist (201). Die Sonografie des Schultergelenkes erfolgt nach den Empfehlungen der Deutschen Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (DEGUM) beim sitzenden Patienten in sechs Standardebenen, mit jeweils einem Transversal- und Longitudinalschnitt in der dorsalen, lateral-superioren und der ventralen Region. Tabelle 2 zeigt die Standardebenen und die Zuordnung der anatomischen Strukturen, die in den jeweiligen Ebenen dargestellt werden können.

Ventrale Region		Lateral-superiore Region		Dorsale Region	
transversal	longitudinal	transversal	longitudinal	transversal	longitudinal
SSP	LBS	SSP	SSP	ISP	ISP
LBS	M. deltoideus	ISP	ISP	TM	TM
M. deltoideus		SSC		Dorsales Labrum	SSP
Bursae		Bursae		M. deltoideus	M. deltoideus
		LBS		Bursa subdeltoidea	
		M. deltoideus			

Tabelle 2: Sonografische Standardschnitte der Schulter nach Empfehlung der Deutschen Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin (DEGUM). SSP: M. supraspinatus; LBS: Lange Bizepssehne; M.: Musculus; ISP: M. infraspinatus; SSC: M. subscapularis; TM: M. teres minor. Eigene Tabelle, modifiziert nach (171).

Die Röntgenuntersuchung spielt in der Primärdiagnostik der schmerzhaften Schulter eine wichtige Rolle, da sie ein schnelles und zuverlässiges bildgebendes Verfahren darstellt, mit dem viele Schultererkrankungen identifiziert werden können (202). Abhängig von der klinischen Fragestellung stehen einige Standardebenen sowie zahlreiche Spezialaufnahmen zur Verfügung. Die Röntgendiagnostik sollte standardmäßig in mindestens zwei Ebenen erfolgen: In der Frontalebene als anteroposteriore und in der Transversalebene als axiale Aufnahme (203, 204). Die Y-Aufnahme (Skapulatangentialaufnahme, *Outlet-View*) stellt eine ergänzende Option dar, insbesondere für Patienten mit Schmerzen, die aufgrund ihrer Beschwerden nicht in der Lage sind, die für eine axiale Aufnahme erforderliche Abduktion im Glenohumeralgelenk durchzuführen (171).

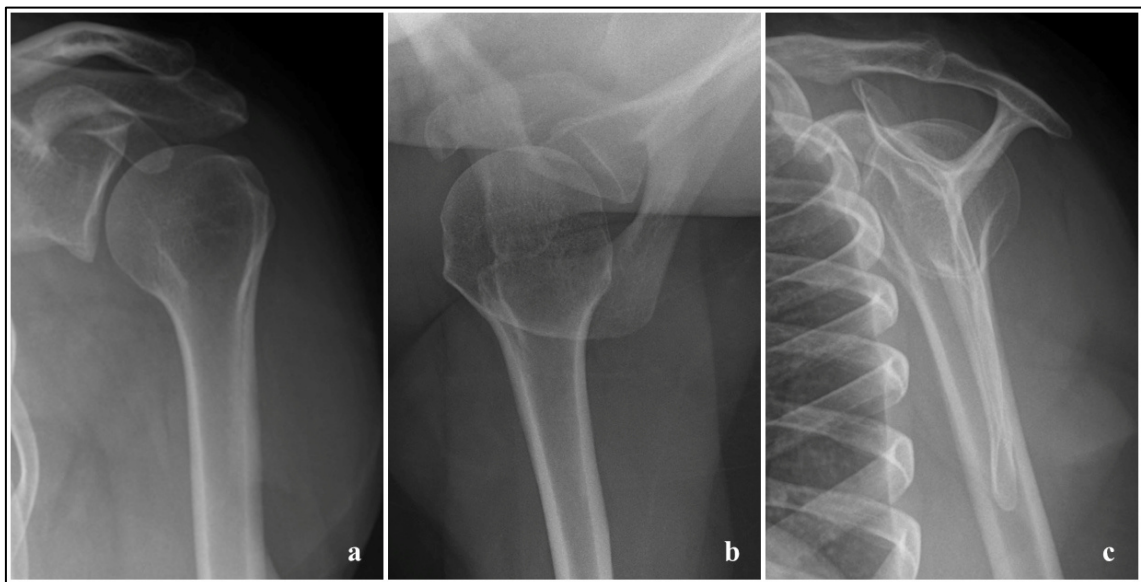


Abb. 8: Konventionelle Röntgendiagnostik in 3 Ebenen. a: anteroposteriore (a.-p.) Aufnahme, b: axiale Aufnahme, c: Y-Aufnahme. Eigene Abbildung.

Die CT gehört nicht zur Routinediagnostik und wird hauptsächlich zur Darstellung knöcherner Verletzungen, insbesondere komplexer Frakturen, sowie zur präoperativen Planung eingesetzt. Ähnlich der MRT liefert die CT Schnittbilder und kann bei MRT-Kontraindikationen als Arthro-CT zur Diagnostik von Rotatorenmanschetten- oder Kapsel-Labrum-Läsionen eingesetzt werden (171).

Die MRT ist in der Diagnostik von Kapsel-Band- oder Sehnenverletzungen der Schulter das bildgebende Verfahren der Wahl (22). Sie ermöglicht eine umfassende Beurteilung von Muskeln und Sehnen der Rotatorenmanschette, des Labrums, der LBS sowie der glenohumeralen und acromioclavicularen Gelenke (205).

Zu den Vorteilen der MRT gehören neben der fehlenden Strahlenbelastung, die optimale Darstellung von Weichteilstrukturen über einen hohen Weichteilkontrast sowie die Möglichkeit der multiplanaren Darstellung verletzungsbedingter Veränderungen (206). Je nach gewünschter Darstellung anatomischer und pathologischer Strukturen werden MRT-Routinesequenzen in der axialen, parasagittalen (parallel zur Gelenkfläche des Glenoids) und der parakoronalen (parallel zum Verlauf der Sehne des M. supraspinatus) Ebene akquiriert (siehe Tabelle 3). Dabei können unterschiedliche Sequenzen wie Spinecho- (SE) oder Gradienten-Echo-Sequenzen (GRE) mit jeweils unterschiedlichen Wichtungen (T1, T2 oder protonendichte (PD)-gewichtete Sequenzen) erzeugt werden (22). Je nach diagnostischer Fragestellung kann bei der MRT-Untersuchung zusätzlich ein Kontrastmittel eingesetzt werden, entweder durch intravenöse (indirekte Arthrographie) oder intraartikuläre Injektion (direkte Arthrographie).

Pathologie	1. Hauptebene	2. Hauptebene	MRT-Zeichen
SSP/ISP	parakoronal	parasagittal	Kontinuitätsunterbrechung mit T2-Signalanhebung
SSC	axial	parakoronal	Kontinuitätsunterbrechung mit T2-Signalanhebung
Bizepssehnenanker	parakoronal mit i.a. KM	axial	Signalanhebung sublabral nach lateral ins Labrum/in die Bizepssehne reichend
LBS	axial	parakoronal	Signalanhebung peritendinös, leerer Sulkus, Subluxation/Luxation aus Pulley-Schlinge
Labrum	axial	parakoronal	Signalanhebung, Ablösung vom Glenoidrand
Knorpel	axial	parakoronal	Ausdehnung in mm ² und Bestimmung vollschichtiger/teilschichtiger Knorpeldefekte in knorpelsensitiven Sequenzen
Knochen	parakoronal	parasagittal/axial	Bestimmung des Knochenmarks in SE-T1-Bild, Größe und Ausdehnung von Defekten/Nekrosen
Weichteile	parakoronal	axial/parasagittal	Bestimmung von Größe/Lage/Signalverhalten in allen Sequenzen

Tabelle 3: Zusammenfassung der wichtigsten Schulterpathologien mit entsprechenden MRT-Hauptebenen und MRT-Zeichen. SSP: M. supraspinatus, ISP: M. infraspinatus, SSC: M. subscapularis, LBS: Lange Bizepssehne, i.a.: intraartikulär, KM: Kontrastmittel. Eigene Tabelle, modifiziert nach (207).

1.5 Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Die MRT basiert im Wesentlichen auf den Grundsätzen der Kernspinresonanz und nutzt die Eigenschaft des Eigendrehimpulses von Atomkernen (Kernspin) mit ungerader Protonen- bzw. Neutronenzahl (208). Sie beruht auf den magnetischen Momenten von Wasserstoffkernen, die in Körperflüssigkeiten reichlich vorkommen. Die Wechselwirkung dieser Kerne mit einem starken Magnetfeld und Hochfrequenzimpulsen ist das grundlegende Prinzip der MRT-Technologie (209). Wasserstoffatome besitzen als Kern ein Proton, um welches das Elektron der Hülle kreist. Das Wasserstoffproton besitzt eine positive elektrische Ladung, wodurch ein magnetisches Moment entsteht und dadurch ein messbares, magnetisches Feld. Der entstandene Dipol ähnelt dabei einem Stabmagneten, dessen magnetische Pole entlang seiner Rotationsachse ausgerichtet sind (210). Im physiologischen Zustand nehmen die Protonen eine zufällige Lage im Raum ein. Befinden sich die Wasserstoffprotonen in einem starken elektrischen Feld, so richten sich die Kernspin-Achsen an den Feldlinien parallel und antiparallel aus. Neben der Drehung um die eigene Achse (Kernspin-Achse) rotieren die Teilchen auch um die Achse des Hauptmagnetfeldes. Diese Rotationsbewegung, bekannt als Präzessionsbewegung, tritt mit einer charakteristischen Frequenz auf, der sogenannten Larmorfrequenz (Präzessionsfrequenz der Spins in einem Magnetfeld), die proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist (211).

Die Larmorfrequenz

Die Larmorfrequenz wird mithilfe der Larmorgleichung berechnet, die den Zusammenhang zwischen der Larmorfrequenz ω_0 in Megahertz [MHz], dem gyromagnetischen Verhältnis γ_0 (charakteristisch für jedes Element, für Protonen 42,58 MHz/T) und der Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 in Tesla [T] beschreibt (212):

$$\omega_0 = \gamma_0 * B_0$$

Wird vom MRT-Gerät nun das äußere Magnetfeld B_0 erzeugt, richten sich die Spins entsprechend aus. Das System geht schließlich in einen stabilen Zustand über und eine Längsmagnetisierung M_Z , in Z-Richtung eines Koordinatensystems, wird aufgebaut. Werden anschließend zusätzliche Hochfrequenz (HF)-Impulse eingestrahlt, geraten die Spins in Anregung und kippen aus ihrer Ausrichtung. Damit einhergehend kippt die Längsmagnetisierung M_Z aus der Z-Richtung heraus, wodurch das Spin-System angeregt wird. Wird ein HF-Impuls in der richtigen Leistung und Dauer angelegt, kann eine Spin-

Auslenkung um 90° erreicht werden. Dadurch wird die Längsmagnetisierung M_Z in die XY-Ebene gekippt und es entsteht eine Quer- bzw. Transversalmagnetisierung M_{XY} . Aufgrund des Magnetfeldes B_0 versuchen die Spins wieder in die Längsmagnetisierung M_Z zu kippen. Dies führt zu einer Rotation der Quermagnetisierung M_{XY} , wodurch eine Wechsellspannung in der Empfangsspule induziert wird.

T1- und T2-Relaxation

Nach Abschalten des HF-Impulses kehren die Protonen durch zwei parallele Prozesse in ihren Gleichgewichtszustand zurück: die T1-Relaxation (longitudinale Relaxation) und die T2-Relaxation (transversale Relaxation) (208). Die Quermagnetisierung M_{XY} nimmt nach Abschaltung des HF-Impulses über die Zeit ab, das MR-Signal wird geringer und die Längsmagnetisierung M_Z baut sich aufgrund des äußeren Magnetfeldes B_0 wieder auf. Dieser Vorgang wird als longitudinale Relaxation oder T1-Relaxation definiert. Sie wird auch als Spin-Gitter-Relaxation bezeichnet, da Energie an die Umgebung (das „Gitter“) abgegeben wird. Gewebe mit kurzer T1-Zeit, wie Fett, kehren schneller in den Gleichgewichtszustand zurück und erscheinen in T1-gewichteten Bildern hell. Die Zeitkonstante des Umklippens heißt T1 und gibt die Zeit an, in der ca. 63 % der ursprünglichen Längsmagnetisierung M_Z wieder erreicht ist. Die T1-Relaxationszeit hängt sowohl von der Stärke des äußeren Magnetfeldes B_0 als auch von der Gewebeart ab.

Parallel und unabhängig davon erfolgt die transversale Relaxation oder T2-Relaxation. Dieser Prozess beschreibt den Verlust der Transversalmagnetisierung M_{XY} durch die Dephasierung der Spins, wodurch der Summenvektor in der XY-Ebene verschwindet. Dabei geben die Spins jedoch keine Energie an das umliegende Gewebe ab. Stattdessen tauschen die Spins untereinander Energie aus. Ein Vorgang, der als Spin-Spin-Wechselwirkung bezeichnet wird. Gewebe mit langer T2-Zeit, wie Flüssigkeiten, behalten die Quermagnetisierung M_{XY} länger bei und erscheinen in T2-gewichteten Bildern heller. Die Zeitkonstante T2 gibt an, wann die Quermagnetisierung M_{XY} auf 37 % ihres ursprünglichen Wertes abgefallen ist (208).

Zusätzlich wird die transversale Relaxation durch Inhomogenitäten im Magnetfeld beeinflusst, was die Dephasierung der Spins beschleunigt. Dieser schnellere Zerfall wird durch die Zeitkonstante T2* beschrieben. Die Inhomogenitäten, die den T2*-Effekt verursachen, treten häufig an Gewebegrenzflächen (z. B. zwischen Gewebe und Luft) auf oder entstehen durch lokale magnetische Felder, wie etwa durch Eisenpartikel (211). Der Signalabfall, der durch den T2*-Effekt hervorgerufen wird, wird als *Free Induction*

Decay (FID) bezeichnet. Der T2*-Effekt kann durch die Anwendung eines 180°-Impulses teilweise ausgeglichen werden, wodurch ein MR-Signal entsteht, das als Spin-Echo bezeichnet wird (213).

Entstehung des Bildkontrasts

Der Bildkontrast und die Helligkeit eines Gewebes im MRT-Bild werden durch drei Hauptparameter bestimmt: Protonendichte, T1-Relaxationszeit und T2-Relaxationszeit (211). Für die Erstellung eines MRT-Bildes muss eine Gewebeschicht mehrfach hintereinander angeregt und gemessen werden. Die Zeit zwischen zwei aufeinanderfolgenden Anregungen der Gewebeschicht wird als Repetitionszeit (*Time Repetition*; TR) bezeichnet. Die TR beeinflusst maßgeblich die T1-Gewichtung: Eine kurze TR führt zu einer starken T1-Gewichtung, sodass Gewebearten mit kurzer T1-Relaxationszeit, wie Fett, in T1-gewichteten Bildern hell erscheinen (211).

Die Echozeit (*Time Echo*; TE) ist der Zeitraum zwischen der Anregung und Signalaufnahme. Sie bestimmt insbesondere die T2-Gewichtung: Eine lange TE führt zu einer hohen T2-Gewichtung, so dass Gewebearten mit langer T2-Relaxationszeit in T2-gewichteten Bildern hell dargestellt werden (211).

Ein weiterer Parameter ist der Flipwinkel (Pulswinkel). Dieser beschreibt den Winkel, den die Magnetisierung nach einem HF-Impuls im Verhältnis zur ursprünglichen Ausrichtung des Magnetfeldes B_0 einnimmt. Der Flipwinkel bestimmt, wie stark die Spins angeregt werden. Ein Flipwinkel von 90° führt beispielsweise zur maximalen Umwandlung der Längsmagnetisierung in eine transversale Magnetisierung (214).

Die T1- und T2-Relaxationszeiten sind gewebespezifisch, was die Unterscheidung von Strukturen im MRT-Bild ermöglicht. Die Signalintensität der verschiedenen Gewebearten wird als Bild dargestellt: Bereiche mit hoher Signalintensität erscheinen weiß, während Bereiche mit niedriger Signalintensität dunkel sind. Die Signalintensität hängt von den physikalischen Eigenschaften des Gewebes, dem Sequenztyp und den gewählten MRT-Parametern ab (211).

Die Protonendichte, welche die Anzahl der anregbaren Spins pro Volumeneinheit beschreibt, legt das maximal mögliche Signal eines Gewebes fest. Um den Einfluss von T1 und T2 zu minimieren und die Protonendichte hervorzuheben, werden sogenannte protonen- oder dichtegewichtete Bilder erstellt. Diese zeichnen sich durch eine lange

Repetitionszeit und eine kurze Echozeit aus und weisen ein höheres SNR auf als T1- und T2-gewichtete MRT-Bilder (211).

Das SNR beschreibt das Verhältnis zwischen dem MRT-Signal und dem Bildrauschen. Rauschen, das die Bildqualität beeinträchtigt, entsteht durch verschiedene Faktoren, wie patientenspezifische Merkmale, technische Limitationen des MRT-Systems und Prozesse der Bildverarbeitung (208). Ziel der Optimierung der MRT-Bildgebung ist es, das SNR so hoch wie möglich zu halten, um eine präzise und klare Bilddarstellung zu erzielen. Das SNR wird durch mehrere Parameter beeinflusst, darunter die Schichtdicke, die Bandbreite, das Sichtfeld (*Field of View*; FOV), die Matrixgröße, die Anzahl der Messungen, die TR, die TE, der Pulswinkel, die Magnetfeldstärke und die verwendeten Spulen (211).

