

Aus der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus Würzburg

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. med. Rudert

**Muskuläre Einflüsse der Rotatorenmanschette auf die Early Onset
Arthrose der Schulter**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Franca Keicher

aus Würzburg

Würzburg, Juli 2023



Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Robert Hudek

Koreferentin: Univ.-Prof. Dr. med. Sarah König

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 17.05.2024

Die Promovendin ist Ärztin

Für Brigitte und Hubert Keicher

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	1
1.1 Definition der Early Onset Arthrose der Schulter	1
1.2 Das Krankheitsbild der Omarthrose	1
1.3 Herausforderung der Therapie der EOA	4
1.4 Ätiologie	5
1.5 Mögliche muskuläre Einflüsse auf die EOA	7
1.5.1 Einfluss der Rotatorenmanschette auf die glenohumerale Kinematik	7
1.5.2 Muskuläres Ungleichgewicht als Ursache der posterioren Humeruskopfsubluxation und EOA	12
1.5.3 Mögliche Ursachen des muskulären Ungleichgewichts der Rotatorenmanschette bei EOA	13
1.6 Fragestellungen	17
2. Material und Methoden	18
2.1 Ethikvotum	18
2.2 Einschlusskriterien der ProbandInnen und Kontrollpersonen in die Studie	18
2.3 Überblick über die Messmethoden	19
2.4 MRT-Untersuchungen	20
2.5 Körpermaße	22
2.6 Fragebogen	23
2.7 DASH-Fragebogen	24
2.8 Constant-Murley-Score	25
2.9 MRT-Auswertung	28
2.10 Statistische Analyse	34
2.10.1 Deskriptive und vergleichende Verfahren	34
2.10.2 Logistische Regression	35
2.10.3 Multiple Lineare Regression	37
3. Ergebnisse	42
3.1 Charakterisierung der ProbandInnen- und Kontrollgruppe	42
3.1.1 Alter und Geschlecht	43
3.1.2 Krankheitsscores	43
3.1.3 Vorerkrankungen	43
3.1.4 Regelmäßige Medikamenteneinnahme	44
3.2 Ergebnisse zu Fragestellung I: Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren absoluten und relativen Volumenverhältnissen der Rotatorenmanschette von Personen ohne EOA?	44
3.3 Ergebnisse zu Fragestellung II: Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren anthropometrischen Daten und der Scapulamorphologie von Personen ohne EOA?	45
3.4 Ergebnisse zu Fragestellung III: Unterscheiden sich Personen mit EOA hinsichtlich der Ausübung körperlich fordernder Berufe und der Überkopfbelastung von Personen ohne EOA?	47
3.5 Ergebnisse der logistischen Regressionsanalysen mit der abhängigen Variable „EOA-Erkrankung“ zu Fragestellung I-III	49

3.6 Ergebnisse zu Fragestellung IV: Unterscheiden sich die Untergruppen der Glenoidmorphologietypen von Personen mit EOA bezüglich der in der Studie erhobenen Parameter?	49
3.6.1 Epidemiologie der Glenoidmorphologietypen	49
3.6.2 Vergleich zwischen konzentrischen (A) und exzentrischen Glenoiden (B)	50
3.6.3 Vergleich zwischen Glenoidtypen A1, B1 und B2	51
3.7 Ergebnisse zu Fragestellung IV: Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Humeruskopfsubluxation bzw. Glenoidretroversion der ProbandInnen und den in der Studie erhobenen Parametern?	54
3.7.1 Multiple lineare Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Subluxation	54
3.7.2 Multiple lineare Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Glenoidretroversion	55
4. Diskussion	56
4.1 Diskussion der verwendeten Messmethoden	57
4.1.1 Messung der Muskelvolumina	57
4.1.2 Messung von Glenoidretroversion und Subluxation	60
4.2 Diskussion der Ergebnisse	62
4.2.1 Muskelvolumina	62
4.2.2 Muskelvolumina in Abhängigkeit von den Glenoidmorphologietypen	66
4.2.3 Anthropometrische Körpermaße	69
4.2.4 Knöchernen Strukturen	72
4.2.5 Sport und Beruf	76
4.3 Limitationen	80
4.4 Ausblick	81
5. Zusammenfassung	81
6. Literaturverzeichnis	85
7. Appendix	99
7.1 Fragebogen	99
7.2 Einwilligung und Datenschutzerklärung	101
7.3 DASH- und Constant-Murley-Score-Fragebögen	103
7.4 MRT-Protokoll	109
7.5 Liste der Berufsgruppen mit körperlicher Schwerarbeit	111
I Abkürzungsverzeichnis	112
II Abbildungsverzeichnis	113
III Tabellenverzeichnis	116
IV Danksagung	118
V Lebenslauf	119

1. Einleitung

1.1 Definition der Early Onset Arthrose der Schulter

Die Early Onset Arthrose (EOA) des Schultergelenks ist eine Sonderform der Schulterarthrose (Omarthrose), die sich dadurch auszeichnet, dass sie ungewöhnlich früh auftritt (Plachel, Akgün, Imiolczyk, Minkus, & Moroder, 2021; Walch, Ascani, Boulahia, Nove-Josserand, & Edwards, 2002). Während die klassische primäre Arthrose der Schulter typischerweise ihren Häufigkeitsgipfel im Alter zwischen 60 und 70 Jahren hat (Kircher, 2012; Nakagawa, Hyakuna, Otani, Hashitani, & Nakamura, 1999; Walch, Boulahia, Boileau, & Kempf, 1998), erkranken PatientInnen mit EOA in jüngeren Lebensjahren etwa ab dem 40. Lebensjahr (Plachel et al., 2021). Eine einheitliche Definition existiert nicht. Von sogenannten jungen PatientInnen mit Omarthrose wird in verschiedenen Studien uneinheitlich bei einem Alter von <50, <55 bzw. <60 Jahren gesprochen (Patel et al., 2019; Plachel et al., 2021; Sperling, Cofield, & Rowland, 1998). Die EOA gehört zu den primären Arthrosen des Schultergelenks (Plachel et al., 2021), bei denen keine zugrundeliegenden Ursachen gefunden werden können. Im Gegensatz dazu resultieren sekundäre Arthrosen aus Verletzungen, Instabilitäten, Infektionen, Osteonekrosen, metabolischen Störungen, rheumatoiden Erkrankungen oder Defektarthropathien bzw. anderen Grunderkrankungen (Aury-Landas, Marcelli, Leclercq, Boumédiene, & Baugé, 2016; Kircher, 2012).