Ortskodierung

Die MRT nutzt die Ortskodierung, um Bilder zu erzeugen. Hierbei spielen Magnetfeldgradienten eine zentrale Rolle, da sie räumlich unterschiedliche Magnetfeldstärken erzeugen (211). Der Z-Gradient dient der Auswahl einer bestimmten Schicht. Durch das Anlegen eines Magnetfeldgradienten entlang der Z-Achse variiert die Larmorfrequenz entlang dieser Achse. Ein angelegter HF-Impuls mit einer spezifischen Frequenz regt nur die Protonen an, deren Resonanzfrequenz mit der Frequenz des HF-Impulses übereinstimmt. Dadurch werden nur Protonen innerhalb der gewünschten Schicht selektiv angeregt (211).

Die Ortskodierung erfolgt innerhalb der ausgewählten Schicht durch Phasenkodierung und Frequenzkodierung. Für die Phasenkodierung wird ein Gradient entlang der Y-Achse für kurze Zeit angelegt, wodurch sich die Präzessionsgeschwindigkeit der Protonen in verschiedenen Positionen der Schicht vorübergehend unterscheidet. Dies führt zu einer Phasenverschiebung der Spins, die abhängig von ihrer Position entlang der Y-Achse ist (211).

Anschließend wird ein weiterer Gradient, der Frequenzgradient, kontinuierlich entlang der X-Achse angelegt. Dieser bewirkt, dass Protonen an unterschiedlichen Positionen entlang der X-Achse unterschiedliche Präzessionsfrequenzen aufweisen. Die Frequenzkodierung ermöglicht so die eindeutige Zuordnung der Protonenpositionen entlang der X-Achse. Die Kombination aus Phasen- und Frequenzkodierung erlaubt eine exakte Lokalisation (Ortskodierung) der Signalquellen innerhalb der Schicht.

Die empfangenen Signale aus der Phasen- und Frequenzkodierung werden im sogenannten k-Raum gespeichert, einem Datenraum, in dem die Signalinformationen als komplexe Zahlen abgelegt werden. Jede Messung mit einer spezifischen Kombination von Phasen- und Frequenzgradienten trägt zur sukzessiven Füllung des k-Raums bei. Um aus den k-Raum-Daten ein visuelles Bild zu erzeugen, wird eine Fourier-Transformation angewendet. Diese mathematische Methode wandelt die im k-Raum gespeicherten Frequenz- und Phaseninformationen in ein räumliches Bild um. Dabei werden die im Signal kodierten Frequenzunterschiede und Phasenverschiebungen in reale Ortskoordinaten überführt. Das resultierende Bild zeigt die Signalintensitäten der verschiedenen Gewebetypen. Diese Intensitäten werden durch Unterschiede in der Protonendichte, T1- und T2-Relaxationszeiten sowie durch die Wahl der spezifischen MRT-Parameter bestimmt (211).

MRT-Sequenzen

In der MRT steht eine Vielzahl von Sequenzen zur Bildgebung zur Verfügung, die spezifische Bildkontraste erzeugen und verschiedene Anwendungen ermöglichen. Die am häufigsten genutzten Sequenzen sind T1-, T2- und PD-gewichtete Sequenzen, die mithilfe von Spin-Echo- (SE), FSE- und GRE-Techniken erzeugt werden (215).

Bei der klassischen SE-Sequenz wird die transversale Magnetisierung zunächst durch einen 90° -HF-Impuls angeregt. Die Spins dephasieren aufgrund von Feldinhomogenitäten. Ein darauffolgender 180° -Impuls kehrt die Reihenfolge der Spins um, wodurch sie sich wieder in Phase treffen. Diese Rephasierung erzeugt ein Echo, das überwiegend T2-gewichtet ist. SE-Sequenzen sind weiterhin der Standard für T1- und PD-gewichtete Bilder und bieten eine hohe Bildqualität und Robustheit gegenüber Magnetfeldinhomogenitäten. FSE-Sequenzen beschleunigen die Akquisition, indem mehrere 180° -Impulse in einer Sequenz verwendet werden. Dadurch werden mehrere Echos während einer Messung erzeugt und die Untersuchungszeit erheblich verkürzt (211).

GRE-Sequenzen nutzen anstelle eines 180° -Impulses einen Gradientenimpuls, mit dem die Spins zunächst dephasiert und anschließend rephasiert werden (208). Zunächst bewirkt der Frequenzkodiergradient eine Dephasierung der Spins, gefolgt von einer Umstellung auf positive Polarität, die die Dephasierung zurückführt und ein Echo erzeugt. Der Hauptvorteil von GRE-Sequenzen liegt in ihrer kurzen TR, die eine schnelle Bildakquisition ermöglicht und Bewegungsartefakte reduziert. Allerdings sind GRE-

Sequenzen empfindlicher gegenüber Feldinhomogenitäten, wodurch das Signal schneller zerfällt (T2*-Effekt). Ein häufiges Problem bei schnellen GRE-Sequenzen mit kurzer TR ist das verbleibende Restsignal von vorherigen Anregungen, das vor der nächsten Messung beseitigt werden muss. Dies erfolgt durch gezielte Dephasierung der Spins, entweder mithilfe spezieller Gradienten (*Gradient Spoiling*) oder durch Hochfrequenzimpulse (*RF Spoiling*). Dieser Prozess wird als *Spoiling* bezeichnet.

Bei *gespoilten* GRE-Sequenzen wird zwischen 2D- und 3D-Varianten unterschieden. 2D-GRE-Sequenzen erstellen einzelne Schichten, wobei zwischen den Schichten ein Abstand bleibt. 3D-GRE-Sequenzen erfassen einen durchgehenden volumetrischen Datensatz ohne Zwischenschichtabstand. Dies erlaubt eine beliebige Rekonstruktion des Datensatzes in jede Richtung und bietet eine hohe räumliche Auflösung (211).

1.6 3D Double-Echo Steady-State MRT-Sequenz

Die 3D DESS Sequenz ist eine spezielle MRT-Bildgebungssequenz, die insbesondere in der dreidimensionalen Bildgebung Anwendung findet. Sie ist eine GRE-Sequenz, basierend auf der *Steady-State Free Precession* (SSFP)-Methode (216). Eine Technik, bei der die Magnetisierung durch kontinuierliche Impulsabfolgen in einem dynamischen Gleichgewicht zwischen transversaler und longitudinaler Magnetisierung gehalten wird. Um diesen Gleichgewichtszustand zu erreichen, werden HF-Impulse mit gleichem Flipwinkel und konstanter TR angewendet, wobei die TR kürzer ist als die T2-Zeit des Gewebes (216). Sobald das Gleichgewicht erreicht wird, entstehen zwei unterschiedliche Signale (217):

1. FID-Signal (S+): Dieses Signal resultiert aus der *Free Induction Decay* (FID) des letzten HF-Impulses. Es enthält eine Mischung aus T1- und T2*-Gewichtung und trägt zur Darstellung morphologischer Strukturen bei.
2. SE-Signal (S-): Dieses Signal entsteht, wenn das Restecho der vorherigen HF-Anregung durch den aktuellen HF-Impuls neu fokussiert wird. Es ist überwiegend T2-gewichtet und liefert Kontraste, die stark von der T2-Zeit des Gewebes abhängen (218).

Durch die gleichzeitige Erfassung zweier SSFP-Echos werden in der DESS Sequenz zwei MRT-Bilder mit unterschiedlichen Kontrasten erzeugt:

1. Das FISP (*Fast Imaging Steady Precession*)-Echo (S+)
2. Das PSIF (*Precession Study Imaging Fast*)-Echo (S-)

In der 3D DESS Sequenz werden die (S+)- und (S-)-Signale zu einem Bild kombiniert (218). Dabei entstehen durch den PSIF-Anteil Bilder mit hohem T2-Kontrast, während der FISP-Anteil morphologische Bilder mit einem durch das T1/T2-Verhältnis dominierten Kontrast erzeugt (216). Der PSIF-Anteil hebt flüssigkeitsreiche Strukturen hervor, während der FISP-Anteil die morphologische Bildgebung unterstützt. Das resultierende Bild bietet eine hohe Detailgenauigkeit und eine klare Gewebedifferenzierung (219). Die 3D DESS Sequenz wird bereits routinemäßig zur präoperativen Evaluation intraartikulärer Pathologien wie Knorpeldefekten oder Gelenkflüssigkeitsansammlungen eingesetzt und ergänzt dabei andere gelenkspezifische MRT-Sequenzen (40). Ein weiterer Vorteil der DESS Sequenz ist die Erzeugung von Arthrogramm-ähnlichen MRT-Bildern durch das starke Flüssigkeitssignal, wodurch Gewebedefekte und Flüssigkeitsansammlungen gut sichtbar werden (37).

1.7 Ziele der Arbeit

Die multiplanare Reformatierung der 3D DESS MRT-Sequenz bietet vielversprechende Möglichkeiten zur Optimierung der diagnostischen Bildgebung der Schulter-MRT. Sie ermöglicht die erweiterte Darstellung von Gelenkstrukturen in verschiedenen Ebenen, was insbesondere bei der Erkennung und Differenzierung komplexer Läsionen von Vorteil sein könnte. Ihre diagnostischen Vorteile wurden bereits bei der Untersuchung anderer Gelenke, wie des Hüftgelenks, nachgewiesen (40).

Studien zur radiären MRT-Bildgebung zeigten eine hohe diagnostische Genauigkeit bei der Darstellung von Rotatorenmanschettenläsionen (38, 42–45). Zur Diagnose von Labrumläsionen (8) oder Verletzungen der proximalen LBS und des Bizeps-Pulley-Systems (47) gibt es jedoch bislang nur wenige Untersuchungen. Die verbesserte Visualisierung anatomischer Strukturen, die durch diese Techniken ermöglicht wird, könnte wesentlich zur präzisen Erkennung von Schulterpathologien beitragen. Dies spielt eine zentrale Rolle bei der Planung gezielter therapeutischer Interventionen und der Optimierung von Behandlungsergebnissen.

Diese Arbeit evaluiert die diagnostische Genauigkeit der 3D DESS MRT mit radiärer und parakoronaler Bildreformatierung zur Beurteilung von SLAP-Läsionen sowie Rupturen der SSP-, ISP- und SSC-Sehne im Vergleich zur konventionellen MRT. Grundlage ist eine vergleichende Analyse bildgebender und intraoperativer Daten, wobei die arthroskopischen Befunde als Referenzstandard dienen.

Die spezifischen Ziele der Arbeit umfassen:

1. Bewertung der Sensitivität und Spezifität der 3D DESS-Technik zur Erkennung von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen.
2. Bestimmung der positiven und negativen Vorhersagewerte (PPW, NPW) für die diagnostische Leistung der 3D DESS MRT.
3. Evaluierung der Intraobserver- und Interobserver-Übereinstimmung zur Beurteilung der Zuverlässigkeit der Technik.
4. Korrelation der 3D DESS MRT mit intraoperativen Befunden zur Validierung der diagnostischen Genauigkeit.

Es wird postuliert, dass die gezielte Beurteilung von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen mittels 3D DESS MRT und radiärer Bildreformatierung eine zuverlässige und präzise Methode zur Diagnostik dieser Pathologien darstellt.

2 Material und Methoden

2.1 Ethikvotum

Die Studie wurde durch ein positives Ethikvotum der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf unter der Studiennummer 6020R sowie der Registrierungsnummer 2017064317 genehmigt. Alle Patienten wurden ausführlich über die Studie aufgeklärt und erteilten im Vorfeld schriftlich ihr Einverständnis zur Studienteilnahme.

2.2 Studienaufbau und Patientenkollektiv

Für diese retrospektive Studie wurden 20 erwachsene Patienten in die Analyse eingeschlossen, die sich aufgrund anhaltender Schmerzen und Bewegungseinschränkungen im Schultergelenk in der Orthopädischen Klinik des Universitätsklinikums Düsseldorf vorstellten und sich einer Schulterarthroskopie unterzogen. Die Patientenakquise erstreckte sich von April 2018 bis Februar 2020. Die Befunde der MRT-Sequenzen sowie die arthroskopischen Befunde bildeten die Grundlage für die statistische Analyse dieser Arbeit und wurden miteinander verglichen. Der arthroskopische Befund sowie die Graduierung der Labrum- und Rotatorenmanschettenverletzung dienten dabei als Goldstandard für die statistische Analyse.

Das Patientenkollektiv unterteilte sich in zehn weibliche und zehn männliche Patienten (siehe Tabelle 5). Das Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der MRT-Untersuchung lag bei 58,25 Jahren mit einer Standardabweichung von 14,25 Jahren. Der jüngste Proband war 22 Jahre alt, der älteste 76 Jahre.

Zu den Ausschlusskriterien zählten Voroperationen der betroffenen Schulter, eine fortgeschrittene Arthrose des Schultergelenks (Omarthrose), ein Alter unter 18 Jahren, eine vorliegende Schwangerschaft sowie künstliche und nicht MRT-taugliche Implantate, einschließlich Herzklappen, Herzschrittmacher und Cochlea-Implantaten. Der betreuende Radiologe überprüfte vor jeder Untersuchung einliegende metallische Implantate auf eine MRT-Tauglichkeit.

2.3 Untersuchungsablauf

Alle Patienten, die wegen Schulterschmerzen in der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf vorstellig wurden und der Teilnahme an der Studie zustimmten, wurden mindestens auf Facharztniveau klinisch untersucht. Bei entsprechender Indikation erhielten sie zudem eine konventionelle Röntgenuntersuchung sowie eine Ultraschalluntersuchung des betroffenen Schultergelenks. Bei Verdacht auf Läsionen der Rotatorenmanschette oder der Gelenkklippe wurde anschließend eine MRT-Untersuchung an einem 3 T MRT-System (Magnetom Prisma, Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) angefordert, die durch eine 3D DESS Sequenz ergänzt wurde. Eine flexible Vierkanal-*Body-Matrix-Phased-Array*-Spule wurde zusätzlich verwendet, um eine hohe räumliche und zeitliche Abdeckung zu erreichen. Diese flexible *Phased-Array*-Matrixspule wurde anstelle einer gebräuchlichen Schulterspule verwendet, da sie für übergewichtige Patienten und solche mit Schulterschmerzen komfortabler ist.

Die Gesamtdauer der MRT-Untersuchung betrug durchschnittlich 40 Minuten. Um einen standardisierten Ablauf der MRT-Untersuchung sicherzustellen, wurde der betroffene Arm des in Rückenlage befindlichen Patienten in supinierter Position seitlich neben dem Körperstamm gelagert. Zur Minimierung von Bewegungsartefakten und zur Verbesserung des Komforts sicherten während der Untersuchung Kissen und Schlaufen die geforderte Positionierung.

Bei therapeutisch relevanten Läsionen der genannten Strukturen wurde eine zeitnahe Schulterarthroskopie angestrebt. Ein erfahrener Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit Weiterbildung in spezieller orthopädischer und arthroskopischer Chirurgie führte die Schulterarthroskopien unter standardisierten Bedingungen durch.

2.4 MRT-Protokoll

Die standardisierte MRT-Untersuchung wurde mit fettgesättigten (FS) PD-gewichteten Turbo-Spin-Echo (TSE)-Sequenzen in der koronalen, sagittalen und transversalen Ebene sowie mit der T1 FS TSE-Sequenz in sagittaler Ausrichtung durchgeführt. Diese Sequenzen werden in der vorliegenden Arbeit als konventionelle oder Standardsequenzen bezeichnet. Eine isotrope hochauflösende 3D DESS Sequenz mit Wasseranregung zur Reformatierung radiärer und parakoronalen Bilder ergänzte das MRT-Protokoll. Die Details zu den MRT-Parametern sind in Tabelle 4 aufgeführt.

Die 3D DESS Sequenz zeichnet sich durch die Möglichkeit der Planung von radiären oder orthograden Schichten aus. Zur morphologischen Evaluation der Rotatorenmanschette und des Labrums wurden jeweils parakoronale und radiäre Schnittführungen in 3D DESS-Technik erstellt.

MRT-Parameter	PD TSE FS			T1 TSE	3D DESS
	Transversal	Koronal	Sagittal	Sagittal	
Repetitionszeit (ms)	3200	3200	3680	650	15,77
Echozeit (ms)	41	40	40	13	5,33
Pulswinkel (Grad)	150	150	150	150	25
Field of View (mm)	160 × 160	160 × 160	160 × 160	160 × 160	160 × 160
Schichtanzahl	21	21	25	26	120
Schichtdicke (mm)	3,0	3,0	3,0	3,0	1,0
In-plane Auflösung (mm)	0,4 × 0,4	0,4 × 0,4	0,4 × 0,4	0,3 × 0,3	0,6 × 0,6
Bandbreite (Hz/Px)	145	147	147	227	201
Akquisitionszeit (min:sek)	2:40	3:25	3:33	2:43	5:48

Tabelle 4: MRT-Protokoll und Bildgebungsparameter. PD: Protonendichte-gewichtet; TSE: Turbo-Spin-Echo; FS: fettgesättigt; 3D: dreidimensional; DESS: Double-Echo Steady-State; MRT: Magnetresonanztomographie; ms: Millisekunden; mm: Millimeter; Hz: Hertz; Px: Pixel; min: Minuten; sek: Sekunden. Eigene Tabelle.

2.5 MRT-Bildverarbeitung und Datenanalyse

Die Beurteilung der MRT-Bilder wurde auf einem Befundungsmonitor in einem digitalen medizinischen Bildarchivierungs- und Kommunikationssystem (Picture Archiving and Communication System, PACS) von einem muskuloskelettalen Radiologen mit siebenjähriger Erfahrung auf dem Gebiet der muskuloskelettalen Bildgebung vorgenommen. Zur Gewährleistung der Intraobserver-Übereinstimmung wurde der Untersucher gegenüber den arthroskopischen Befunden verblindet und wiederholte die MRT-Auswertung im Abstand von zwei Wochen. Zur Beurteilung der Übereinstimmung zwischen den Untersuchern (Interobserver-Übereinstimmung) wurden die Bilder unabhängig voneinander von einem Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit 15 Jahren Berufserfahrung in der Schulterchirurgie beurteilt. Die Nachbearbeitung des 3D-Volumens der DESS-Datensätze wurde an einem Leonardo[®]-Arbeitsplatz (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) durchgeführt. Für die Reformatierung der 1,0 mm dicken MRT-Bilder wurde eine multiplanare Rekonstruktionssoftware verwendet. Die Planung der radiär reformatierten DESS-Bilder basierte auf axialen und

parakoronalen MRT-Bildern, die das Zentrum der Cavitas glenoidalis und des Caput humeri am besten abbilden. Als Rotationsachse wurde eine Linie durch die Mitte der Glenoidfläche und des Humeruskopfes festgelegt. Die erste Schicht wurde auf 9 Uhr bzw. als axiale Schicht geplant. Die folgenden 18 Schichten rotieren im Uhrzeigersinn in 10° -Intervallen um den in der Mitte der Cavitas glenoidalis definierten Mittelpunkt (siehe Abbildung 9). Parakoronale DESS-Bilder wurden senkrecht zur Cavitas glenoidalis der Skapula geplant.

Die Nachbearbeitung der gesammelten Datensätze wurde von einem Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit 15 Jahren Erfahrung in der muskuloskelettalen MRT durchgeführt. Es ist anzumerken, dass die Auswertungen der konventionellen und DESS-Bildern separat durchgeführt wurden und zwischen beiden Auswertungen ein zweiwöchiger Abstand lag. Den Untersuchern standen zum Untersuchungszeitpunkt A nur konventionelle MRT-Bilder und zum Untersuchungszeitpunkt B nur 3D DESS-Bilder zur Verfügung.

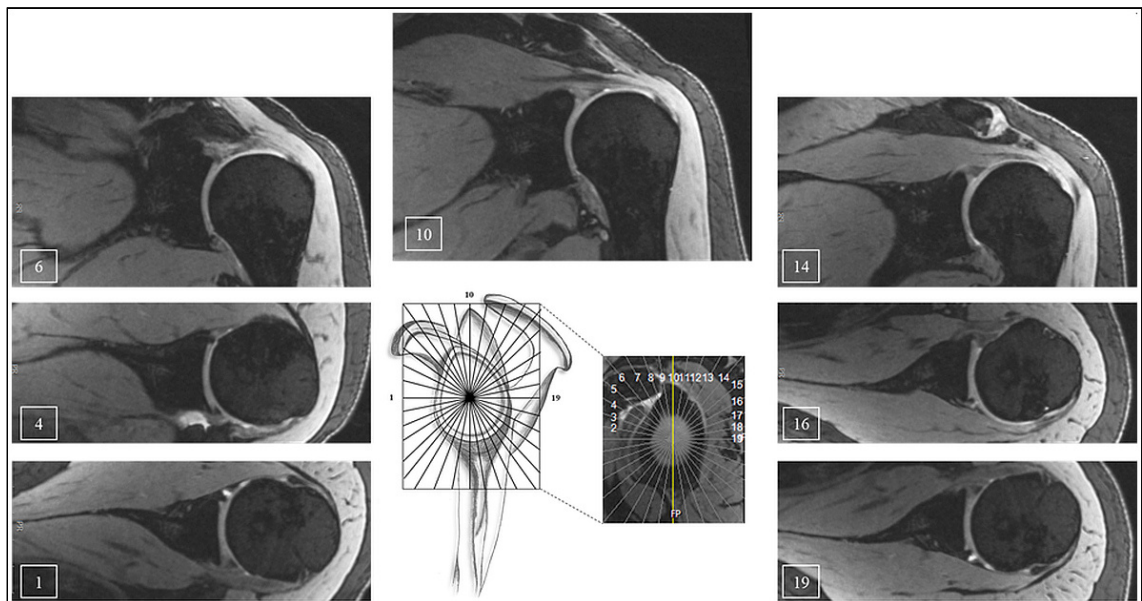


Abb. 9: Radiär reformatierte 3D DESS MRT. Planungsgrundlage ist ein sagittales MRT-Bild, das parallel zur Cavitas glenoidalis der Skapula ausgerichtet ist, wobei insgesamt 19 Schnitte im Abstand von 10° um einen Drehpunkt akquiriert wurden, der durch die Verbindungslinie zwischen den Mittelpunkten des Caput humeri und der Cavitas glenoidalis definiert wird. Eigene Abbildung, publiziert in (220).

Abbildung 10 vergleicht repräsentative MRT-Bilder der Rotatorenmanschetteninsertion mit radiärer 3D DESS-Bildreformatierung in parakoronaler und axialer Ebene mit der konventionellen PD TSE FS-Sequenz.

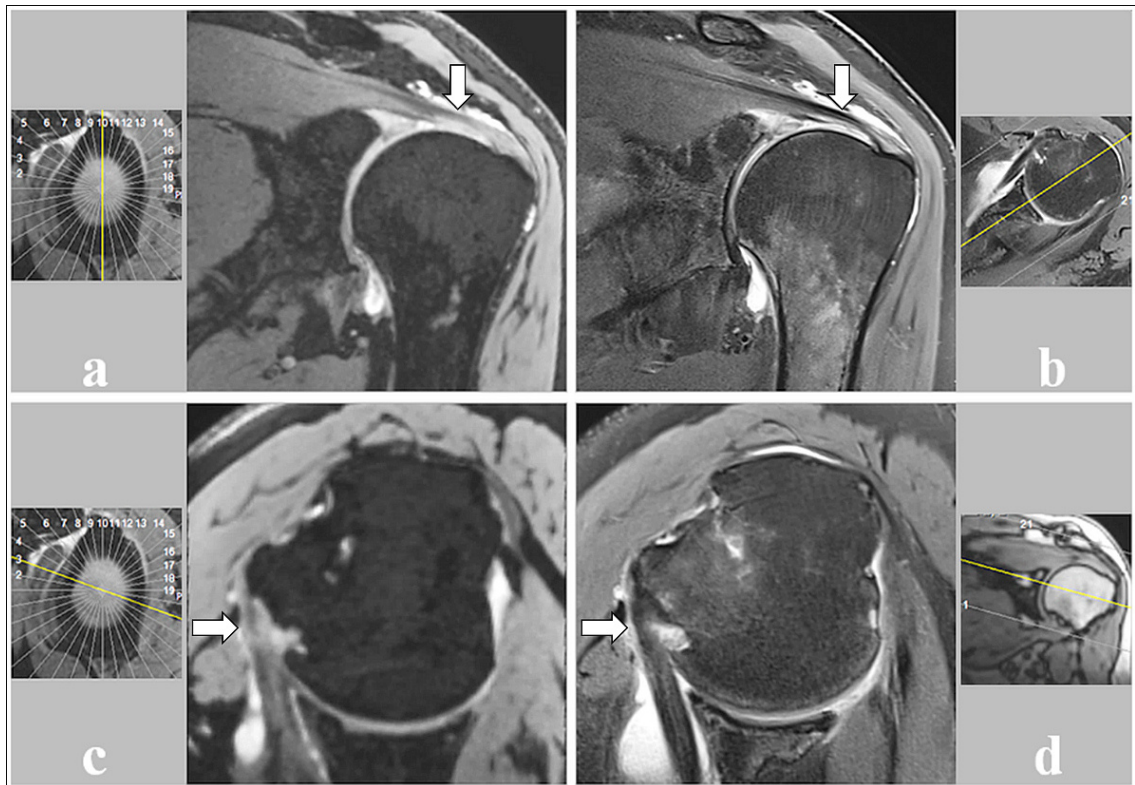


Abb. 10: Radiäre 3D DESS MRT mit Vergleich zur konventionellen 2D MRT. 3D DESS MRT in (a) der parakoronalen und (c) axialen Ebene und (b) konventionelle parakoronale und (d) axiale PD FS TSE-Sequenz bei einem 76-jährigen männlichen Patienten mit einer SSP- und SSC-Sehnenpartialruptur. Eigene Abbildung, publiziert in (220).

Abbildung 11 zeigt den Vergleich der parakoronalen 3D DESS-Bildreformatierung und der konventionellen PD FS TSE-Sequenz bei einer Patientin mit einer SLAP-Läsion.



Abb. 11: Parakoronale 3D DESS MRT mit Vergleich zur konventionellen 2D MRT. (a) Parakoronale 3D DESS MRT und (b) konventionelle parakoronale PD FS TSE-Sequenz bei einer 45-jährigen Patientin mit einer SLAP-Läsion und guter MRT-Bildqualität, genauer Visualisierung sowie valider Beurteilung der Labrumläsion. Eigene Abbildung.

2.6 Schulterarthroskopie

Alle arthroskopischen Schulteroperationen der Studienteilnehmer wurden unter standardisierten Bedingungen von einem erfahrenen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit zusätzlicher Weiterbildung in spezieller orthopädischer Chirurgie und arthroskopischer Chirurgie durchgeführt. Der gleiche Untersucher analysierte die MRT-Daten hinsichtlich der Interobserver-Übereinstimmung und klassifizierte die SLAP- sowie Rotatorenmanschettenläsionen basierend auf den arthroskopischen Befunden als Referenzstandard.

Für die Beurteilung von SSP- und ISP-Sehnenläsionen wurde eine modifizierte Klassifikation verwendet, die auf dem Klassifikationssystem von Ellman (154) und Snyder (156) basiert:

- 0 = Kein Riss
- I = Artikularseitige Partialruptur < 50 %
- II = Bursaseitige Partialruptur < 50 %
- III = Artikularseitige Partialruptur > 50 %
- IV = Bursaseitige Partialruptur > 50 %
- V = Intratendinöse Ruptur
- VI = Transmurale Ruptur

Die Klassifikation der SSC-Sehnenläsionen erfolgte nach Fox und Romeo in einem fünfstufigen Klassifikationssystem (160):

- 0 = Kein Riss
- I = Partialruptur
- II = Vollständige Ruptur der kranialen 25 %
- III = Vollständige Ruptur der kranialen 50 %
- IV = Vollständige Ruptur

Die Klassifikation der SLAP-Läsionen erfolgte nach Snyder in vier verschiedene Läsionstypen (11).

- 0 = Keine Läsion
- I = Auffaserung des superioren Labrums und des Bizepssehnenankers

- II = Ablösung des Bizepssehnenankers und des superioren Labrums vom Glenoid
- III = Korbhenkelriss des superioren Labrums
- IV = Korbhenkelriss des superioren Labrums mit Längsriss der LBS

2.7 Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden in dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel (Microsoft Office Professional; Version 2018, Redmond, WA, USA: Microsoft Corp.) zu einer Tabelle zusammengetragen. Die statistische Auswertung erfolgte anschließend mit dem Statistikprogramm IBM SPSS (IBM SPSS Statistics für Macintosh, Version 28.0, Armonk, NY, USA: IBM Corp.) mit professioneller Unterstützung von Herrn Sebastian Waßenberg (punkt05 Statistikberatung, Düsseldorf). Die statistische Auswertung der vorliegenden Arbeit umfasste u.a. eine deskriptive Analyse der Daten einschließlich Mittelwerte, Standardabweichungen, Spannweiten und 95 %-Konfidenzintervalle (KI). Die Übereinstimmung zwischen (Interobserver) und unter (Intraobserver) den Untersuchern wurde mithilfe der Analyse des Intraklassen-Korrelationskoeffizienten (ICC) und ihrer 95 %igen KI auf der Grundlage eines Zwei-Wege-Modells mit gemischten Effekten und der Definition der absoluten Übereinstimmung berechnet. Mittels ICC-Analyse erfolgte die Berechnung der absoluten Übereinstimmung der MRT-Daten mit den intraoperativen Befunden. Nach Koo und Li wurden ICC-Werte $< 0,5$, $0,5-0,75$, $0,75-0,9$ und $> 0,90$ als schlechte, mäßige, gute bzw. ausgezeichnete Reliabilität bewertet (221). Die diagnostische Genauigkeit der 3D DESS MRT bei der Identifikation von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen wurde anhand der Sensitivität, Spezifität sowie der positiven und negativen Vorhersagewerte (PPW und NPW) bewertet. Der intraoperative Befund wurde als Referenzstandard für alle statistischen Analysen verwendet. Entsprechend wurden für die weitere statistische Analyse die durch MRT oder Operation diagnostizierten SLAP- oder Rotatorenmanschettenläsionen als rissnegativ (Grad 0) oder risspositiv (Grad ≥ 1) klassifiziert. Testergebnisse mit einem p-Wert $\leq 0,05$ wurden als statistisch signifikant angesehen.

3 Ergebnisse

3.1 Deskriptive Statistik

Die Studienkohorte wies eine ausgewogene Geschlechterverteilung auf, bestehend aus zehn weiblichen und zehn männlichen Probanden, mit einem Durchschnittsalter von 58 ± 14 Jahren zum Zeitpunkt der MRT-Untersuchung. Das Alter variierte zwischen 22 und 76 Jahren. Bei den 20 Teilnehmern waren jeweils zehn rechte und zehn linke Schultern betroffen. Das durchschnittliche Zeitintervall zwischen der präoperativen MRT und der Schulterarthroskopie betrug 33 ± 22 Tage, mit einer Spanne von 10 bis 90 Tagen. Eine deskriptive Übersicht des Patientenkollektivs ist in Tabelle 5 dargestellt.

Patientenkollektiv (n = 20)		
Geschlecht	weiblich	10
	männlich	10
Alter (Jahre)	Min	22
	Max	76
	MW $\pm$ SD	$58,25 \pm 14,25$
	Median	60,50
BMI (kg/m ²)	Min	20,70
	Max	35,30
	MW $\pm$ SD	$28,17 \pm 4,72$
	Median	27,15
Betroffene Seite	rechts	10
	links	10
Zeitliche Differenz MRT – OP (Tage)	Min	10
	Max	90
	MW $\pm$ SD	$33,30 \pm 21,95$
	Median	29,50

Tabelle 5: Deskriptive Übersicht zum Patientenkollektiv. MW $\pm$ SD: Mittelwert $\pm$ Standardabweichung, Min: Minimum; Max: Maximum; BMI: Body-Mass-Index. MRT: Magnetresonanztomographie. OP: Operation. Eigene Tabelle.

3.2 Arthroskopische Befunde

Intraoperativ wurde bei 15 von 20 Patienten eine SLAP-Läsion diagnostiziert, die sich in sechs Grad I-, acht Grad II- und eine Grad IV-Läsion unterteilen ließ. Bei 16 Patienten konnte arthroskopisch eine Läsion der SSP-Sehne nachgewiesen werden, bei zwei Patienten eine ISP-Sehnenläsion und bei drei Patienten eine SSC-Sehnenverletzung. Eine detaillierte Übersicht über die Prävalenz und Graduierung der SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen ist in Tabelle 6 dargestellt.

Intraoperativer Befund	Prävalenz (%)	Graduierung						
		0	I	II	III	IV	V	VI
SSP	80 (16/20)	4	6	4	0	1	0	5
ISP	10 (2/20)	18	2	0	0	0	0	0
SSC	15 (3/20)	17	2	1	0	0		
SLAP	75 (15/20)	5	6	8	0	1		

Tabelle 6: Arthroskopische Befunde. Prävalenz und Klassifikation von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen (n = 20). SSP: M. supraspinatus; ISP: M. infraspinatus; SSC: M. subscapularis; SLAP: Superior Labrum Anterior und Posterior. Eigene Tabelle.

3.3 Reliabilität

SLAP-Läsion

Die ICC-Analyse zur Erkennung und Klassifizierung von SLAP-Läsionen zeigte innerhalb der Untersucher (Intraobserver-Übereinstimmung) sowohl für die konventionellen PD TSE FS- und T1 FSE-MRT-Sequenzen ($ICC_{SLAP} = 0,96$, 95 % KI = 0,89-0,98) als auch für die parakoronal und radiär reformatierten 3D DESS Sequenzen ($ICC_{SLAP} = 1,00$) eine ausgezeichnete Übereinstimmung (siehe Tabelle 7). Für die Interobserver-Übereinstimmung ergab die ICC-Analyse für die konventionellen MRT-Sequenzen eine mäßige ($ICC_{SLAP} = 0,71$, 95 % KI = 0,30-0,88), für die parakoronale 3D DESS Sequenz eine gute Übereinstimmung ($ICC_{SLAP} = 0,83$, 95 % KI = 0,56-0,93). Die ICC-Analyse für die radiäre 3D DESS Sequenz ergab eine schlechte Interobserver-Übereinstimmung ($ICC_{SLAP} = 0,38$, 95 % KI = -0,64-0,76). Die ICC-Analyse zum Vergleich von MRT- und arthroskopischen Befunden ergab sowohl für die konventionellen ($ICC_{SLAP} = 0,47$, 95 % KI = -0,29-0,80) als auch für die parakoronal ($ICC_{SLAP} = 0,41$, 95 % KI = -0,39-0,76) und radiär reformatierten MRT-Sequenzen ($ICC_{SLAP} = 0,31$, 95 % KI = -0,42-0,70) ein schlechtes Maß an Übereinstimmung.