1.2 Das Krankheitsbild der Omarthrose

Die EOA unterscheidet sich in ihrem Erscheinungsbild grundsätzlich nicht von der klassischen Omarthrose, die sich durch einen zunehmenden, räumlich begrenzten Verlust des Gelenkknorpels auszeichnet. Auffällig sind die bei der EOA häufig beobachtete Glenoiderosion und eine Subluxation des Humeruskopfes nach posterior. Typischerweise zeigen sich an betroffenen Gelenken eine Deformität der knöchernen Bestandteile, eine Kapselverdickung sowie eine Knochenhypertrophie mit Osteophyten und subchondraler Sklerose (Moskowitz, 1987; Rabenberg, 2013; Woolf & Pfleger, 2003). Bei der Erkrankung spielen sowohl mechanische als auch entzündliche Prozesse eine Rolle (van den Bosch, 2019). Durch einen Knorpelabrieb entsteht eine

Gewebenekrose, wodurch Druck auf die knöchernen Deckplatte ausgeübt wird. Durch die eindringende Synovialflüssigkeit entstehen Pseudozysten, die von einem Sklerosesaum im Sinne eines vermehrten Knochenwachstums begrenzt werden. Im Grenzbereich von Synovialmembran, Periost und Gelenkknorpel können sich Osteophyten bilden, die in der Schulter im fortgeschrittenen Stadium besonders am inferioren Rand des Humeruskopfes auftreten. Diese können am korrespondierenden Teil des Glenoids zu Schäden am Labrum führen (Neer, 1974; Prescher, 2000). Gleichzeitig führen extrazelluläre Matrixfragmente aus dem Knorpel zur Aktivierung von Synovialzellen, die vermehrt proinflammatorische Faktoren produzieren. Die ausgeschütteten Chemokine, Zytokine und katabolischen Enzyme führen zu einer Aktivierung von Knorpel- und Knochenzellen, die wiederum die Entzündung aufrechterhalten (van den Bosch, 2019).

Die röntgenologischen Kriterien der Omarthrose wurden von Kellgren und Lawrence (Kellgren & Lawrence, 1957) folgendermaßen beschrieben:

- Osteophytenbildung an Gelenkgrenzen
- Periartikuläre Ossikel
- Gelenkspaltverschmälerung mit subchondraler Sklerose
- Kleinere pseudozystische Bereiche mit sklerotischer Umrandung im subchondralen Knochen
- Veränderung der knöchernen Gelenkpartner, insbesondere im Bereich des Humeruskopfes

Walch et al. entwickelten zudem eine Klassifizierung der unterschiedlichen Glenoidmorphologien bei Omarthrose, in der sie fünf verschiedene Glenoidtypen beschrieben (siehe Abb. 1).

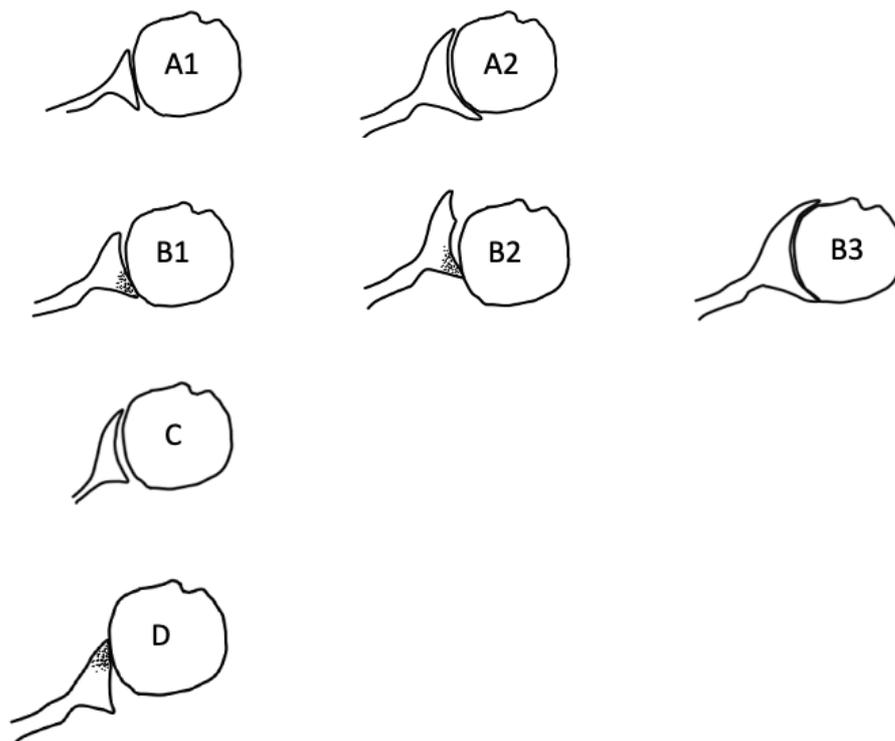


Abbildung 1: Klassifizierung der Glenoidmorphologietypen der Omarthrose nach Walch et al. und modifiziert mit zusätzlichem B3 und D Typ nach Bercik et al. (Bercik et al., 2016; Walch et al., 1999), gezeichnet mit MediBang Paint Pro

Bei Typ A befindet sich eine Glenoiderosion vor allem zentral und symmetrisch, wobei der Humeruskopf nicht subluxiert ist. Dieser Typ wird auch als konzentrischer Typ deklariert. Glenoide des Typ B weisen eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes, sowie eine posteriore Erosion des Glenoids auf und werden aufgrund des posterioren Abriebs als exzentrischer Typ beschrieben. Bei PatientInnen mit Typ B2 zeigt das Glenoid zusätzlich eine bikonkave Form. Der Typ C wird als Glenoidretroversion von über 25 Grad definiert (Walch, Badet, Boulahia, & Khoury, 1999). Bercik et al. modifizierten die Klassifikation von Walch zur Erhöhung der Beobachtungsübereinstimmung und fügten einen Typ B3 und D hinzu (siehe Abb. 1). Typ B3 umfasst dabei eine pathologische Retroversion des Glenoids von mindestens 15 Grad mit einer posterioren Humerussubluxation von mindestens 70%. Typ D beschreibt eine Glenoidanteversion oder anteriore Humerussubluxation (Bercik et al., 2016).