SSP-Sehnenläsion

Die ICC-Analyse zur Erkennung und Klassifikation von SSP-Sehnenläsionen ergab eine ausgezeichnete Intraobserver- und Interobserver-Übereinstimmung sowohl für die konventionellen Sequenzen als auch für die parakoronal und radiär reformatierten 3D DESS Sequenzen (siehe Abbildung 7). Die ICC-Analyse zum Vergleich von MRT und arthroskopischen Befunden zeigte eine gute Übereinstimmung bei der Erkennung von SSP-Sehnenläsion, sowohl für die konventionellen MRT-Sequenzen ($ICC_{SSP} = 0,78$, 95 % KI = 0,45-0,91) als auch für die parakoronal ($ICC_{SSP} = 0,76$, 95 % KI = 0,40-0,90) und radiär ($ICC_{SSP} = 0,76$, 95 % KI = 0,42-0,91) reformatierten DESS Sequenzen.

ISP-Sehnenläsion

Eine ausgezeichnete Intraobserver- und Interobserver-Übereinstimmung zeigte die ICC-Analyse für die Detektion von ISP-Sehnenrissen mittels konventioneller sowie parakoronaler und radiärer 3D DESS MRT Bildgebung, mit einem ICC zwischen 0,98 und 1,00 (siehe Abbildung 7). Die ICC-Analyse zum Vergleich von arthroskopischen Befunden mit konventionellen und radiär reformatierten MRT-Sequenzen zeigte eine

schlechte Übereinstimmung ($ICC_{ISP} = 0,32$, 95 % KI = -0,56-0,72; $ICC_{ISP} = 0,19$, 95 % KI = -0,60-0,64).

SSC-Sehnenläsion

Die ICC-Analyse zur Erkennung und Klassifikation von SSC-Sehnenläsionen ergab für die konventionellen MRT-Sequenzen ($ICC_{SSC} = 1,00$; $ICC_{SSC} = 0,96$, 95 % KI = 0,90-0,98) als auch für radiär reformatierte 3D DESS Sequenz ($ICC_{SSC} = 0,96$, 95 % KI = 0,90-0,98; $ICC_{SSC} = 0,92$, 95 % KI = 0,79-0,97) eine ausgezeichnete Intraobserver- und Interobserver-Übereinstimmung. Die ICC-Analyse zum Vergleich von MRT und arthroskopischen Befunden ergab für die konventionellen MRT-Sequenzen eine ausgezeichnete Übereinstimmung ($ICC_{SSC} = 0,91$, 95 % KI = 0,78-0,96), für die radiär reformatierte MRT-Sequenz eine gute Übereinstimmung ($ICC_{SSC} = 0,86$, 95 % KI = 0,65-0,95).

	Intraobserver Übereinstimmung	Interobserver Übereinstimmung	Übereinstimmung zum intraoperativen Befund
SSP			
PD TSE FS / T1 TSE	1,00	0,95 [0,86–0,98]	0,78 [0,45–0,91]
3D DESS parakoronal	1,00	0,97 [0,93–0,99]	0,76 [0,40–0,90]
3D DESS radiär	1,00	0,97 [0,92–0,99]	0,76 [0,42–0,91]
ISP			
PD TSE FS / T1 TSE	1,00	0,99 [0,99–1,00]	0,32 [-0,56–0,72]
3D DESS radiär	1,00	0,98 [0,95–0,99]	0,19 [-0,60–0,64]
SSC			
PD TSE FS / T1 TSE	1,00	0,96 [0,90–0,98]	0,91 [0,78–0,96]
3D DESS radiär	0,96 [0,90–0,98]	0,92 [0,79–0,97]	0,86 [0,65–0,95]
SLAP			
PD TSE FS / T1 TSE	0,96 [0,89-0,98]	0,71 [0,30-0,88]	0,47 [-0,29-0,80]
3D DESS parakoronal	1,00	0,83 [0,56-0,93]	0,41 [-0,39-0,76]
3D DESS radiär	1,00	0,38[-0,64-0,76]	0,31 [-0,42-0,70]

Tabelle 7: ICC-Analyse. Intra- und Interobserver-Übereinstimmung für MRT-Sequenzen hinsichtlich der Erkennung und Graduierung von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen sowie Übereinstimmung zum arthroskopischen Befund. Die Werte sind als ICC [95 % KI] angegeben (Zwei-Wege-Modell mit gemischten Effekten, absolute Übereinstimmung). PD: Protonendichte-gewichtet; TSE: Turbo-Spin-Echo; FS: fettgesättigt; 3D: dreidimensional; DESS: Double-Echo Steady-State, SLAP: Superior Labrum Anterior und Posterior; SSP: M. supraspinatus; ISP: M. infraspinatus; SSC: M. subscapularis. Eigene Tabelle.

3.4 Diagnostische Leistung

Unter Berücksichtigung der Arthroskopie als Referenzstandard sind die Sensitivität, Spezifität, PPW und der NPW der konventionellen PD FS TSE- und T1 FS TSE-Sequenzen in axialer, koronaler und sagittaler Ausrichtung sowie der 3D DESS Sequenz mit radiär und parakoronal reformatierten MRT-Bildern in Tabelle 8 aufgeführt. Für die Erkennung von ISP- und SSC-Sehnenrissen in den parakoronalen 3D DESS MRT-Bildern wurden keine diagnostischen Leistungswerte berechnet, da diese Sehnen üblicherweise in axialen und sagittalen Schichten beurteilt werden.

SLAP-Läsion

Die Sensitivität, Spezifität, PPW und NPW der radiär und parakoronal reformatierten 3D DESS Sequenz zur Erkennung von SLAP-Läsionen betrugen 86,7 %, 40,0 %, 81,3 % bzw. 50,0 %. Bei den konventionellen MRT-Sequenzen lagen Sensitivität, Spezifität, PPW und NPW bei 86,7 %, 20,0 %, 76,5 % und 33,3 %.

SSP-Läsion

Für die Erkennung von SSP-Sehnenrissen lagen Sensitivität, Spezifität, PPW und NPW der radiär und parakoronal reformatierten 3D DESS Sequenz bei 93,8 %, 50,0 %, 88,2 % bzw. 66,7 %. Vergleichbare Werte (100,0 %, 50,0 %, 88,9 % bzw. 100,0 %) wurden bei den Standard-MRT-Sequenzen erzielt.

ISP-Läsion

Bei der Diagnose von ISP-Sehnenrissen betrugen Sensitivität, Spezifität, PPW und NPW bei den radiär reformatierten 3D DESS-Bildern 100,0 %, 61,1 %, 22,2 % bzw. 100,0 % im Vergleich zu 100,0 %, 88,9 %, 50,0 % bzw. 100,0 % bei den konventionellen MRT-Sequenzen.

SSC-Läsion

Für SSC-Sehnenläsionen zeigten die radiären DESS-Bilder eine Sensitivität von 100,0 %, eine Spezifität von 81,3 % sowie einen PPW und NPW von 50,0 % bzw. 100,0 %. Im Vergleich dazu erreichten die konventionellen MRT-Sequenzen eine Sensitivität von 100,0 %, eine Spezifität von 88,2 % sowie einen PPW und NPW von 60,0 % bzw. 100,0 %. Ein Patient wurde von der weiteren statistischen Analyse ausgeschlossen, da die SSC-Sehne auf den radiären DESS-Bildern aufgrund schlechter Bildqualität nicht zuverlässig ausgewertet werden konnte.

		Arthroskopischer Befund		Sensitivität (%)	Spezifität (%)	PPW (%)	NPW (%)
MRT-Sequenz		SSP 0	SSP ≥ I				
PD TSE FS / T1 TSE	SSP 0	2	0	100,0	50,0	88,9	100,0
	SSP ≥ I	2	16				
3D DESS parakoronal	SSP 0	2	1	93,8	50,0	88,2	66,7
	SSP ≥ I	2	15				
3D DESS radiär	SSP 0	2	1	93,8	50,0	88,2	66,7
	SSP ≥ I	2	15				
		ISP 0	ISP ≥ I				
PD TSE FS / T1 TSE	ISP 0	16	0	100,0	88,9	50,0	100,0
	ISP ≥ I	2	2				
3D DESS radiär	ISP 0	11	0	100,0	61,1	22,2	100,0
	ISP ≥ I	7	2				
		SSC 0	SSC ≥ I				
PD TSE FS / T1 TSE	SSC 0	15	0	100,0	88,2	60,0	100,0
	SSC ≥ I	2	3				
3D DESS radiär	SSC 0	13	0	100,0	81,3	50,0	100,0
	SSC ≥ I	3	3				
		SLAP 0	SLAP ≥ I				
PD TSE FS / T1 TSE	SLAP 0	1	2	86,7	20,0	76,5	33,3
	SLAP ≥ I	4	13				
3D DESS parakoronal	SLAP 0	2	2	86,7	40,0	81,3	50,0
	SLAP ≥ I	3	13				
3D DESS radiär	SLAP 0	2	2	86,7	40,0	81,3	50,0
	SLAP ≥ I	3	13				

Tabelle 8: Diagnostische Leistung von konventionellen und radiären bzw. parakoronalen 3D DESS MRT-Sequenzen zum Nachweis von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen. MRT: Magnetresonanztomographie; PD: Protonendichte-gewichtet; TSE: Turbo-Spin-Echo; FS: fettgesättigt; 3D: dreidimensional; DESS: Double-Echo Steady-State, SSP: M. supraspinatus; ISP: M. infraspinatus; SSC: M. subscapularis; SLAP: Superior Labrum Anterior und Posterior. PPW: Positiv prädiktiver Wert; NPW: Negativ prädiktiver Wert. Eigene Tabelle.

4 Diskussion

4.1 Interpretation und Einordnung der Ergebnisse

Im Glenohumeralgelenk fungiert das Labrum glenoidale als passiver Stabilisator, während die Rotatorenmanschette für die aktive Stabilisierung sorgt. Ausgeprägte Risse, insbesondere der Rotatorenmanschette, können ohne rechtzeitige und gezielte Therapie zu erheblichen Schulterschmerzen, Instabilitäten, sekundären Knorpelschäden oder einer Defektarthropathie führen (222). Die Fähigkeit, Läsionen frühzeitig und präzise zu erkennen, kann entscheidend sein, um klinische Behandlungskonzepte zu optimieren, unnötige Operationen zu vermeiden und die Prognose der Patienten zu verbessern.

Ziel dieser Studie war es, die diagnostische Leistungsfähigkeit radiär reformatierter MRT-Bilder aus einer 3D DESS Sequenz bei der Detektion von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen durch einen Vergleich zwischen bildgebenden und intraoperativen Daten zu evaluieren. Die arthroskopischen Befunde dienten als Referenzstandard für die statistische Analyse.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass die radiär und parakoronal reformatierte 3D DESS MRT eine sehr sensitive, jedoch wenig spezifische Methode zur Detektion von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen ist. Hinsichtlich der Erkennung von SSP-, ISP- und SSC-Sehnenläsionen mittels radiär reformatierten 3D DESS MRT-Bildern konnte eine hohe Sensitivität (93,8 %-100,0 %) und eine ausgezeichnete Intra- und Interobserver-Übereinstimmung ($ICC = 0,92-1,00$) festgestellt werden. Außerdem zeigte sich bei der Detektion von SSP- und SSC-Sehnenläsionen eine gute Übereinstimmung zum intraoperativen Befund ($ICC_{SSP} = 0,76$, 95 % KI = 0,42-0,91 bzw. $ICC_{SSC} = 0,86$, 95 % KI = 0,65-0,95). Bei der Erkennung von ISP-Sehnenläsionen ergaben sich sowohl für die konventionelle MRT als auch für die radiäre 3D DESS eine geringe Übereinstimmung zum intraoperativen Befund ($ICC_{ISP} = 0,32$, 95 % KI = -0,56-0,72 bzw. $ICC_{ISP} = 0,19$, 95 % KI = -0,60-0,64). Die MRT-Analyse der ISP-Sehnen zeigte dementsprechend mehrere falsch-positive Befunde. Arthroskopisch wurden nur zwei geringgradige ISP-Sehnenläsionen identifiziert. Im Vergleich dazu wurden mithilfe der konventionellen MRT vier und mit der radiär reformatierten 3D DESS MRT neun pathologische Befunde der ISP-Sehne erfasst. Die vergleichsweise geringere diagnostische Genauigkeit der 3D DESS MRT bei ISP-Sehnenläsionen unterstreicht eine methodische Herausforderung. Mögliche Erklärungen umfassen die anatomische Lage

der Sehne sowie deren häufige Degeneration im Rahmen von Alterungsprozessen, was die Bildgebung erschweren könnte.

Die Vorzüge der radiären MRT-Bildgebung für die Diagnostik von Schulterverletzungen wurden in früheren Studien vereinzelt hervorgehoben (8, 38, 42–45, 47, 48). Furukawa et al. evaluierten die diagnostische Genauigkeit der radiären 3 T MRT zur Detektion von SSC-Sehnenläsionen, wobei die Arbeitsgruppe 24 Schichten mit Intervallen von jeweils 7,5° erstellten (42). Im Gegensatz zu der vorliegenden Studie verwendeten sie kleinere Winkelabstände zwischen den Schichten, um möglicherweise eine höhere diagnostische Genauigkeit zu erzielen. Unter Berücksichtigung der Arthroskopie als Referenzstandard identifizierten Furukawa et al. bei 55 Patienten, die sich einer arthroskopischen Rotatorenmanschetten-Rekonstruktion unterzogen, 38 SSC-Sehnenläsionen. Die Sensitivität von 94,7 % und die Spezifität von 82,4 % waren ähnlich hoch wie die in der vorliegenden Studie ermittelten Werte. Die konventionelle MRT, bestehend aus transversalen und oblique-sagittalen Ebenen, erreichte hingegen lediglich eine Sensitivität von etwa 60,0 % bei einer Spezifität von 100,0 % (42). Im Gegensatz zu diesen Ergebnissen zeigt die vorliegende Studie keinen wesentlichen Unterschied in der diagnostischen Leistungsfähigkeit zwischen der konventionellen MRT und der radiär reformatierten 3D DESS MRT. Bei der Bewertung der Ergebnisse muss jedoch die niedrigere Prävalenz von SSC-Sehnenläsionen (15,0 %) im Vergleich zur Studie von Furukawa et al. (69,1 %) berücksichtigt werden.

Matsushita et al. bestätigten in ihrer retrospektiven Studie an 196 Patienten den positiven Nutzen der radiären MRT bei der Detektion von SSC-Sehnenrupturen und erzielten ähnliche Ergebnisse wie die Arbeitsgruppe um Furukawa (45). Sie berichteten eine Sensitivität von 92,5 %, eine Spezifität von 88,1 %, einen PPW von 74,2 % und einen NPW von 96,9 % für die radiäre 1,5 T MRT (45). Im Vergleich zum MRT-Protokoll der vorliegenden Untersuchung und der von Furukawa et al., setzte die Arbeitsgruppe um Matsushita eine größere MRT-Schichtdicke von 4,5 mm ein. Dadurch wurden die Ergebnisse möglicherweise durch auftretende Partialvolumeneffekte beeinflusst. Honda et al. untersuchten den Nutzen der radiären MRT zur Beurteilung von Rotatorenmanschettenrupturen (43). Ihre Studie zeigte, dass die konventionelle MRT, einschließlich koronaler und axialer Schnitte, einen blinden Bereich im posterosuperioren Abschnitt der Rotatorenmanschette aufweist. Im Gegensatz dazu bietet die radiäre MRT eine umfassendere und detailliertere Darstellung der Rotatorenmanschetteninsertion (43).

Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit Studien, die den Nutzen isotroper 3D-Sequenzen bei der Beurteilung komplexer anatomischer Strukturen hervorheben (40).

Die vergleichende Analyse zur Detektion von SLAP-Läsionen zeigte für die konventionelle MRT sowie für die parakoronale und radiäre 3D DESS MRT eine hohe Sensitivität (86,7 %), jedoch nur eine niedrige Spezifität von 20,0 % bzw. 40,0 %. Die Intraobserver-Übereinstimmung war sowohl für die konventionelle als auch für die parakoronale und radiäre 3D DESS MRT ausgezeichnet ($ICC_{SLAP} = 0,96$, 95 % KI = 0,89-0,98 bzw. 1,00). Die Übereinstimmung mit dem intraoperativen Befund war jedoch sowohl für die konventionelle MRT als auch für die 3D DESS MRT schlecht ($ICC_{SLAP} = 0,47$, 95 % KI = -0,29-0,80 bzw. $ICC_{SLAP} = 0,41$, 95 % KI = -0,39-0,76 und $ICC_{SLAP} = 0,31$, 95 % KI = -0,42-0,70).

Trotz des aktuellen Wissensstandes über SLAP-Läsionen bleibt deren Diagnose herausfordernd, da die klinischen Symptome häufig denen anderer Schulterverletzungen ähneln (19). Zudem treten SLAP-Läsionen oft in Kombination mit weiteren Verletzungen auf, insbesondere Rotatorenmanschettenläsionen, was die diagnostische Abgrenzung zusätzlich erschwert (17). Takeshima et al. verglichen in einer prospektiven Studie bei 84 Patienten intraoperativ diagnostizierte Verletzungen der LBS und des Pulley-Systems mit präoperativen konventionellen und radiären 3 T MRT-Bildern (47). Die Autoren berichteten, dass die radiäre MRT eine ausgezeichnete Übereinstimmung mit den intraoperativen Befunden bei der Detektion von Verletzungen der LBS (Kappa-Koeffizient 0,91) sowie des lateralen (Kappa-Koeffizient 0,95) und medialen (Kappa-Koeffizient 0,89) Pulley-Systems aufwies. Die Inter- und Intraobserver-Reliabilität war ebenfalls ausgezeichnet. Die MRT-Bilder wurden verblindet und unabhängig von zwei erfahrenen Orthopäden ausgewertet (47). Die Sensitivität und Spezifität der radiären MRT zur Erkennung eines vollständigen Risses der LBS bzw. einer Pulley-Läsion lagen jeweils über 90 %. Die Autoren betonten jedoch, dass aufgrund einiger falsch-positiver Ergebnisse eine hohe Expertise notwendig ist, um mittels radiärer MRT kleine Läsionen im Bereich der intraartikulären LBS zuverlässig zu identifizieren. In Bezug auf die Sensitivität sowie die Intraobserver-Übereinstimmung bei radiären MRT-Bildern bestätigt die vorliegende Arbeit die Ergebnisse der Arbeitsgruppe um Takeshima. Allerdings zeigten sich in der vorliegenden Arbeit eine deutlich geringere Spezifität bei der Erkennung von SSP-, ISP- und SLAP-Läsionen sowie eine geringere Interobserver-Übereinstimmung bei der Detektion von SLAP-Läsionen mittels radiärer MRT. Dies hebt die Bedeutung einer hohen Fachkompetenz in der radiären MRT-Diagnostik hervor, da

insbesondere kleine Läsionen sowie die Nähe und Überlappung benachbarter Strukturen die Diagnostik erschweren können.

Shibayama et al. evaluierten bei 118 Patienten, die sich einer Schulterarthroskopie unterzogen, die diagnostische Genauigkeit der radiären 3 T MRT im Vergleich zur konventionellen MRT zur Detektion von Partialrupturen der LBS (48). Ähnlich zur vorliegenden Studie erstellten Shibayama et al. 18 radiäre Schichten mit einer Schichtdicke von 3,0 mm und Intervallen von jeweils 10° um die Rotationsachse. Diese wurde ebenfalls durch die Verbindungslinie zwischen den Mittelpunkten des Glenoids und des Humeruskopfes definiert. Die Ergebnisse zeigten eine höhere Sensitivität (84 % bzw. 52 %) bei gleichzeitig hoher Spezifität (90 % bzw. 94 %) im Vergleich zur konventionellen MRT (48). Als Erklärungsansatz für die höhere Sensitivität der radiären 3 T MRT führten Shibayama et al. die anatomische Ausrichtung der LBS an. Die Sehne verläuft über den anterosuperioren Teil des Humeruskopfes in der Nähe der SSC-Sehne. Die radiäre MRT ermögliche eine vertikale Schnittführung entlang der Verlaufsrichtung der LBS, wodurch Teilrupturen in der intraartikulären Region bis zum Sulcus intertubercularis besser erfasst werden können (48).

Ogura et al. berichteten in ihrer Studie, dass die radiäre MRT im Vergleich zur konventionellen MRT eine detaillierte Beurteilung der Labrummorphologie und -verletzungen, insbesondere im anteroinferioren Bereich, ermöglicht (8). Dennoch konnten weder die radiäre noch die konventionelle MRT einen kleinen Bereich im anterosuperioren Labrum klar darstellen. Die Autoren führten dies möglicherweise auf das Vorhandensein anatomischer Normvarianten, wie das sublabrale Foramen oder den Buford-Komplex zurück. Zudem betrachteten sie die radiäre MRT-Bildgebung aufgrund der asphärischen Kontur des anterosuperioren Glenoids als suboptimal für diesen Bereich, da das Labrum in einem ungünstigen Winkel erfasst wird (8). Im Gegensatz zu dieser Studie verwendete die Arbeitsgruppe um Ogura eine MRT-Schichtdicke von 3,0 mm und einen Winkel von 7,5° zwischen den radiären Schichten, was die Darstellung des Labrum glenoidale, insbesondere im anterosuperioren Bereich, möglicherweise beeinträchtigt hat.

4.2 Aussicht für die Praxis und Forschung

Obwohl die 3D-MRT-Bildgebung mit radiärer Reformatierung derzeit nicht zum klinischen Standard in der Schulter-MRT gehört, zeigt sie ein erhebliches Potenzial zur Optimierung der Visualisierung bestimmter Gelenkstrukturen. Die 3D DESS-Technik hat sich über viele Jahre hinweg in der Knorpeldiagnostik etabliert, da sie den Kontrast zwischen Knorpel und Flüssigkeit verbessert und ein höheres SNR erreicht (216). Bisher haben nur wenige Studien die DESS-Technik zur Diagnose von Geweben wie Bänder oder Sehnen untersucht (223–225). Martirosian et al. evaluierten bei 40 gesunden Probanden das Weichteilgewebe im Knie, einschließlich Sehnen, Bänder und Menisken, unter Verwendung einer modifizierten 3D DESS Sequenz (41). Ihr Ansatz ermöglichte einen positiven Gewebekontrast und gestattete mithilfe multiplanarer Rekonstruktionen eine präzise Darstellung von Sehnen mit gekrümmter Geometrie. Das Schultergelenk ist hingegen kleiner und die anatomischen Strukturen wie die Rotatorenmanschette, der Kapsel-Band-Apparat, das Labrum glenoidale und die LBS liegen in enger Nachbarschaft zueinander. Im Hüftgelenk erwies sich die 3D DESS Sequenz als eine vielversprechende Technik für die Diagnose von Knorpel- und Labrumverletzungen (40).

Die DESS-Technik mit radiärer Reformatierung erwies sich in dieser Studie als zuverlässig bei der Detektion von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen und war in ihrer diagnostischen Leistung mit der konventionellen MRT vergleichbar. Zusätzlich könnte die DESS Sequenz in Kombination mit anderen MRT-Sequenzen verwendet werden, um eine höhere T2*-Gewichtung zu erzielen. Dies verstärkt das Signal im Knorpel und in der Synovialflüssigkeit, wodurch glenohumerale Knorpelläsionen besser erkannt und Partialvolumeneffekte reduziert werden (40, 226, 227). Angesichts dieser Ergebnisse und weiterer Studien zur radiären Bildgebung könnte die 3D DESS-Technik mit radiärer Bildreformatierung in das Standard-MRT-Protokoll für die muskuloskelettale Bildgebung der Schulter aufgenommen werden.

In dieser Validierungsstudie sollte die diagnostische Genauigkeit der radiären 3D DESS MRT analysiert werden. Daher wurde die Intra- und Interobserver Übereinstimmung, die Sensitivität und die Spezifität sowie den PPW und den NPW untersucht. Trotz der kleinen Studienkohorte wurden mit den vorgelegten Ergebnissen und der untersuchten Hypothese die Voraussetzungen für weiterführende Studien in diesem Bereich geschaffen. Die Ergebnisse erlauben jedoch keine abschließende Beurteilung darüber, ob die 3D DESS-Technik herkömmliche MRT-Sequenzen bei der Detektion von SLAP- und

Rotatorenmanschettenläsionen ersetzen kann. Angesichts der hohen Sensitivität und vereinzelter falsch-positiver Ergebnisse sollte die radiäre 3D DESS MRT als vielversprechende Ergänzung zur konventionellen Schulter-MRT betrachtet werden. Aufgrund der niedrigen Spezifität sollte sie jedoch in Kombination mit konventionellen Sequenzen eingesetzt werden, um falsch-positive Befunde und damit unnötige Operationen zu vermeiden. Dies sollte in weiteren Studien mit größerem Stichprobenumfang genauer untersucht werden. Zukünftige Studien sollten prospektiv und multizentrisch angelegt sein, um die Generalisierbarkeit der Ergebnisse zu verbessern. Ein besonderes Augenmerk sollte auf der Untersuchung von Subgruppen, wie konservativ behandelten oder operierten Patienten, liegen. Darüber hinaus könnten randomisierte Studien klären, ob die Ergänzung durch die 3D DESS MRT-Sequenz mit radiärer Bildreformatierung zu besseren klinischen Ergebnissen führt.

4.3 Limitationen

Die vorliegende Studie weist mehrere Limitationen auf, die bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden sollten. Zunächst handelt es sich um eine retrospektive Studie, bei der die MRT-Bilder nachträglich analysiert wurden. Aufgrund des Studiendesigns war beiden MRT-Untersuchern bekannt, dass die Studienteilnehmer im Anschluss an die MRT-Untersuchung operiert wurden. Dies führte möglicherweise zu einem Selektionsbias. Dieser Bias könnte zu einer Überschätzung der Diagnose von SLAP- und Rotatorenmanschettenrissen geführt haben, da die MRT-Befunder möglicherweise ein höheres Maß an Aufmerksamkeit auf mögliche Läsionen gelegt haben. In weiterführenden Studien könnte dieser Einfluss durch ein prospektives Studiendesign minimiert werden, bei dem die MRT-Bilder ohne Wissen über den anschließenden Behandlungsverlauf analysiert werden.

Zudem könnte die Probandenauswahl verzerrt sein, da ausschließlich Patienten eingeschlossen wurden, die sich einer arthroskopischen Operation unterzogen haben. Diese Patienten wiesen möglicherweise schwerwiegendere Verletzungen auf als Patienten, die konservativ behandelt wurden, was die Übertragbarkeit auf die Gesamtpopulation einschränken könnte. Zukünftige Studien sollten daher eine breitere Patientenkohorte einbeziehen, die sowohl operierte als auch konservativ behandelte Patienten umfasst, um die Ergebnisse auf die gesamte Population der Schulterpatienten übertragen zu können. Obwohl das Zeitintervall zwischen der MRT-Untersuchung und der Arthroskopie relativ kurz war (Mittelwert = 33 ± 22 Tage), besteht die Möglichkeit, dass fortgeschrittene oder teilweise geheilte Läsionen das Ergebnis der diagnostischen Bildgebung beeinflussten. In weiterführenden Studiendesigns könnte dieses Problem durch eine engere zeitliche Kopplung der MRT-Bildgebung und der Operation minimiert werden.

Ein weiterer Aspekt der Studie ist die relativ kleine Kohorte, die insbesondere bei ISP- und SSC-Sehnen eine begrenzte Anzahl an Läsionen aufwies. Eine größere Anzahl wäre erforderlich gewesen, um die diagnostische Leistungsfähigkeit der 3D DESS MRT in Bezug auf diese speziellen Läsionen genauer zu bewerten. In zukünftigen Studien sollte daher eine größere Anzahl an Patienten mit SLAP- oder Rotatorenmanschettenläsionen einbezogen werden, um die Ergebnisse zu validieren und die diagnostische Genauigkeit für diese Läsionen zu verbessern. Zudem war der Operateur gegenüber den MRT-Bildern nicht verblindet, was möglicherweise zu einer Verzerrung der arthroskopischen

Beurteilung führte. In weiterführenden Studien sollte der Operateur idealerweise gegenüber den MRT-Bildern verblindet werden, um eine objektivere und weniger verzerrte Beurteilung der arthroskopischen Befunde zu gewährleisten. Da dies bei der Gestaltung des Studiendesigns jedoch ethisch herausfordernd sein könnte, sollte die Evaluierung der MRT-Bilder für die statistische Analyse getrennt vom Operateur erfolgen. Obwohl die Arthroskopie als Referenzstandard dient, unterliegt auch sie einer Benutzerabhängigkeit, die die Genauigkeit der Diagnosen beeinflussen kann.

Ein weiterer limitierender Faktor der Studie war das unterschiedliche Erfahrungsniveau der beiden Untersucher im Umgang mit den radiär reformatierten 3D DESS Sequenzen. Dies könnte die Detektion von Läsionen beeinflusst haben, auch wenn die Interobserver-Überstimmung für die Erkennung von Rotatorenmanschettenläsionen insgesamt hoch war. Die Interobserver-Übereinstimmung bei der Erkennung von SLAP-Läsionen war jedoch geringer, was auf eine potenzielle Herausforderung bei der Anwendung der radiären 3D DESS MRT für diese spezifischen Läsionen hinweist. Nachfolgende Studien sollten das Training der Untersucher hinsichtlich der radiären 3D DESS Sequenzen standardisieren und die Erfahrung der Untersucher berücksichtigen, um eine konsistentere und präzisere Detektion von Läsionen zu gewährleisten. Zudem könnte eine größere Anzahl an Untersuchern mit unterschiedlichen Erfahrungsniveaus einbezogen werden, um die Generalisierbarkeit der Ergebnisse zu erhöhen.

Ein weiterer kritischer Punkt ist die Festlegung der Anzahl der radiären MRT-Schichten, die in dieser Studie ohne eine fundierte wissenschaftliche Grundlage erfolgte. Ob es eine minimale oder optimale Anzahl von Schichten gibt, um die diagnostische Genauigkeit zu erhöhen, sollte in zukünftigen Studien mit größeren Fallzahlen und einer genaueren Untersuchung der Schichtdicken und Winkel bewertet werden. In dieser Studie wurde ein Winkel von 10° gewählt, der als ausreichend angesehen wurde, um auch kleine Rotatorenmanschettenläsionen zu identifizieren. Eine Reduktion des Winkels würde zwar die Anzahl der Schichten erhöhen und damit eine detailliertere Untersuchung ermöglichen, allerdings auch den Messaufwand und die damit verbundene Komplexität vergrößern. Die technischen Parameter der 3D DESS MRT, wie Schichtdicke und Winkelabstände, sollten systematisch analysiert und optimiert werden. Die Ergebnisse könnten zeigen, wie diese Variablen die diagnostische Genauigkeit beeinflussen und ob sie für spezielle Fragestellungen angepasst werden sollten.

4.4 Schlussfolgerungen

Die vorliegende Studie zur diagnostischen Genauigkeit der hochauflösenden 3D DESS MRT mit radiärer Bildreformatierung bei der Erkennung von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen liefert vielversprechende Ergebnisse, weist jedoch auch einige Limitationen auf. Die Methode erwies sich als zuverlässig und überzeugte insbesondere durch ihre hohe Sensitivität. Die radiäre MRT-Bildgebung zur Detektion von Rotatorenmanschettenläsionen zeigte zudem eine ausgezeichnete Intra- und Interobserver-Übereinstimmung, was ihre Reproduzierbarkeit und diagnostische Zuverlässigkeit unterstreicht. Diese Ergebnisse stehen im Einklang mit früheren Studien, die den Nutzen isotroper 3D-Sequenzen und radiärer Bildgebung bei der Darstellung komplexer anatomischer Strukturen betonen.

Die begrenzte Spezifität bleibt ein wesentlicher Nachteil, da sie zu einer erhöhten Rate von falsch-positiven Befunden führen kann. Dies birgt das Risiko einer Überdiagnose und unterstreicht die Notwendigkeit, die radiäre 3D DESS MRT mit anderen konventionellen MRT-Sequenzen zu kombinieren. Darüber hinaus sollten künftige Studien mögliche Einflussfaktoren, wie die Erfahrung der Radiologen sowie die Auswahl technischer Parameter der 3D DESS Sequenz, genauer untersuchen. Eine verbesserte Standardisierung könnte eine differenziertere Bewertung der radiären 3D DESS-Technik ermöglichen.

Für die Zukunft sind prospektive Studien mit größeren Fallzahlen und einer systematischen Analyse der optimalen Anzahl radiärer Schichten erforderlich, um die diagnostische Genauigkeit weiter zu optimieren. Dies könnte dazu beitragen, die 3D DESS Sequenz mit radiärer Bildreformatierung als Standardverfahren in der MRT-Bildgebung des Schultergelenks zu etablieren.

Zusammenfassend bietet die radiäre 3D DESS MRT eine vielversprechende Methode zur Detektion von SLAP- und Rotatorenmanschettenläsionen. Ihre hohe Sensitivität und Reproduzierbarkeit machen sie zu einer potenziell wertvollen Ergänzung in der muskuloskelettalen Bildgebung des Schultergelenks. Allerdings bleibt die begrenzte Spezifität ein wichtiger Aspekt, der durch methodische Optimierungen und technische Anpassungen adressiert werden sollte. Weitere Studien sind erforderlich, um die klinische Relevanz dieser Technik vollständig zu bewerten und mögliche Verbesserungen zu identifizieren.

5 Literatur- und Quellenverzeichnis

1. Urwin M, Symmons D, Allison T, Brammah T, Busby H, Roxby M, Simmons A, Williams G. Estimating the burden of musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Ann Rheum Dis* 1998; 57(11):649–55. doi: 10.1136/ard.57.11.649.
2. Rekola KE, Keinänen-Kiukaanniemi S, Takala J. Use of primary health services in sparsely populated country districts by patients with musculoskeletal symptoms: consultations with a physician. *J Epidemiol Community Health* 1993; 47(2):153–7. doi: 10.1136/jech.47.2.153.
3. Luime JJ, Koes BW, Hendriksen IJ, Burdorf A, Verhagen AP, Miedema HS, Verhaar JA. Prevalence and incidence of shoulder pain in the general population; a systematic review. *Scandinavian journal of rheumatology* 2004; 33(2). doi: 10.1080/03009740310004667.
4. Yamamoto A, Takagishi K, Osawa T, Yanagawa T, Nakajima D, Shitara H, Kobayashi T. Prevalence and risk factors of a rotator cuff tear in the general population. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19(1):116–20. doi: 10.1016/j.jse.2009.04.006.
5. Asker M, Brooke HL, Waldén M, Tranaeus U, Johansson F, Skillgate E, Holm LW. Risk factors for, and prevention of, shoulder injuries in overhead sports: a systematic review with best-evidence synthesis. *Br J Sports Med* 2018; 52(20):1312–9. doi: 10.1136/bjsports-2017-098254.
6. 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; (9):CD009020. doi: 10.1002/14651858.CD009020.pub2.
7. Minagawa H, Yamamoto N, Abe H, Fukuda M, Seki N, Kikuchi K, Kijima H, Itoi E. Prevalence of symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears in the general population: From mass-screening in one village. *J Orthop* 2013; 10(1):8–12. doi: 10.1016/j.jor.2013.01.008.