Klinisch äußert sich die Arthrose mit Gelenkschmerzen und –steife, Bewegungseinschränkungen, Krepitationen bei Gelenkbewegung, vereinzelt auch Gelenkergüssen sowie Entzündungen unterschiedlichen Schweregrads. Die Schmerzen treten

typischerweise bewegungsabhängig auf. Bei fortgeschrittenem Krankheitsprozess können diese jedoch auch in Ruhe und besonders in der Nacht bestehen (Moskowitz, 1987; Woolf & Pfleger, 2003). Die Schmerzen, sowie die durch die Einschränkung der Mobilität resultierende Behinderung, können zu einem hohen Leidensdruck der Betroffenen führen. Chronische Gelenkschmerzen sind mit Müdigkeit und psychischen Beeinträchtigungen assoziiert und können daher einen negativen Einfluss auf die Lebensqualität ausüben (Montero, Mulero, Tornero, Guitart, & Serrano, 2016).

1.3 Herausforderung der Therapie der EOA

Die anfängliche Behandlung sowohl der EOA als auch der klassischen primären Omarthrose im höheren Alter konzentriert sich zunächst vor allem auf konservative Verfahren wie Physiotherapie, intraartikuläre Injektionen und Änderung der Bewegungsaktivität (Denard, Wirth, & Orfaly, 2011). Schlagen diese Ansätze fehl, werden operative Verfahren in Betracht gezogen. Die Möglichkeiten reichen dabei unter anderem von arthroskopischen Debridement bis hin zum Einsatz einer Hemiendoprothese oder Totalendoprothese (Mitchell et al., 2016). Der Protheseneinsatz ist dabei insbesondere bei der Behandlung einer Omarthrose im fortgeschrittenen Stadium das Mittel der Wahl (Kelly & Norris, 2003). Allerdings können Lockerungen der implantierten Prothesenkomponenten am Glenoid eine Revisionsoperation erforderlich machen (Torchia, Cofield, & Settergren, 1997). Denard et al. untersuchten die Mittel- und Langzeitergebnisse von 52 anatomischen Schulterendoprothesen bei unter 55-jährigen PatientInnen mit primärer Omarthrose. Nach 5 Jahren waren die Ergebnisse mit 98% funktionsfähigen Glenoidkomponenten vielversprechend (Endpunkt definiert als Revisionsoperation aufgrund von Glenoidkomponentenlockerung). Nach 10 Jahren sank dieser Anteil auf 62,5% der operierten PatientInnen (Denard, Raiss, Sowa, & Walch, 2013). Sperling et al. kamen in einer Follow-Up-Studie zu Hemi- und Totalendoprothesen bei PatientInnen <50 Jahren zu ähnlichen Ergebnissen. Die Autoren gaben eine geschätzte Überlebenszeit für anatomische Totalendoprothesen von 97% nach 10 Jahren und 84% nach 20 Jahren an. Für die Hemiprothesen wurden etwas niedrigere Funktionsraten von 82% nach 10 Jahren und 75% nach 20 Jahren ermittelt. Auch in diesem Fall wurde als Endpunkt eine Revisionsoperation definiert (Sperling, Cofield, & Rowland, 2004). Durchschnittlich beträgt die Rate symptomatischer Glenoidlockerungen

1,2% pro Jahr (Papadonikolakis, Neradilek, & Matsen, 2013). Die abnehmende Funktionsfähigkeit der Prothesen bei fortschreitendem Alter durch Lockerung der Komponenten bestätigte sich in mehreren Untersuchungen (Brenner, Ferlic, Clayton, & Dennis, 1989; Sperling et al., 1998).

Gerade bei der EOA stellt der begrenzte Zeitraum von Prothesen ein Problem dar, da jüngere PatientInnen aufgrund der zu erwartenden längeren Lebenszeit und der höheren Aktivität eine größere Wahrscheinlichkeit für Prothesenversagen haben (Bhat, Lazarus, Getz, Williams, & Namdari, 2016; Johnson, Paxton, & Green, 2015). Zusätzlich wurde in der Alterspopulation <50 Jahren eine erhöhte Unzufriedenheit der PatientInnen nach Prothesenimplantation beobachtet. In einer Studie von Sperling et al. konnten nach durchschnittlich 12,3 Jahren nur bei der Hälfte der PatientInnen zufriedenstellende Ergebnisse bezüglich ihres Bewegungsausmaßes und ihrer Schmerzen verzeichnet werden (Sperling et al., 1998). In weiteren Untersuchungen konnten als Ursachen der schlechteren postoperativen Ergebnisse eine höhere körperliche Aktivität, höhere Erwartungen an die Funktionalität sowie die kurze Lebensdauer des Implantats in der Altersgruppe <55 Jahren nachgewiesen werden (Chong, Srikumaran, Kuye, & Warner, 2011; Denard et al., 2013; Saltzman, Leroux, Verma, & Romeo, 2018; Sperling et al., 1998; Walch et al., 1999).

Daraus folgt, dass eine Prothesenimplantation bei EOA, auch bei fortgeschrittener Arthrose und ausgereizter konservativer Therapie, kritisch evaluiert werden muss, da sie keine optimale Lösung darstellt (Tauber & Martetschläger, 2019). Das Hauptproblem der EOA besteht meist darin, dass sie zu spät erkannt wird und bei fortgeschrittenem Befund kaum Behandlungsalternativen zum Einsatz einer Endoprothese bestehen. Nur durch eine Aufklärung der Ursachen dieser außerordentlich früh einsetzenden Omarthrose, können neue präventive Maßnahmen und Therapieoptionen entwickelt und getestet werden.

1.4 Ätiologie

Die Ätiologie der EOA ist bislang ungeklärt. Wie bei der klassischen primären Omarthrose wird von einem multifaktoriellen Geschehen ausgegangen (Chillemi & Franceschini, 2013; Cushnaghan & Dieppe, 1991; Plachel et al., 2021). In Studien mit PatientInnen, die eine klassische primäre Omarthrose oder eine EOA aufwiesen, wurden eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes sowie eine vermehrte

Glenoidretroversion wiederholt beschrieben (siehe Abb. 2) (Domos, Checchia, & Walch, 2018; Neer, Watson, & Stanton, 1982; von Eisenhart-Rothe, Muller-Gerbl, Wiedemann, Englmeier, & Graichen, 2008; Walch et al., 2002).

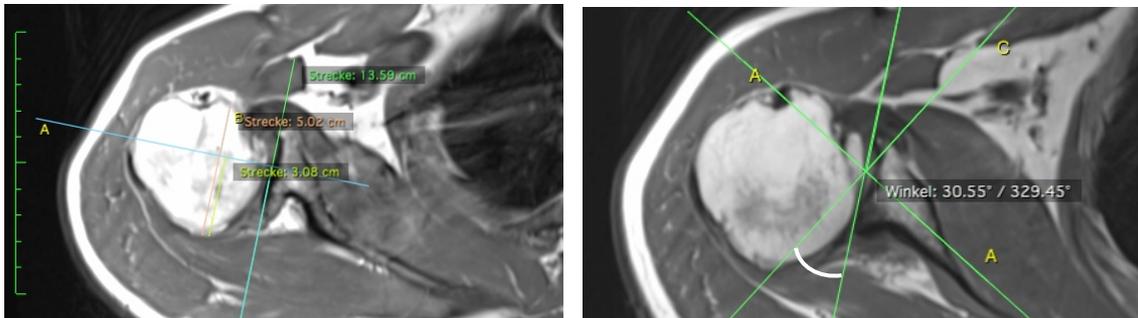


Abbildung 2: (links) Posteriore Humeruskopfsubluxation bei einem Patienten mit EOA. In Relation zur Glenoidmitte ist der Humeruskopf nach posterior versetzt (Gerade A schneidet das Glenoid im Lot in der Mitte, posteriorer Anteil des Humeruskopfes 3,08 cm, Durchmesser des Humeruskopfes 5,02 cm), (rechts) Glenoidretroversion von 30,55 Grad bei einem Patienten mit EOA aus der vorliegenden Studie (Winkel in weiß markiert). In Relation zum Lot der Scapularlinie ist das Glenoid nach dorsal ausgerichtet. (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Zu den Ursachen dieser Phänomene wurden verschiedene Hypothesen aufgestellt. Als eine der Ersten postulierte Neer et al. auf Grundlage von Studien mit älteren PatientInnen, dass die posteriore Subluxation aus einer knöchernen Erosion des posterioren Glenoids resultiere (Neer et al., 1982). In einer von Walch et al. 2002 veröffentlichten Studie, in der 13 männliche Patienten mit einem Durchschnittsalter von 40 Jahren und Omarthrose untersucht wurden, war jedoch trotz einer bestehenden posterioren Subluxation des Humeruskopfes keine Glenoiderosion erkennbar. Walch et al. stellten daher die Hypothese auf, dass der Prozess genau entgegengesetzt verlief und die posteriore Subluxation im weiteren Verlauf eine Glenoiderosion verursache. Als Ursache der Subluxation konnten sie eine humerale Retrotorsion und posteriore Kapsel-Laxizität ausschließen. Stattdessen gingen sie von einer erhöhten Glenoidretroversion als Ursache der posterioren Subluxation aus (Walch et al., 2002). Diese betrug bei den StudienteilnehmerInnen im Durchschnitt 14,4 Grad (Walch et al., 2002) und lag damit deutlich über dem Normwert (zwischen 2 Grad bei Anteversion und 8 Grad bei Retroversion) (Friedman, Hawthorne, & Genez, 1992; Hurley et al., 1992). Der Retroversion lagen in der Studie von Walch et al. keine anderen bekannten Ursachen (z.B. angeborene Lähmung des Plexus brachialis) zugrunde (Walch et al., 2002). Eine auffällige Glenoidretroversion war bereits in Studien mit älteren PatientInnen mit Omarthrose von Friedman et al. und Mullaji et al. beschrieben worden (Friedman, Hawthorne, & Genez, 1992, Mullaji, Beddow, & Lamb, 1994). Während Walch et al. die

Ansicht vertreten, dass durch die Glenoidretroversion die posteriore Stabilisierung des Humeruskopfes fehle und somit eine posteriore Subluxation begünstige, konnten Hoenecke et al. keine statistisch signifikante Korrelation zwischen den beiden Parametern nachweisen (Hoenecke, Tibor, & D'Lima, 2012; Walch et al., 2002). Auch in anderen Studien konnte kein eindeutiger Zusammenhang zwischen der Glenoidretroversion und posterioren Subluxation nachgewiesen werden. Stattdessen wurde zunehmend ein muskulärer Einfluss der Schultermuskulatur auf die glenohumerale Biomechanik und einer damit einhergehenden posterioren Subluxation diskutiert (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Chalmers et al., 2020; Domos et al., 2018; Donohue, Ricchetti, Ho, & Iannotti, 2018; Hartwell et al., 2021; Mitterer, Matis, Steiner, Vasvary, & Ortmaier, 2021; Moverman et al., 2021; Plachel et al., 2021; v. Eisenhart-Rothe, Kroetz, Wiedemann, Engelmeier, & Graichen, 2002).