8. Ogura A, Morihara T, Fujiwara H, Arai Y, Kida Y, Ito H, Furukawa R, Kabuto Y, Sukenari T, Kubo T. Validity of radial magnetic resonance imaging to determine the extent of Bankart lesions. *Clin Imaging* 2018; 48:131–8. doi: 10.1016/j.clinimag.2017.10.009.
9. Mohana-Borges AV, Chung CB, Resnick D. Superior labral anteroposterior tear: classification and diagnosis on MRI and MR arthrography. *AJR. American journal of roentgenology* 2003; 181(6). doi: 10.2214/ajr.181.6.1811449.
10. Andrews JR, Carson WG, McLeod WD. Glenoid labrum tears related to the long head of the biceps. *Am J Sports Med* 1985; 13(5):337–41. doi: 10.1177/036354658501300508.
11. Snyder SJ, Karzel RP, Del PW, Ferkel RD, Friedman MJ. SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy* 1990; 6(4). doi: 10.1016/0749-8063(90)90056-j.
12. Clavert P. Glenoid labrum pathology. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015; 101(1 Suppl):S19-24. doi: 10.1016/j.otsr.2014.06.028.
13. Funk L, Snow M. SLAP tears of the glenoid labrum in contact athletes. *Clin J Sport Med* 2007; 17(1):1–4. doi: 10.1097/JSM.0b013e31802ede87.
14. Handelberg F, Willems S, Shahabpour M, Huskin JP, Kuta J. SLAP lesions: a retrospective multicenter study. *Arthroscopy* 1998; 14(8):856–62. doi: 10.1016/s0749-8063(98)70028-3.
15. Maffet MW, Gartsman GM, Moseley B. Superior labrum-biceps tendon complex lesions of the shoulder. *Am J Sports Med* 1995; 23(1):93–8. doi: 10.1177/036354659502300116.
16. Snyder SJ, Banas MP, Karzel RP. An analysis of 140 injuries to the superior glenoid labrum. *J Shoulder Elbow Surg* 1995; 4(4):243–8. doi: 10.1016/s1058-2746(05)80015-1.
17. Aydin N, Sirin E, Arya A. Superior labrum anterior to posterior lesions of the shoulder: Diagnosis and arthroscopic management. *World J Orthop* 2014; 5(3):344–50. doi: 10.5312/wjo.v5.i3.344.
18. Familiari F, Huri G, Simonetta R, McFarland EG. SLAP lesions: current controversies. *Efort Open Rev* 2019; 4(1):25–32. doi: 10.1302/2058-5241.4.180033.

19. Dougherty MC, Kulenkamp JE, Boyajian H, Koh JL, Lee MJ, Shi LL. National trends in the diagnosis and repair of SLAP lesions in the United States. *J Orthop Surg (Hong Kong)* 2020; 28(1):2309499019888552. doi: 10.1177/2309499019888552.
20. Lee MJ, Motamedi K, Chow K, Seeger LL. Gradient-recalled echo sequences in direct shoulder MR arthrography for evaluating the labrum. *Skeletal Radiol* 2008; 37(1):19–25. doi: 10.1007/s00256-007-0398-z.
21. Mitchell JJ, Warner BT, Horan MP, Raynor MB, Menge TJ, Greenspoon JA, Millett PJ. Comprehensive Arthroscopic Management of Glenohumeral Osteoarthritis: Preoperative Factors Predictive of Treatment Failure. *Am J Sports Med* 2017; 45(4):794–802. doi: 10.1177/0363546516668823.
22. Gottsegen CJ, Merkle AN, Bencardino JT, Gyftopoulos S. Advanced MRI Techniques of the Shoulder Joint: Current Applications in Clinical Practice. *AJR. American journal of roentgenology* 2017; 209(3):544–51. doi: 10.2214/AJR.17.17945.
23. Smith TO, Drew BT, Toms AP. A meta-analysis of the diagnostic test accuracy of MRA and MRI for the detection of glenoid labral injury. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2012; 132(7). doi: 10.1007/s00402-012-1493-8.
24. Symanski JS, Subhas N, Babb J, Nicholson J, Gyftopoulos S. Diagnosis of Superior Labrum Anterior-to-Posterior Tears by Using MR Imaging and MR Arthrography: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Radiology* 2017; 285(1). doi: 10.1148/radiol.2017162681.
25. 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. American journal of roentgenology* 2009; 192(6):1701–7. doi: 10.2214/AJR.08.1241.
26. McGarvey C, Harb Z, Smith C, Houghton R, Corbett S, Ajuied A. Diagnosis of rotator cuff tears using 3-Tesla MRI versus 3-Tesla MRA: a systematic review and meta-analysis. *Skeletal Radiol* 2016; 45(2). doi: 10.1007/s00256-015-2299-x.
27. Roy J-S, Braën C, Leblond J, Desmeules F, Dionne CE, MacDermid JC, Bureau NJ, Frémont P. Diagnostic accuracy of ultrasonography, MRI and MR arthrography in the characterisation of rotator cuff disorders: a systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med* 2015; 49(20):1316–28. doi: 10.1136/bjsports-2014-094148.

28. Ajuied A, McGarvey CP, Harb Z, Smith CC, Houghton RP, Corbett SA. Diagnosis of glenoid labral tears using 3-tesla MRI vs. 3-tesla MRA: a systematic review and meta-analysis. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2018; 138(5). doi: 10.1007/s00402-018-2894-0.
29. Wuennemann F, Kintzelé L, Zeifang F, Maier MW, Burkholder I, Weber M-A, Kauczor H-U, Rehnitz C. Diagnostic performance of 3D-multi-Echo-data-image-combination (MEDIC) for evaluating SLAP lesions of the shoulder. *BMC Musculoskelet Disord* 2019; 20(1):598. doi: 10.1186/s12891-019-2986-1.
30. Liu F, Cheng X, Dong J, Zhou D, Han S, Yang Y. Comparison of MRI and MRA for the diagnosis of rotator cuff tears: A meta-analysis. *Medicine (Baltimore)* 2020; 99(12). doi: 10.1097/MD.00000000000019579.
31. Sconfienza LM, Albano D, Messina C, Silvestri E, Tagliafico AS. How, When, Why in Magnetic Resonance Arthrography: an International Survey by the European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR). *Eur Radiol* 2018; 28(6):2356–68. doi: 10.1007/s00330-017-5208-y.
32. Giaconi JC, Link TM, Vail TP, Fisher Z, Hong R, Singh R, Steinbach LS. Morbidity of direct MR arthrography. *AJR. American journal of roentgenology* 2011; 196(4). doi: 10.2214/AJR.10.5145.
33. Saupe N, Zanetti M, Pfirrmann CWA, Wels T, Schwenke C, Hodler J. Pain and other side effects after MR arthrography: prospective evaluation in 1085 patients. *Radiology* 2009; 250(3):830–8. doi: 10.1148/radiol.2503080276.
34. Smith TO, Daniell H, Geere J-A, Toms AP, Hing CB. The diagnostic accuracy of MRI for the detection of partial- and full-thickness rotator cuff tears in adults. *Magn Reson Imaging* 2012; 30(3):336–46. doi: 10.1016/j.mri.2011.12.008.
35. Gold GE, Han E, Stainsby J, Wright G, Brittain J, Beaulieu C. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR. American journal of roentgenology* 2004; 183(2):343–51. doi: 10.2214/ajr.183.2.1830343.
36. Bittersohl B, Schleich C, Hesper T, Zilkens C, Krauspe R, Patzer T. MRT-Diagnostik glenohumeraler Knorpelschäden. *Obere Extremität* 2017; 12(3):150–8. doi: 10.1007/s11678-017-0419-z.
37. Kijowski R, Gold GE. Routine 3D magnetic resonance imaging of joints. *J Magn Reson Imaging* 2011; 33(4). doi: 10.1002/jmri.22342.

38. Sasaki K, Morihara T, Kida Y, Furukawa R, Arai Y, Fujiwara H, Kubo T. Visualization of rotator cuff tear morphology by radial magnetic resonance imaging. *Clin Imaging* 2018; 50:264–72. doi: 10.1016/j.clinimag.2018.04.005.
39. Gold GE, Busse RF, Beehler C, Han E, Brau ACS, Beatty PJ, Beaulieu CF. Isotropic MRI of the knee with 3D fast spin-echo extended echo-train acquisition (XETA): initial experience. *AJR. American journal of roentgenology* 2007; 188(5):1287–93. doi: 10.2214/AJR.06.1208.
40. Schleich C, Hesper T, Hosalkar HS, Rettegi F, Zilkens C, Krauspe R, Antoch G, Bittersohl B. 3D double-echo steady-state sequence assessment of hip joint cartilage and labrum at 3 Tesla: comparative analysis of magnetic resonance imaging and intraoperative data. *Eur Radiol* 2017; 27(10):4360–71. doi: 10.1007/s00330-017-4834-8.
41. Martirosian P, Schraml C, Springer F, Schwenzer NF, Würslin C, Schick F, Deimling M. Positive contrast MR imaging of tendons, ligaments, and menisci by subtraction of signals from a double echo steady state sequence (Sub-DESS). *Magn Reson Med* 2014; 71(1):294–301. doi: 10.1002/mrm.24651.
42. Furukawa R, Morihara T, Arai Y, Ito H, Kida Y, Sukenari T, Horii M, Ikoma K, Fujiwara H, Kubo T. Diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging for subscapularis tendon tears using radial-slice magnetic resonance images. *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23(11):e283-90. doi: 10.1016/j.jse.2014.03.011.
43. Honda H, Morihara T, Arai Y, Horii M, Ito H, Furukawa R, Kida Y, Sukenari T, Ikoma K, Oda R, Yamada Y, Fujiwara H, Kubo T. Clinical application of radial magnetic resonance imaging for evaluation of rotator cuff tear. *Orthop Traumatol Surg Res* 2015; 101(6):715–9. doi: 10.1016/j.otsr.2015.06.007.
44. Shibayama Y, Hirose T, Sugi A, Mizushima E, Watanabe Y, Tomii R, Iba K, Yamashita T. Relationship between the preoperative tear area of the rotator cuff measured using radial-slice magnetic resonance images and the postoperative rotator cuff integrity: a prospective case-control study. *JSES International* 2021; 6(2):279–86. doi: 10.1016/j.jseint.2021.11.005.
45. Matsushita R, Yokoya S, Negi H, Matsubara N, Akiyama Y, Adachi N. Evaluation of subscapularis tendon tears of the anterosuperior aspect using radial-sequence

- magnetic resonance imaging. *JSES International* 2022; 6(1):97–103. doi: 10.1016/j.jseint.2021.08.005.
46. Munk PL, Holt RG, Helms CA, Genant HK. Glenoid labrum: preliminary work with use of radial-sequence MR imaging. *Radiology* 1989; 173(3):751–3. doi: 10.1148/radiology.173.3.2813781.
 47. Takeshima M, Morihara T, Furukawa R, Ito H, Kida Y, Sukenari T, Takahashi K. Efficacy of biceps-radial-slice magnetic resonance images for the diagnosis of biceps and pulley lesions. *J Shoulder Elbow Surg* 2023; 32(12):2436–44. doi: 10.1016/j.jse.2023.06.037.
 48. Shibayama Y, Hirose T, Sugi A, Mizushima E, Watanabe Y, Tomii R, Iba K, Yamashita T. Diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging for partial tears of the long head of the biceps tendon in patients with rotator cuff tears. *JSES International* 2022; 6(4):638–42. doi: 10.1016/j.jseint.2022.03.001.
 49. Halder AM, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North Am* 2000; 31(2):159–76. doi: 10.1016/s0030-5898(05)70138-3.
 50. Veegeer HEJ, van der Helm FCT. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J Biomech* 2007; 40(10):2119–29. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.10.016.
 51. Culham E, Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993; 18(1):342–50. doi: 10.2519/jospt.1993.18.1.342.
 52. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. Prometheus - LernAtlas der Anatomie: Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 5. überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2018.
 53. Bigliani LU, Kelkar R, Flatow EL, Pollock RG, Mow VC. Glenohumeral stability. Biomechanical properties of passive and active stabilizers. *Clin Orthop Relat Res* 1996; (330):13–30.
 54. Prescher A. Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *Eur J Radiol* 2000; 35(2):88–102. doi: 10.1016/s0720-048x(00)00225-4.
 55. Lippitt S, Matsen F. Mechanisms of glenohumeral joint stability. *Clin Orthop Relat Res* 1993; (291):20–8.

56. Bushnell BD, Creighton RA, Herring MM. Bony Instability of the Shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 2008; 24(9):1061–73. doi: 10.1016/j.arthro.2008.05.015.
57. Peat M. Functional anatomy of the shoulder complex. *Phys Ther* 1986; 66(12):1855–65. doi: 10.1093/ptj/66.12.1855.
58. Lugo R, Kung P, Ma CB. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol* 2008; 68(1):16–24. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.02.051.
59. Howell SM, Galinat BJ. The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. *Clin Orthop Relat Res* 1989; (243):122–5.
60. Terry GC, Chopp TM. Functional anatomy of the shoulder. *Journal of athletic training* 2000; 35(3):248–55.
61. Kronberg M, Broström LA, Söderlund V. Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion. *Clin Orthop Relat Res* 1990; (253):113–7.
62. Tischer T, Vogt S, Kreuz PC, Imhoff AB. Arthroscopic anatomy, variants, and pathologic findings in shoulder instability. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 2011; 27(10):1434–43. doi: 10.1016/j.arthro.2011.05.017.
63. Boileau P, Bicknell RT, Mazzoleni N, Walch G, Urien JP. CT scan method accurately assesses humeral head retroversion. *Clin Orthop Relat Res* 2008; 466(3):661–9. doi: 10.1007/s11999-007-0089-z.
64. Saha AK. Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand* 1971; 42(6):491–505. doi: 10.3109/17453677108989066.
65. Brewer BJ, Wubben RC, Carrera GF. Excessive retroversion of the glenoid cavity. A cause of non-traumatic posterior instability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am* 1986; 68(5):724–31.
66. Reagan KM, Meister K, Horodyski MB, Werner DW, Carruthers C, Wilk K. Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players. *Am J Sports Med* 2002; 30(3):354–60. doi: 10.1177/03635465020300030901.

67. Greenberg EM, Fernandez-Fernandez A, Lawrence JTR, McClure P. The Development of Humeral Retrotorsion and Its Relationship to Throwing Sports. *Sports Health* 2015; 7(6):489–96. doi: 10.1177/1941738115608830.
68. Soames R, Palastanga N. *Anatomy and Human Movement: Structure and Function; Illustrations by Paul Richardson*. Seventh edition. Edinburgh: Elsevier; 2019.
69. West EA, Knowles NK, Athwal GS, Ferreira LM. A 3D comparison of humeral head retroversion by sex and measurement technique. *Shoulder Elbow* 2018; 10(3):192–200. doi: 10.1177/1758573217711897.
70. Oh JH, Kim W, Cayetano AA. Measurement Methods for Humeral Retroversion Using Two-Dimensional Computed Tomography Scans: Which Is Most Concordant with the Standard Method? *Clin Orthop Surg* 2017; 9(2):223–31. doi: 10.4055/cios.2017.9.2.223.
71. Matsumura N, Ogawa K, Kobayashi S, Oki S, Watanabe A, Ikegami H, Toyama Y. Morphologic features of humeral head and glenoid version in the normal glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg* 2014; 23(11):1724–30. doi: 10.1016/j.jse.2014.02.020.
72. Cyprien JM, Vasey HM, Burdet A, Bonvin JC, Kritsikis N, Vuagnat P. Humeral retrotorsion and glenohumeral relationship in the normal shoulder and in recurrent anterior dislocation (scapulometry). *Clin Orthop Relat Res* 1983; (175):8–17.
73. Edelson G. Variations in the retroversion of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg* 1999; 8(2):142–5. doi: 10.1016/S1058-2746(99)90007-1.
74. Ide J, Tokiyoshi A, Hirose J, Mizuta H. An anatomic study of the subscapularis insertion to the humerus: the subscapularis footprint. *Arthroscopy* 2008; 24(7):749–53. doi: 10.1016/j.arthro.2008.02.009.
75. Prescher A, Klümpen T. The glenoid notch and its relation to the shape of the glenoid cavity of the scapula. *J Anat* 1997; 190 (Pt 3):457–60. doi: 10.1046/j.1469-7580.1997.19030457.x.
76. Anetzberger H, Putz R. The scapula: principles of construction and stress. *Acta Anat (Basel)* 1996; 156(1):70–80. doi: 10.1159/000147830.