1.5 Mögliche muskuläre Einflüsse auf die EOA

1.5.1 Einfluss der Rotatorenmanschette auf die glenohumerale Kinematik

Das glenohumerale Gelenk zeichnet sich durch einen besonders großen Bewegungsumfang und hohe Belastungsansprüche aus (Bakhsh & Nicandri, 2018). Dabei stellt das birnenförmige Glenoid beispielsweise im Gegensatz zum Acetabulum des Hüftgelenkes aufgrund seiner im Vergleich zum Humeruskopf vierfach kleineren Gelenkfläche keine intrinsisch stabile Gelenkpfanne dar (Jansen, Thorns, & Oestern, 2001; Lippitt & Matsen, 1993). Die Stabilität des Gelenks wird neben ligamentösen Strukturen vor allem durch die Kompression des konvexen Humeruskopfes in die konkave Form des Glenoids hergestellt (Lippitt & Matsen, 1993). Die Zentrierung des Humeruskopfes in der Fossa des Glenoids wird mit dem Balancieren eines Balles auf der Nase eines Seehundes beschrieben (Lippitt & Matsen, 1993). Die zentrierenden Kräfte werden durch die als dynamische Stabilisatoren beschriebene umgebende Muskulatur erzielt (A. R. Karduna, Williams, Williams, & Iannotti, 1996; J. E. Labriola, T. Q. Lee, R. E. Debski, & P. J. McMahon, 2005; Pratt, 1994; Saha, 1971). Dabei ist die Stabilität gegeben, solange der summierte Kraftvektor der auf den Humeruskopf einwirkenden Muskulatur in den Bereich der Konkavität des Glenoids zielt. Zeigt der Kraftvektor der umgebenden Muskulatur außerhalb dieses stabilen Bereiches, können Subluxation und Dislokationen auftreten (Lippitt & Matsen, 1993). Hierbei sind neben den peripheren

Schultermuskeln wie M. deltoideus, M. pectoralis major und M. latissimus dorsi vor allem die Muskeln der Rotatorenmanschette (RM) mit dem M. subscapularis (SSC), M. supraspinatus (SSP), M. infraspinatus (ISP) und M. teres minor (TM) beteiligt (Jansen et al., 2001; Lippitt & Matsen, 1993) (siehe Abb. 3).

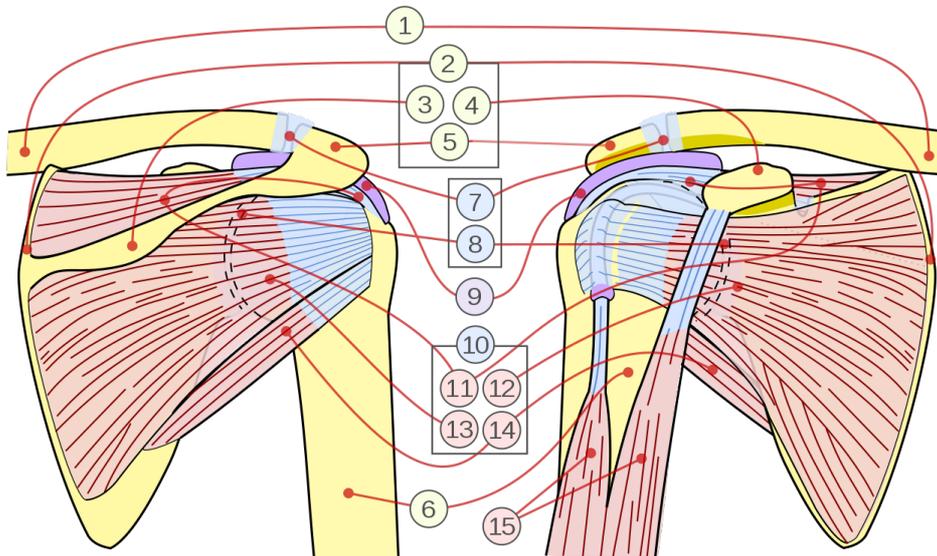


Abbildung 3: Schultergelenk von posterior (links) und anterior mit umgebender Muskulatur (rechts). 1. Clavicula, 2. Scapula mit 3. Spina scapulae, 4. Processus coracoideus, 5. Akromion, 6. Humerus, 7. Akromioklavikulargelenk, 8. Glenohumeralgelenk, 9. Bursa, 10. Rotatorenmanschette (mit 11. M. supraspinatus, 12. M. subscapularis, 13. M. infraspinatus, 14. M. teresminor), 15. M. Biceps brachii
https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Shoulder_joint_bf.svg#/media/File:Shoulder_joint_bf.svg, lizenziert unter <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/deed.en>

Die Anatomie der RM wurde von Jansen et al. in einer Übersichtsarbeit beschrieben: Der TM entspringt an der Margo lateralis scapulae und zieht zur unteren Facette des Tuberculum majus. Bei stabilisiertem Schulterblatt führt er die Außenrotation und die Retroversion des Oberarms aus. Der SSP hat seinen Ursprung in der Fossa supraspinatus und verläuft teilweise unterhalb des Schulterdachs bis zur superioren Facette des Tuberculum majus. Aus der Neutralstellung heraus ist dieser Muskel zur Einleitung der Abduktionsbewegung notwendig. Auf der Innenseite der Scapula entspringt der SSC, der am Tuberculum minus ansetzt und für die Innenrotation im glenohumeralen Gelenk zuständig ist. Der ISP komplementiert die RM. Er hat seinen Ursprung in der Fossa infraspinatae scapulae und zieht unter dem Akromion zur mittleren Facette des Tuberculum majus. Dieser Muskel trägt vor allem zur Außenrotation und Abduktion im glenohumeralen Gelenk bei (Jansen et al., 2001). Während vor allem bei Bewegungen in Endstellungen des glenohumeralen Gelenks die passiven Stabilisatoren wie die

Ligamente oder die Kapsel benötigt werden (Andrew R. Karduna, Williams, Iannotti, & Williams, 1996; Joanne E. Labriola, Thay Q. Lee, Richard E. Debski, & Patrick J. McMahon, 2005), übernimmt ansonsten die Rotatorenmanschette die Stabilisierung. Eine strenge Zentrierung des Humeruskopfes im Gelenk besteht dabei nicht, da zusätzlich zu Rotations- auch Gleitbewegungen, die sogenannten Translationsbewegungen entstehen (siehe Abb. 4) (Beltran & Suhardja, 2007; Jansen et al., 2001; Soslowky, Flatow, Bigliani, & Mow, 1992). Diese beschreiben Bewegungen des Humeruskopfes gegenüber des Glenoids in allen drei Ebenen nach anterior und posterior, nach superior und inferior, sowie nach lateral und medial (Soslowky et al., 1992). Diese Translationsbewegungen sind abhängig von der Position des Armes. Soslowky et al. zeigten, dass bei zunehmender Elevation und Außenrotation des Armes der Humeruskopfes von einer inferioren zu einer superior-zentral posterioren Position wanderte und sich die Kontaktfläche zwischen Humeruskopf und Glenoid von zentral nach posterior bewegte (Soslowky et al., 1992).

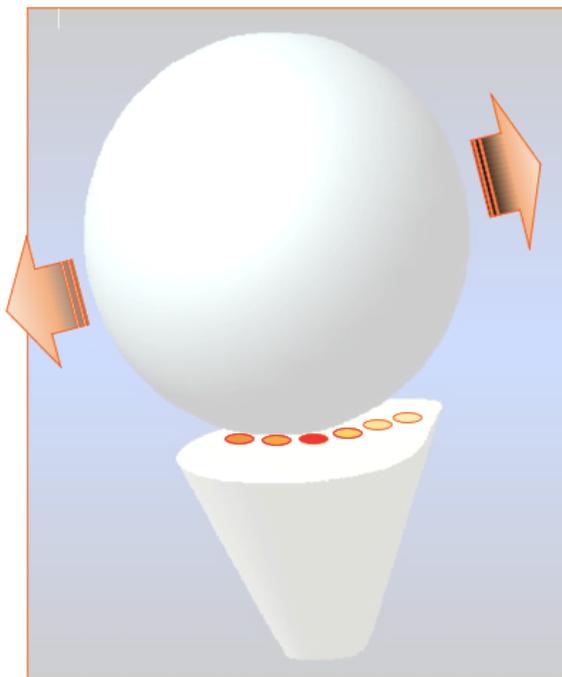


Abbildung 4: Translationsbewegungen des Humeruskopfes in Relation zum Glenoid mit Änderungen der Kontaktstelle (Mit freundlicher Überlassung von Prof. Dr. med. Frank Gohlke, Klinik für Schulterchirurgie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Massimini et al. maßen Translationsbewegungen des Humeruskopfes bei physiologischen Bewegungen von bis zu 6 mm in anterior-posterior Richtung und 2,5 mm in inferior-superioren Richtung. Daraus ergibt sich, dass das glenohumerale Gelenk

kein reines Kugelgelenk ist, das ausschließlich gleichförmige Rotationsbewegung in allen Ebenen zulässt, sondern dem Humeruskopf einen Bewegungsspielraum zugesteht (Massimini et al., 2012). Die Rotatorenmanschette limitiert die Translationsbewegungen, indem sie den Humeruskopf in die Glenoidpfanne presst (Graichen et al., 2000; J. E. Labriola et al., 2005). Bei aktiven Bewegungen mit muskulärer Beteiligung konnten in in-vivo Untersuchungen deutlich geringere Translationen des Humeruskopfes gemessen werden als bei passiven Bewegungen (Graichen et al., 2000). Bei muskulärer Einschränkung können jedoch größere, unphysiologische Translationsbewegungen entstehen (A. R. Karduna et al., 1996). Wülker et al. untersuchten in ihrer Studie von 1995 die Auslenkung des Humeruskopfes bei Elevation des Armes mit zusätzlicher ventraler, kaudaler bzw. dorsaler Auslenkungskraft. Einen Versuch führten sie mit einem Modell, das eine uneingeschränkte RM simulierte, durch, bei einem anderen reduzierten sie die Kraft der Muskulatur. Dabei stellten sie fest, dass bei einer Kraftreduktion der gesamten RM um 50%, die ventrale Auslenkung des Humeruskopfes um 46% zunahm und die dorsale Auslenkung um 31% (Wulker, Rossig, Korell, & Thren, 1995). Saha beschrieb ebenfalls die Bedeutung der Muskeln der RM für die Ausrichtung des Humeruskopfes. In seinen Untersuchungen konnte er zeigen, dass der SSC den Humeruskopfs vor allem in der anterioren Ausrichtung steuert, der SSP in der vertikalen und der ISP zusammen mit der oberen Hälfte des TM in der posterioren Ausrichtung (Saha, 1971). Der SSC, der die Schulter innenrotiert, und der ISP, der zusammen mit dem TM insbesondere zur

Außenrotation der Schulter führt, stellen hinsichtlich ihrer Zugrichtungen Gegenspieler dar (siehe Abb. 5).