77. Burkhart SS, Debeer JF, Tehrany AM, Parten PM. Quantifying glenoid bone loss arthroscopically in shoulder instability. *Arthroscopy* 2002; 18(5):488–91. doi: 10.1053/jars.2002.32212.
78. Alashkham A, Alraddadi A, Soames R. Bare spot and tubercle of Assaki. *JSES Open Access* 2017; 1(3):141–3. doi: 10.1016/j.jses.2017.07.005.
79. Warner JJP, Bowen MK, Deng X-h, Hannafin JA, Arnoczky SP, Warren RF. Articular contact patterns of the normal glenohumeral joint. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7(4):381–8. doi: 10.1016/S1058-2746(98)90027-1.
80. Wilde LF de, Verstraeten T, Speeckaert W, Karelse A. Reliability of the glenoid plane. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19(3):414–22. doi: 10.1016/j.jse.2009.10.005.
81. Wilde LF de, Berghs BM, VandeVyver F, Schepens A, Verdonk RC. Glenohumeral relationship in the transverse plane of the body. *J Shoulder Elbow Surg* 2003; 12(3):260–7. doi: 10.1016/S1058-2746(02)86884-7.
82. Bishop JL, Kline SK, Aalderink KJ, Zael R, Bey MJ. Glenoid Inclination: In-Vivo Measures in Rotator Cuff Tear Patients and Associations with Superior Glenohumeral Joint Translation. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 18(2):231–6. doi: 10.1016/j.jse.2008.08.002.
83. Churchill RS, Brems JJ, Kotschi H. Glenoid size, inclination, and version: an anatomic study. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10(4):327–32. doi: 10.1067/mse.2001.115269.
84. Imhoff FB, Camenzind RS, Obopilwe E, Cote MP, Mehl J, Beitzel K, Imhoff AB, Mazzocca AD, Arciero RA, Dyrna FGE. Glenoid retroversion is an important factor for humeral head centration and the biomechanics of posterior shoulder stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2019; 27(12):3952–61. doi: 10.1007/s00167-019-05573-5.
85. Tétreault P, Krueger A, Zurakowski D, Gerber C. Glenoid version and rotator cuff tears. *J. Orthop. Res.* 2004; 22(1):202–7. doi: 10.1016/S0736-0266(03)00116-5.
86. Müller P, Chevalier Y, Pietschmann M. Biomechanik der Schulter. In: Scheibel M, Brunner U, Hrsg. *Expertise Schulter*. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2021. S. 46–58.
87. Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P. Traumatische vordere Schulterluxation. *Unfallchirurg* 2005; 108(4):299–313; quiz 313–4. doi: 10.1007/s00113-005-0931-2.

88. 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(1):27–35. doi: 10.1016/S1058-2746(09)80134-1.
89. Clark JM, Harryman DT. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74(5):713–25.
90. Lohr JF, Uthoff HK. The microvascular pattern of the supraspinatus tendon. *Clin Orthop Relat Res* 1990; (254):35–8.
91. Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW. A quantitative histological study of the vascularity of the rotator cuff tendon. *J Bone Joint Surg Br* 1992; 74(1):151–3. doi: 10.1302/0301-620X.74B1.1732247.
92. Rudzki JR, Adler RS, Warren RF, Kadrmas WR, Verma N, Pearle AD, Lyman S, Fealy S. Contrast-enhanced ultrasound characterization of the vascularity of the rotator cuff tendon: age- and activity-related changes in the intact asymptomatic rotator cuff. *J Shoulder Elbow Surg* 2008; 17(1 Suppl):96S-100S. doi: 10.1016/j.jse.2007.07.004.
93. Levy O, Relwani J, Zaman T, Even T, Venkateswaran B, Copeland S. Measurement of blood flow in the rotator cuff using laser Doppler flowmetry. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90(7):893–8. doi: 10.1302/0301-620X.90B7.19918.
94. 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(5):322–9. doi: 10.1016/S0268-0033(99)00081-9.
95. Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63(8):1208–17.
96. Reuther F. Anatomie, Biomechanik und Klassifikation der Schultergelenkverletzung. *Trauma Berufskrankh* 2006; 8(S03):S241-S246. doi: 10.1007/s10039-005-1057-z.
97. Nakata W, Katou S, Fujita A, Nakata M, Lefor AT, Sugimoto H. Biceps pulley: normal anatomy and associated lesions at MR arthrography. *Radiographics* 2011; 31(3):791–810. doi: 10.1148/rg.313105507.

98. Lee JC, Guy S, Connell D, Saifuddin A, Lambert S. MRI of the rotator interval of the shoulder. *Clin Radiol* 2007; 62(5):416–23. doi: 10.1016/j.crad.2006.11.017.
99. 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(1):53–66.
100. Werner A, Mueller T, Boehm D, Gohlke F. The stabilizing sling for the long head of the biceps tendon in the rotator cuff interval. A histoanatomic study. *Am J Sports Med* 2000; 28(1):28–31. doi: 10.1177/03635465000280011701.
101. Walch G, Nové-Josserand L, Boileau P, Levigne C. Subluxations and dislocations of the tendon of the long head of the biceps. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7(2):100–8. doi: 10.1016/s1058-2746(98)90218-x.
102. Zappia M, Reginelli A, Russo A, D'Agosto GF, Di Pietto F, Genovese EA, Coppolino F, Brunese L. Long head of the biceps tendon and rotator interval. *Musculoskelet Surg* 2013; 97 Suppl 2:S99-108. doi: 10.1007/s12306-013-0290-z.
103. Tischer T, Scheibel M. Anatomie aus Sicht der arthroskopischen Schulterchirurgie. In: Scheibel M, Brunner U, Hrsg. *Expertise Schulter*. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2021. S. 33–44.
104. Muench LN, Uyeki C, Beitzel K, Mazzocca AD. Rotator Interval and Biceps Tendon Disorders. In: Milano G, Grasso A, Brzóska R, Kovačič L, Hrsg. *Shoulder Arthroscopy: Principles and Practice*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer; 2023. S. 515–27.
105. Slätis P, Aalto K. Medial dislocation of the tendon of the long head of the biceps brachii. *Acta Orthop Scand* 1979; 50(1):73–7. doi: 10.3109/17453677909024092.
106. Habermeyer P, Magosch P, Pritsch M, Scheibel MT, Lichtenberg S. Anterosuperior impingement of the shoulder as a result of pulley lesions: a prospective arthroscopic study. *J Shoulder Elbow Surg* 2004; 13(1):5–12. doi: 10.1016/j.jse.2003.09.013.
107. Arai R, Mochizuki T, Yamaguchi K, Sugaya H, Kobayashi M, Nakamura T, Akita K. Functional anatomy of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments and the subscapularis tendon in view of stabilization of the long head of the biceps tendon. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19(1):58–64. doi: 10.1016/j.jse.2009.04.001.

108. Bennett WF. Subscapularis, medial, and lateral head coracohumeral ligament insertion anatomy. Arthroscopic appearance and incidence of "hidden" rotator interval lesions. *Arthroscopy* 2001; 17(2):173–80. doi: 10.1053/jars.2001.21239.
109. Cooper DE, Arnoczky SP, O'Brien SJ, Warren RF, DiCarlo E, Allen AA. Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am* 1992; 74(1):46–52.
110. Vangsness CT, Jorgenson SS, Watson T, Johnson DL. The origin of the long head of the biceps from the scapula and glenoid labrum. An anatomical study of 100 shoulders. *J Bone Joint Surg Br* 1994; 76(6):951–4.
111. Landin D, Myers J, Thompson M, Castle R, Porter J. The role of the biceps brachii in shoulder elevation. *J Electromyogr Kinesiol* 2008; 18(2):270–5. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.09.012.
112. Itoi E, Motzkin NE, Morrey BF, An K-N. Stabilizing function of the long head of the biceps in the hanging arm position. *J Shoulder Elbow Surg* 1994; 3(3):135–42. doi: 10.1016/S1058-2746(09)80092-X.
113. Rodosky MW, Harner CD, Fu FH. The role of the long head of the biceps muscle and superior glenoid labrum in anterior stability of the shoulder. *Am J Sports Med* 1994; 22(1):121–30. doi: 10.1177/036354659402200119.
114. Kido T, Itoi E, Konno N, Sano A, Urayama M, Sato K. The depressor function of biceps on the head of the humerus in shoulders with tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 2000; 82(3):416–9. doi: 10.1302/0301-620x.82b3.10115.
115. Kumar VP, Satku K, Balasubramaniam P. The role of the long head of biceps brachii in the stabilization of the head of the humerus. *Clin Orthop Relat Res* 1989; (244):172–5.
116. Pagnani MJ, Deng XH, Warren RF, Torzilli PA, O'Brien SJ. Role of the long head of the biceps brachii in glenohumeral stability: a biomechanical study in cadavera. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5(4):255–62. doi: 10.1016/s1058-2746(96)80051-6.
117. Levy AS, Kelly BT, Lintner SA, Osbahr DC, Speer KP. Function of the long head of the biceps at the shoulder: electromyographic analysis. *J Shoulder Elbow Surg* 2001; 10(3):250–5. doi: 10.1067/mse.2001.113087.

118. Yamaguchi K, Riew KD, Galatz LM, Syme JA, Neviaser RJ. Biceps activity during shoulder motion: an electromyographic analysis. *Clin Orthop Relat Res* 1997; (336):122–9. doi: 10.1097/00003086-199703000-00017.
119. Walch G, Edwards TB, Boulahia A, Nové-Josserand L, Neyton L, Szabo I. Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: clinical and radiographic results of 307 cases. *J Shoulder Elbow Surg* 2005; 14(3):238–46. doi: 10.1016/j.jse.2004.07.008.
120. Alpantaki K, McLaughlin D, Karagogeos D, Hadjipavlou A, Kontakis G. Sympathetic and sensory neural elements in the tendon of the long head of the biceps. *J Bone Joint Surg Am.* 2005; 87(7):1580–3. doi: 10.2106/JBJS.D.02840.
121. Ackland DC, Pak P, Richardson M, Pandy MG. Moment arms of the muscles crossing the anatomical shoulder. *J Anat* 2008; 213(4):383–90. doi: 10.1111/j.1469-7580.2008.00965.x.
122. Kido T, Itoi E, Lee S-B, Neale PG, An K-N. Dynamic stabilizing function of the deltoid muscle in shoulders with anterior instability. *Am J Sports Med* 2003; 31(3):399–403. doi: 10.1177/03635465030310031201.
123. Ackland DC, Pandy MG. Lines of action and stabilizing potential of the shoulder musculature. *J Anat* 2009; 215(2):184–97. doi: 10.1111/j.1469-7580.2009.01090.x.
124. Soler F, Ezagüi L, Calvo A. Anatomy of the Shoulder. In: Milano G, Grasso A, Brzóska R, Kovačič L, Hrsg. *Shoulder Arthroscopy: Principles and Practice*. 2nd ed. Berlin, Heidelberg: Springer; 2023. S. 1–16.
125. O'Brien SJ, Carr JB, Apostolakos J, Morse, Kyle., W., Taylos, Samuel., A. Developmental Anatomy of the shoulder. In: Matsen FA, Cordasco FA, Sperling JW, Lippitt SB, Hrsg. *Rockwood and Matsen's the Shoulder E-Book*. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2022.
126. Matsen FA, Harryman DT, Sidles JA. Mechanics of glenohumeral instability. *Clin Sports Med* 1991; 10(4):783–8.
127. Williams MM, Snyder SJ, Buford D. The Buford complex-the "cord-like" middle glenohumeral ligament and absent anterosuperior labrum complex: a normal anatomic capsulolabral variant. *Arthroscopy* 1994; 10(3):241–7. doi: 10.1016/s0749-8063(05)80105-7.

128. Ilahi OA, Labbe MR, Cosculluela P. Variants of the anterosuperior glenoid labrum and associated pathology. *Arthroscopy* 2002; 18(8):882–6. doi: 10.1053/jars.2002.36119.
129. Benes M, Kachlik D, Kopp L, Kunc V. Prevalence of the anterosuperior capsulolabral anatomical variations and their association with pathologies of the glenoid labrum: a systematic review and meta-analysis. *Archives of orthopaedic and trauma surgery* 2023; 143(10):6295–303. doi: 10.1007/s00402-023-04932-9.
130. Kanatli U, Ozturk BY, Bolukbasi S. Anatomical variations of the anterosuperior labrum: prevalence and association with type II superior labrum anterior-posterior (SLAP) lesions. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19(8):1199–203. doi: 10.1016/j.jse.2010.07.016.
131. Owens BD, Nelson BJ, Duffey ML, Mountcastle SB, Taylor DC, Cameron KL, Campbell S, DeBerardino TM. Pathoanatomy of first-time, traumatic, anterior glenohumeral subluxation events. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92(7):1605–11. doi: 10.2106/JBJS.I.00851.
132. Ishikawa H, Henninger HB, Kawakami J, Zitnay JL, Yamamoto N, Tashjian RZ, Itoi E, Chalmers PN. A stabilizing role of the glenoid labrum: the suction cup effect. *J Shoulder Elbow Surg* 2023; 32(5):1095–104. doi: 10.1016/j.jse.2022.12.002.
133. Burkart AC, Debski RE. Anatomy and function of the glenohumeral ligaments in anterior shoulder instability. *Clin Orthop Relat Res* 2002; (400):32–9. doi: 10.1097/00003086-200207000-00005.
134. Steinbeck J, Liljenqvist U, Jerosch J. The anatomy of the glenohumeral ligamentous complex and its contribution to anterior shoulder stability. *J Shoulder Elbow Surg* 1998; 7(2):122–6. doi: 10.1016/s1058-2746(98)90221-x.
135. Kask K, Põldoja E, Lont T, Norit R, Merila M, Busch LC, Kolts I. Anatomy of the superior glenohumeral ligament. *J Shoulder Elbow Surg* 2010; 19(6):908–16. doi: 10.1016/j.jse.2010.01.019.
136. Di Giacomo G, Costantini A, Vita A de, Gasperis N de, Piscitelli L. The Anatomy of the Biceps Pulley. In: Imhoff AB, Savoie FH, Hrsg. *Rotator Cuff Across the Life Span*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2019. S. 195–202.

137. Ide J, Maeda S, Takagi K. Normal variations of the glenohumeral ligament complex: an anatomic study for arthroscopic Bankart repair. *Arthroscopy* 2004; 20(2):164–8. doi: 10.1016/j.arthro.2003.11.005.
138. O'Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, Rozbruch SR, Dicarlo EF, Warren RF, Schwartz R, Wickiewicz TL. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am J Sports Med* 1990; 18(5):449–56. doi: 10.1177/036354659001800501.
139. Provencher MT, LeClere LE, King S, McDonald LS, Frank RM, Mologne TS, Ghodadra NS, Romeo AA. Posterior instability of the shoulder: diagnosis and management. *Am J Sports Med* 2011; 39(4):874–86. doi: 10.1177/0363546510384232.
140. Wiedemann E, Biberthaler P, Hinterwimmer S. Anatomie und Einteilung der Rotatorenmanschettendefekte. *Arthroskopie* 2004; 17(1):17–26. doi: 10.1007/s00142-003-0239-6.
141. Fukuda H. The Management of partial-thickness tears of the rotator cuff. *J Bone Joint Surg Br* 2003; 85-B(1):3–11. doi: 10.1302/0301-620x.85b1.13846.
142. Leong HT, Fu SC, He X, Oh JH, Yamamoto N, Hang S. Risk factors for rotator cuff tendinopathy: A systematic review and meta-analysis. *J Rehabil Med* 2019; 51(9):627–37. doi: 10.2340/16501977-2598.
143. Moor BK, Röthlisberger M, Müller DA, Zumstein MA, Bouaicha S, Ehlinger M, Gerber C. Age, trauma and the critical shoulder angle accurately predict supraspinatus tendon tears. *Orthop Traumatol Surg Res* 2014; 100(5):489–94. doi: 10.1016/j.otsr.2014.03.022.
144. Eckers F, Loske S, Ek ET, Müller AM. Current Understanding and New Advances in the Surgical Management of Repairable Rotator Cuff Tears: A Scoping Review. *J Clin Med* 2023; 12(5). doi: 10.3390/jcm12051713.
145. Lewis JS. Rotator cuff tendinopathy. *Br J Sports Med* 2009; 43(4):236–41. doi: 10.1136/bjsm.2008.052175.
146. Tarkin IS, Morganti CM, Zillmer DA, McFarland EG, Giangarra CE. Rotator cuff tears in adolescent athletes. *Am J Sports Med* 2005; 33(4). doi: 10.1177/0363546504269033.

147. Azzam MG, Dugas JR, Andrews JR, Goldstein SR, Emblom BA, Cain EL. Rotator Cuff Repair in Adolescent Athletes. *Am J Sports Med* 2018; 46(5):1084–90. doi: 10.1177/0363546517752919.
148. Patel M, Amini MH. Management of Acute Rotator Cuff Tears. *Orthop Clin North Am* 2022; 53(1):69–76. doi: 10.1016/j.ocl.2021.08.003.
149. Loew M, Habermeyer P, Wiedemann E, Rickert M, Gohlke F. Empfehlungen zu Diagnostik und Begutachtung der traumatischen Rotatorenmanschettenläsion. *Unfallchirurg* 2000; 103(5):417–26. doi: 10.1007/s001130050560.
150. Pandey V, Jaap Willems W. Rotator cuff tear: A detailed update. *Asia Pac J Sports Med Arthrosc Rehabil Technol* 2015; 2(1):1–14. doi: 10.1016/j.asmart.2014.11.003.
151. Calvo E, Guardado CR, Morcillo D, Arce G. Diagnosis and Classification of Rotator Cuff Tears. In: Imhoff AB, Savoie FH, Hrsg. *Rotator Cuff Across the Life Span*. Berlin, Heidelberg: Springer; 2019. S. 3–10.
152. Bateman JE. The Diagnosis and Treatment of Ruptures of the Rotator Cuff. *Surgical Clinics of North America* 1963; 43(6):1523–30. doi: 10.1016/s0039-6109(16)37139-0.
153. Neer CS. Impingement lesions. *Clin Orthop Relat Res* 1983; (173):70–7.
154. Ellman H. Diagnosis and Treatment of Incomplete Rotator Cuff Tears. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1990; 254:64-74.
155. Ellman H, Gartsman GM. *Arthroscopic shoulder surgery and related procedures*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1993.
156. Snyder SJ. Arthroscopic classification of rotator cuff lesions and surgical decision making. In: Snyder SJ, Hrsg. *Shoulder Arthroscopy: Lippincott Williams & Wilkins*; 2003. S. 201–7.
157. 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; (304):78–83.
158. 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(6):599–605. doi: 10.1016/s1058-2746(99)90097-6.