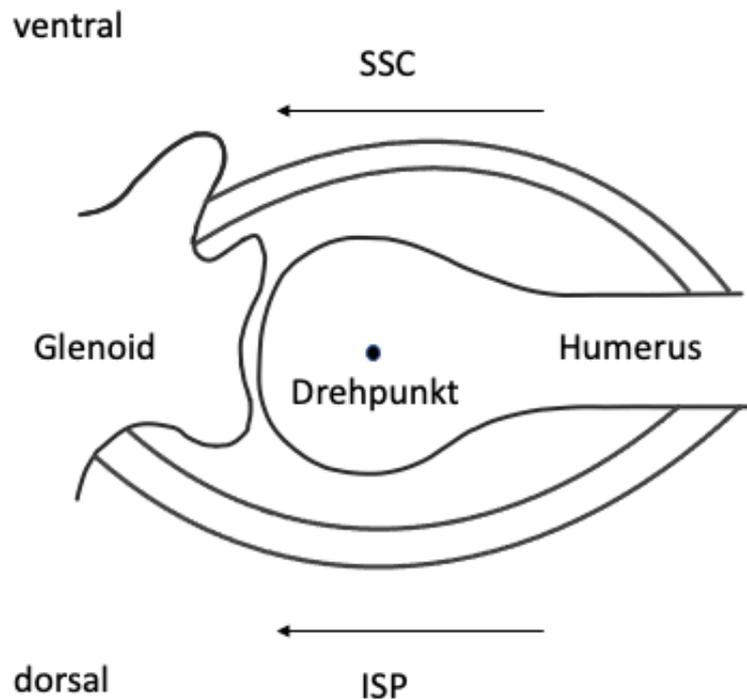


Abbildung 5: Aufsicht von kranial auf eine coronare Schnittebene des glenohumeralen Gelenks bei abduziertem Arm auf Höhe des Mittelpunkts des Humeruskopfes: Anterior-posteriore Kräftepaar der Antagonisten SSC, der den Humerus innenrotiert, und ISP, der diesen außenrotiert; gezeichnet mit MediBang Paint Pro

Sie ergeben zusammen das Kräftepaar, das den Humeruskopf in der anterior-posterioren Ausrichtung stabilisiert und zentriert (Bouaicha et al., 2016; Jansen et al., 2001). Damit sind sie von zentraler Bedeutung für die Stabilität des glenohumeralen Gelenks (Huegel, Williams, & Soslowsky, 2014; Thompson et al., 1996). Nur so kann ein stabiles Drehzentrum für jegliche Bewegungen der Schulter gewährleistet werden. Untersuchungen an Schulterpräparaten zeigen, dass die glenohumerale Kinetik erst dann signifikant gestört wird, wenn Beeinträchtigungen dieses anterior-posterioren Kräftepaares zum Beispiel in Form von Paresen oder anatomischen Defiziten auftreten (Huegel et al., 2014; Parsons IV, Apreleva, Fu, & Woo, 2002; Thompson et al., 1996). Thompson et al. wiesen in diesen Fällen Abweichungen des Humeruskopfes vom Drehzentrum und Bewegungseinschränkungen im Schultergelenk nach. Beispielsweise führte ein Rotatorenmanschettenmuskelriss, der in den ISP hineinzog, nicht nur zu

Problemen bei der Außenrotation, sondern auch zu einer verringerten Abduktion. Ein dafür benötigtes stabiles Drehzentrum fehlte aufgrund der Dysfunktion des anterior-posterioren Kräftepaars. Dagegen schienen auf den SSP beschränkte Einschränkungen durch die restliche RM ausgeglichen zu werden und führten zu keiner veränderten glenohumeralen Kinematik (Thompson et al., 1996).

1.5.2 Muskuläres Ungleichgewicht als Ursache der posterioren Humeruskopfsubluxation und EOA

Die Bedeutung der RM für die Stabilisierung und Zentrierung des Glenohumeralgelenks (Huegel et al., 2014; Jansen et al., 2001; Thompson et al., 1996) stellt die Grundlage der Hypothese dar, dass eine veränderte oder in ihrer Funktion eingeschränkte RM zu einem veränderten summierten Kraftvektor führt, der den Humeruskopf außerhalb des stabilen Bereiches der Glenoidfossa bewegt. Dies könnte zu einer Dezentrierung und statischen posterioren Subluxation des Humeruskopfes führen und somit die Ausbildung einer Omarthrose beeinflussen (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Chalmers et al., 2020; Domos et al., 2018; Donohue et al., 2018; Hartwell et al., 2021; Mitterer et al., 2021; Moverman et al., 2021; Plachel et al., 2021; v. Eisenhart-Rothe et al., 2002). Einen Hinweis auf einen dynamischen Einfluss der Entwicklung der Subluxation bei der Omarthrose beschreibt die Studie von Eisenhart-Rothe et al. Die AutorInnen beobachteten, dass bei PatientInnen mit primärer Arthrose (Durchschnittsalter: 62 Jahre) eine signifikante funktionelle posteriore Dezentrierung des Humeruskopfes unter Abduktion bzw. Außenrotation auftrat, auch wenn diese in der Ausgangsstellung keine fixierte Dezentrierung aufwiesen. Dass diese funktional dezentrierten Zustände bereits längerfristig bestanden haben mussten, zeigte sich an Veränderungen des Mineralisationsmusters am korrespondierenden Teil des Glenoids. Eine dynamische Komponente könnte somit gerade am Anfang der Erkrankung eine Rolle spielen. Die Autoren stellten die Vermutung auf, dass unter anderem ein funktionelles Defizit der Rotatorenmanschette die Ursache dieser Dezentrierung darstelle (v. Eisenhart-Rothe et al., 2002). Eine muskuläre Dysbalance könnte somit zu Beginn bei bestimmten Bewegungen, wie der bei Eisenhart-Rothe et al. beschriebenen Abduktion, zu einer solchen posterioren Ausrichtung des Humeruskopfes führen und im Verlauf in einer statischen posterioren Humeruskopfsubluxation und Glenoiderosion resultieren (Domos

et al., 2018; Friedman et al., 1992; Gupta & Lee, 2005; v. Eisenhart-Rothe et al., 2002; Walch et al., 2002).