159. Patte D. Classification of rotator cuff lesions. *Clin Orthop Relat Res* 1990; (254):81–6.
160. Fox JA, Noerdlinger MA, Romeo AA. Arthroscopic subscapularis repair. *Operative Techniques in Orthopaedics* 2002; 12(3):209–17. doi: 10.1053/otor.2002.36291.
161. 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(6):1184–93. doi: 10.2106/JBJS.F.00007.
162. Davidson J, Burkhart SS. The Geometric Classification of Rotator Cuff Tears: A System Linking Tear Pattern to Treatment and Prognosis. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 2010; 26(3):417–24. doi: 10.1016/j.arthro.2009.07.009.
163. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Orthopädische Chirurgie (DGOOC). S2e Leitlinie "Rotatorenmanschette" (AWMF Registernummer 033-041); 2017. Verfügbar unter: <https://www.dvse.info/downloads/leitlinien.html>.
164. Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P. Oberer Labrum-Bizepsanker-Komplex. *Der Orthopäde* 2003; 32(7). doi: 10.1007/s00132-003-0491-5.
165. Morgan CD, Burkhart SS, Palmeri M, Gillespie M. Type II SLAP lesions: three subtypes and their relationships to superior instability and rotator cuff tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* 1998; 14(6):553–65. doi: 10.1016/s0749-8063(98)70049-0.
166. Nord KD, Masterson JP, Mauck BM. Superior labrum anterior posterior (SLAP) repair using the Neviaser portal. *Arthroscopy* 2004; 20 Suppl 2:129–33. doi: 10.1016/j.arthro.2004.04.050.
167. Powell SE, Nord KD, Ryu RKN. The Diagnosis, Classification, and Treatment of SLAP Lesions. *Operative Techniques in Sports Medicine* 2012; 20(1):46–56. doi: 10.1053/j.otsm.2012.03.006.
168. Patzer T, Wimmer N, Verde PE, Hufeland M, Krauspe R, Kubo HK. The association between a low critical shoulder angle and SLAP lesions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2019; 27(12):3944–51. doi: 10.1007/s00167-019-05569-1.

169. Burkhart SS, Morgan CD. The peel-back mechanism: its role in producing and extending posterior type II SLAP lesions and its effect on SLAP repair rehabilitation. *Arthroscopy* 1998; 14(6):637–40. doi: 10.1016/s0749-8063(98)70065-9.
170. Moroder, P., Brunner, U., Scheibel, M. Klinische Untersuchung der Schulter. In: Scheibel M, Brunner U, Hrsg. *Expertise Schulter*. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2021. S. 60–86.
171. Buckup J, Stein T, Hirsch K, Welsch F. Klinische und radiologische Untersuchung der Schulter. *Orthopädie und Unfallchirurgie up2date* 2019; 14(02):207–26. doi: 10.1055/a-0602-6176.
172. Lowry V, Lavigne P, Zidarov D, Matifat E, Cormier A-A, Desmeules F. A Systematic Review of Clinical Practice Guidelines on the Diagnosis and Management of Various Shoulder Disorders. *Arch Phys Med Rehabil* 2024; 105(2):411–26. doi: 10.1016/j.apmr.2023.09.022.
173. Matsen FA. Clinical practice. Rotator-cuff failure. *N Engl J Med* 2008; 358(20):2138–47. doi: 10.1056/NEJMcp0800814.
174. Giri A, O'Hanlon D, Jain NB. Risk factors for rotator cuff disease: A systematic review and meta-analysis of diabetes, hypertension, and hyperlipidemia. *Ann Phys Rehabil Med* 2023; 66(1):101631. doi: 10.1016/j.rehab.2022.101631.
175. Hermans J, Luime JJ, Meuffels DE, Reijman M, Simel DL, Bierma-Zeinstra SMA. Does this patient with shoulder pain have rotator cuff disease?: The Rational Clinical Examination systematic review. *JAMA* 2013; 310(8):837–47. doi: 10.1001/jama.2013.276187.
176. Brown KE, Stickler L. Shoulder pain and dysfunction secondary to neural injury. *Int J Sports Phys Ther* 2011; 6(3):224–33.
177. Beach H, Gordon P. Clinical Examination of the Shoulder. *N Engl J Med* 2016; 375(11):e24. doi: 10.1056/NEJMvcm1212941.
178. Ryf C, Weymann A. The neutral zero method - A principle of measuring joint function. *Injury* 1995; 26:1–11. doi: 10.1016/0020-1383(95)90116-7.
179. Kibler WB. The role of the scapula in athletic shoulder function. *Am J Sports Med* 1998; 26(2):325–37. doi: 10.1177/03635465980260022801.

180. Kibler WB, Uhl TL, Maddux JWq, Brooks PV, Zeller B, McMullen J. Qualitative clinical evaluation of scapular dysfunction: a reliability study. *J Shoulder Elbow Surg* 2002; 11(6):550–6. doi: 10.1067/mse.2002.126766.
181. Jobe FW, Jobe CM. Painful athletic injuries of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res* 1983; (173):117–24.
182. Deutsche Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie (DVSE) e.V. Untersuchungstechniken des Schultergelenks: Expertenevaluation auf der Basis einer Literaturanalyse. *Obere Extremität* 2012; 7(S1):1–67. doi: 10.1007/s11678-012-0165-1.
183. Ostor A, Richards C, Prevost A, Hazleman B, Speed C. Interrater reproducibility of clinical tests for rotator cuff lesions. *Ann Rheum Dis* 2004; 63(10):1288–92. doi: 10.1136/ard.2003.014712.
184. Walch G, Boulahia A, Calderone S, Robinson AH. The 'dropping' and 'hornblower's' signs in evaluation of rotator-cuff tears. *J Bone Joint Surg Br* 1998; 80(4):624–8. doi: 10.1302/0301-620x.80b4.8651.
185. Hertel R, Ballmer FT, Lombert SM, Gerber C. Lag signs in the diagnosis of rotator cuff rupture. *J Shoulder Elbow Surg* 1996; 5(4):307–13. doi: 10.1016/s1058-2746(96)80058-9.
186. 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(3):389–94. doi: 10.1302/0301-620X.73B3.1670434.
187. Barth JRH, Burkhart SS, Beer JF de. The bear-hug test: a new and sensitive test for diagnosing a subscapularis tear. *Arthroscopy* 2006; 22(10):1076–84. doi: 10.1016/j.arthro.2006.05.005.
188. Gerber C, Hersche O, Farron A. Isolated rupture of the subscapularis tendon. *J Bone Joint Surg Am* 1996; 78(7):1015–23.
189. Oh JH, Kim JY, Kim WS, Gong HS, Lee JH. The evaluation of various physical examinations for the diagnosis of type II superior labrum anterior and posterior lesion. *Am J Sports Med* 2008; 36(2):353–9. doi: 10.1177/0363546507308363.
190. Crenshaw AH, Kilgore WE. Surgical treatment of bicipital tenosynovitis. *J Bone Joint Surg Am* 1966; 48(8):1496–502.

191. Bennett WF. Specificity of the Speed's test: arthroscopic technique for evaluating the biceps tendon at the level of the bicipital groove. *Arthroscopy* 1998; 14(8):789–96. doi: 10.1016/s0749-8063(98)70012-x.
192. Yergason R.M. Supination sign. *J Bone Joint Surg* 1931; 13: 160.
193. O'Brien SJ, Pagnani MJ, Fealy S, McGlynn, SR, Wilson JB. The active compression test: a new and effective test for diagnosing labral tears and acromioclavicular joint abnormality. *Am J Sports Med* 1998; 26(5). doi: 10.1177/03635465980260050201.
194. Liu SH, Henry MH, Nuccion SL. A prospective evaluation of a new physical examination in predicting glenoid labral tears. *Am J Sports Med* 1996; 24(6):721–5. doi: 10.1177/036354659602400604.
195. Ebinger N, Magosch P, Lichtenberg S, Habermeyer P. A new SLAP test: the supine flexion resistance test. *Arthroscopy* 2008; 24(5):500–5. doi: 10.1016/j.arthro.2007.11.017.
196. Kim SH, Ha KI, Ahn JH, Choi HJ. Biceps load test II: A clinical test for SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy* 2001; 17(2):160–4. doi: 10.1053/jars.2001.20665.
197. Hawkins RJ, Kennedy JC. Impingement syndrome in athletes. *Am J Sports Med* 1980; 8(3):151–8. doi: 10.1177/036354658000800302.
198. Chronopoulos E, Kim TK, Park HB, Ashenbrenner D, McFarland EG. Diagnostic value of physical tests for isolated chronic acromioclavicular lesions. *Am J Sports Med* 2004; 32(3):655–61. doi: 10.1177/0363546503261723.
199. McLaughlin HL. On the frozen shoulder. *Bull Hosp Joint Dis* 1951; 12(2):383–93.
200. Lichtenberg S, Magosch P, Habermeyer P. Erkrankungen und Verletzungen der Rotatorenmanschetten. *OP-Journal* 2013; 29(01):54–70. doi: 10.1055/s-0032-1328431.
201. Al-Shawi A, Badge R, Bunker T. The detection of full thickness rotator cuff tears using ultrasound. *J Bone Joint Surg Br* 2008; 90(7):889–92. doi: 10.1302/0301-620X.90B7.20481.
202. Small KM, Adler RS, Shah SH, Roberts CC, Bencardino JT, Appel M, Gyftopoulos S, Metter DF, Mintz DN, Morrison WB, Subhas N, Thiele R, Towers JD, Tynus KM, Weissman BN, Yu JS, Kransdorf MJ. ACR Appropriateness Criteria® Shoulder

- Pain-Atraumatic. J Am Coll Radiol 2018; 15(11S):S388-S402. doi: 10.1016/j.jacr.2018.09.032.
203. Goud A, Segal D, Hedayati P, Pan JJ, Weissman BN. Radiographic evaluation of the shoulder. Eur J Radiol 2008; 68(1):2–15. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.02.023.
 204. Silfverskiöld JP, Straehley DJ, Jones WW. Roentgenographic evaluation of suspected shoulder dislocation: a prospective study comparing the axillary view and the scapular 'Y' view. Orthopedics 1990; 13(1).
 205. Tuite MJ, Small KM. Imaging Evaluation of Nonacute Shoulder Pain. AJR. American journal of roentgenology 2017; 209(3):525–33. doi: 10.2214/AJR.17.18085.
 206. Trattnig S, Mamisch TC, Noebauer I. Hochfeld- und Ultrahochfeldmagnetresonanztomographie. Neue Möglichkeiten für die Bildgebung der Gelenke. Z Rheumatol 2006; 65(8):681–7. doi: 10.1007/s00393-006-0121-9.
 207. Mauch F, Rickert C, Mauch B, Liem D. Bildgebende Verfahren: Kernspintomografie (MRT). In: Scheibel M, Brunner U, Hrsg. Expertise Schulter. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2021.
 208. Pollmann S, Noesselt T. Grundlagen der Magnetresonanztomographie. In: Pollmann S, Noesselt T, Hrsg. Funktionelle MRT. Berlin, Heidelberg: Springer; 2023. S. 1–21.
 209. Pradeep D, Tembhre MK, Parihar AS, Rao C. Magnetic resonance imaging: Basic principles and advancement in clinical and diagnostics approaches in health care. In: Suar M, Misra N, Bhavesh NS, Hrsg. Biomedical imaging instrumentation: Applications in tissue, cellular and molecular diagnostics. London: Academic Press; 2022. S. 45–66.
 210. Grover VPB, Tognarelli JM, Crossey MME, Cox IJ, Taylor-Robinson SD, McPhail MJW. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. J Clin Exp Hepatol 2015; 5(3):246–55. doi: 10.1016/j.jceh.2015.08.001.
 211. Weishaupt D, Köchli VD, Marincek B, Fröhlich JM. Wie funktioniert MRI?: Eine Einführung in Physik und Funktionsweise der Magnetresonanzbildgebung. 7., überarb. und erg. Aufl. Berlin, Heidelberg: Springer; 2014.
 212. Westbrook C, Talbot J. MRI in practice. Fifth edition. Hoboken, NJ, Chichester, England: Wiley Blackwell; 2019.

213. Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM. Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications. *RadioGraphics* 2009; 29(5):1433–49. doi: 10.1148/rg.295095034.
214. Schick F. Grundlagen der Magnetresonanztomographie (MRT). *Radiologe* 2005; 45(1):69-86; quiz 87-8. doi: 10.1007/s00117-004-1146-1.
215. Ma Y, Jang H, Jerban S, Chang EY, Chung CB, Bydder GM, Du J. Making the invisible visible-ultrashort echo time magnetic resonance imaging: Technical developments and applications. *Appl Phys Rev* 2022; 9(4):41303. doi: 10.1063/5.0086459.
216. Thakkar RS, Flammang AJ, Chhabra A, Padua A, Carrino JA. 3T MR Imaging of Cartilage using 3D Dual Echo Steady State (DESS). *Magnetom Flash* 2011; 3:33–6.
217. Gyngell ML. The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: FAST and CE-FAST sequences. *Magn Reson Imaging* 1988; 6(4):415–9. doi: 10.1016/0730-725x(88)90478-x.
218. Chavhan GB, Babyn PS, Jankharia BG, Cheng H-LM, Shroff MM. Steady-State MR Imaging Sequences: Physics, Classification, and Clinical Applications. *RadioGraphics* 2008; 28(4):1147–60. doi: 10.1148/rg.284075031.
219. Hardy PA, Recht MP, Piraino D, Thomasson D. Optimization of a dual echo in the steady state (DESS) free-precession sequence for imaging cartilage. *J Magn Reson Imaging* 1996; 6(2):329–35. doi: 10.1002/jmri.1880060212.
220. Osterholt A-C, Link TW, Abrar DB, Mewes AD, Hufeland M, Schleich C, Bittersohl B. Diagnostic performance of a 3D double-echo steady-state sequence at 3 T using radial reformats for detecting and grading rotator cuff tears: a pilot diagnostic accuracy study with magnetic resonance imaging and arthroscopic correlation. *Acta Radiol* 2023; 64(10):2768–76. doi: 10.1177/02841851231190359.
221. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 2016; 15(2):155–63. doi: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.
222. Neer CS, Craig EV, Fukuda H. Cuff-tear arthropathy. *J Bone Joint Surg Am* 1983; 65(9):1232–44.

223. Rajeswaran G, Lee JC, Healy JC. MRI of the popliteofibular ligament: isotropic 3D WE-DESS versus coronal oblique fat-suppressed T2W MRI. *Skeletal Radiol* 2007; 36(12):1141–6. doi: 10.1007/s00256-007-0385-4.
224. Shahabpour M, Staelens B, van Overstraeten L, Maeseneer M de, Boulet C, Mey J de, Scheerlinck T. Advanced imaging of the scapholunate ligamentous complex. *Skeletal Radiol* 2015; 44(12):1709–25. doi: 10.1007/s00256-015-2182-9.
225. Chaudhari AS, Stevens KJ, Sveinsson B, Wood JP, Beaulieu CF, Oei EHG, Rosenberg JK, Kogan F, Alley MT, Gold GE, Hargreaves BA. Combined 5-minute double-echo in steady-state with separated echoes and 2-minute proton-density-weighted 2D FSE sequence for comprehensive whole-joint knee MRI assessment. *J Magn Reson Imaging* 2019; 49(7):e183-e194. doi: 10.1002/jmri.26582.
226. Hesper T, Hosalkar HS, Bittersohl D, Welsch GH, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B. T2* mapping for articular cartilage assessment: principles, current applications, and future prospects. *Skeletal Radiol* 2014; 43(10):1429–45. doi: 10.1007/s00256-014-1852-3.
227. Hesper T, Neugroda C, Schleich C, Antoch G, Hosalkar H, Krauspe R, Zilkens C, Bittersohl B. T2*-Mapping of Acetabular Cartilage in Patients With Femoroacetabular Impingement at 3 Tesla: Comparative Analysis with Arthroscopic Findings. *Cartilage* 2017; 9(2):118–26. doi: 10.1177/1947603517741168.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich während meiner Promotion unterstützt und begleitet haben.

Mein außerordentlicher Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. med. Bernd Bittersohl, für die Überlassung des spannenden Themas und für die herausragende sowie umfassende Unterstützung während meiner gesamten Promotion. Ihre fachliche Expertise, Ihre wertvollen Ratschläge und Ihr Engagement haben maßgeblich zum Erfolg dieser Arbeit beigetragen.

Ebenso danke ich meinen Co-Betreuern, PD Dr. med. Martin Hufeland und PD Dr. med. Christoph Schleich, für ihre hilfreichen Anregungen, die konstruktiven Kritiken und ihre kontinuierliche Unterstützung. Ihr Fachwissen und Ihre wertvolle Begleitung haben mir sehr geholfen und die Qualität dieser Arbeit und insbesondere der Publikation erheblich bereichert.

Ein besonderer Dank gilt Frau Dr. med. Ann-Carolin Osterholt für die exzellente Zusammenarbeit bei der Erstellung der Publikation. Ihre Unterstützung und Zusammenarbeit waren ein wichtiger Bestandteil des Projekts und haben den gesamten Prozess bereichert. Ebenso möchte ich meiner Schwester für Ihre wertvolle und konstruktive Kritik danken, die insbesondere bei der Durchsicht und Korrektur meiner Dissertation einen wichtigen Beitrag geleistet hat.

Schließlich möchte ich mich bei meinen Eltern und meiner Verlobten Chantal für ihre unermüdliche Unterstützung, ihre Liebe, ihre Kraft und Motivation während meines gesamten Studiums und meiner Promotion bedanken. Ohne euch wäre dieser wunderbare Weg nicht möglich gewesen. Ich bin zutiefst dankbar für alles, was ihr mir gegeben habt.

Vielen Dank!