1.5.3 Mögliche Ursachen des muskulären Ungleichgewichts der Rotatorenmanschette bei EOA

Es bestehen verschiedene Hypothesen dazu, was ein muskuläres Ungleichgewicht der RM und die damit einhergehende glenohumerale kinematische Veränderung auslösen bzw. wie sich dieses Ungleichgewicht darstellen könnte. Eine der in der Literatur diskutierten Hypothese geht von einer Volumenänderung der RM aus, da die Kraft der Muskulatur unter anderem mit ihrem Volumen und Durchmesser korreliert (Akagi et al., 2009; Brand, Pedersen, & Friederich, 1986). In mehreren Studien wurden aus diesem Grund die absoluten Muskelvolumina bzw. die Muskelquerschnitte der RM von PatientInnen mit Omarthrose gemessen und die relativen Verhältnisse zueinander berechnet (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Mitterer et al., 2021; Moverman et al., 2021). Insbesondere die Muskelvolumina und Querschnitte des anterior-posterioren Kräftepaars SSC, ISP und TM stehen als entscheidende Faktoren der Stabilisierung des Humeruskopfes in der anterior-posterioren Ausrichtung (Huegel et al., 2014) und damit als mögliche Verursacher der posterioren Subluxation im Fokus. Die Ergebnisse dieser Studien fielen unterschiedlich aus. Während Aleem et al. und Chalmers et al. bei exzentrischen Glenoiden (Glenoidtyp B1-B3) eine positive Korrelation des ISP+TM/SSC Verhältnis mit Subluxation und Glenoidretroversion (Aleem et al., 2019; Chalmers et al., 2020) fanden, ergaben die Resultate von Mitterer et al. gegenteilig eine Verschiebung dieses Verhältnisses zugunsten des SSC bei diesen Glenoiden (Mitterer et al., 2021). Bei Miquelez et al. und Moverman et al. dagegen wurden ausgeglichene Verhältnisse der anterioren und posterioren Anteile der RM bei Omarthrose beschrieben. Sie berichteten jedoch, dass absolute größere posteriore Rotatorenmanschettenmuskeln, d.h. größere Volumina des ISP und TM, prädiktiv für ein exzentrisches Glenoid, also ein Glenoid Typ B und eine zunehmende Humeruskopfsubluxation waren (Arenas-Miquelez et al., 2021; Moverman et al., 2021). Bis auf Mitterer et al., deren Studie keine Kontrollgruppe beinhaltete, gibt es jedoch keine Arbeit, die die Muskelvolumina von PatientInnen mit EOA untersuchte. Diese Parameter sollen in der vorliegenden Studie sowohl bei Personen mit EOA als auch in einer Kontrollgruppe erhoben werden.

Eine weitere Möglichkeit, wie eine muskuläre Dysbalance entstehen könnte, betrifft die knöchernen Strukturen, denen die Muskeln aufliegen. Diese spielen ebenfalls eine Rolle bei der Kraftentfaltung der Muskulatur (Bolsterlee & Zadpoor, 2014; Duda, Brand, Freitag, Lierse, & Schneider, 1996) und wurden bisher nicht in Studien zur Untersuchung der muskulären Einflüsse auf die altersbedingte Omarthrose oder die EOA aufgenommen. Während der SSC der anterioren Scapula aufliegt und unter dem Coracoid zum Humeruskopf zieht, verlaufen ISP und TM am inferioren dorsalen Teil der Scapula unterhalb der Spina scapulae (Mochizuki et al., 2008; Opsha et al., 2008). Oberhalb der Spina scapulae auf der dorsalen Seite befindet sich der SSP (Opsha et al., 2008). Die Spina scapulae, der Scapulakörper und das Coracoid bilden damit die wichtigsten knöchernen Strukturen, die die Auflagefläche der Schultermuskulatur und deren Form und Kraftentfaltung verändern könnten (siehe Abb. 6). Somit sollen diese Parameter in der vorliegenden Studie erhoben werden.

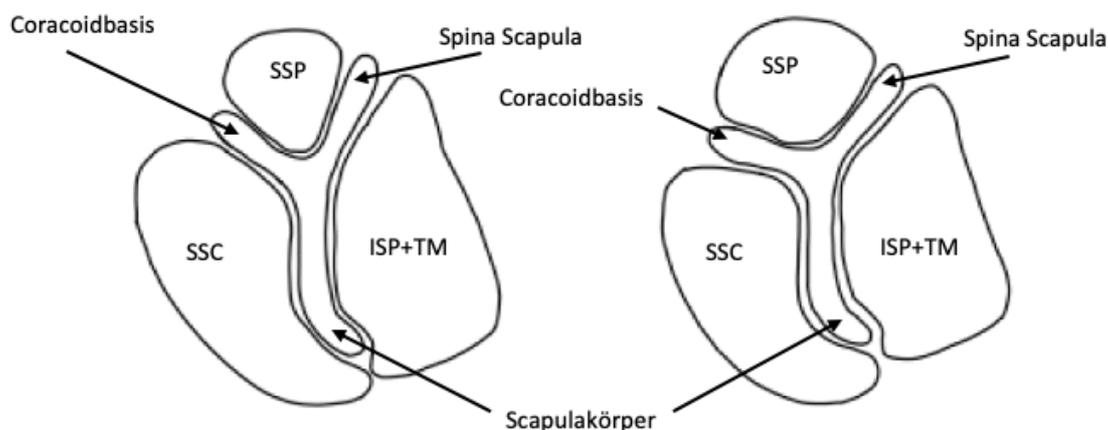


Abbildung 6: Aufsicht auf die Scapula von schräg sagittal. Schematischer Vergleich der Formveränderung der Muskelquerschnitte (SSP=M. supraspinatus, SSC= M. subscapularis, ISP+TM = M. infraspinatus und M. teres minor) bei unterschiedlichen Winkeln zwischen Coracoidbasis, Spina scapulae und Scapulakörper; gezeichnet mit MediBang Paint Pro

Die Scapula wird nur durch die umgebende Muskulatur am Thorax gehalten (Frank, Ramirez, Chalmers, McCormick, & Romeo, 2013). Ihre Position spielt eine entscheidende Rolle in der Kraftentfaltung und im Bewegungsablauf des Armes, da die Wirkung der Muskulatur ebenfalls von Verlaufsrichtung, der Umlenkung an gekrümmten Strukturen, sowie dem Abstand vom Rotationszentrum abhängig ist (Stone, Mason, Warner, & Goosey-Tolfrey, 2019). Eine steilere oder flachere Stellung der Scapula zum

Thorax stellt somit eine potentielle Veränderung des Kraftvektors der umgebenden Muskulatur wie der RM oder der sog. peripheren Muskulatur dar, die vom Thorax ausgehend an den Humerus inseriert, wie dem M. pectoralis major o. M. teres major (siehe Abb. 7) (Gohlke, 2000). Somit sollen in der vorliegenden Studie erstmals diese Parameter bei Personen mit EOA und bei der Kontrollgruppe erhoben werden.

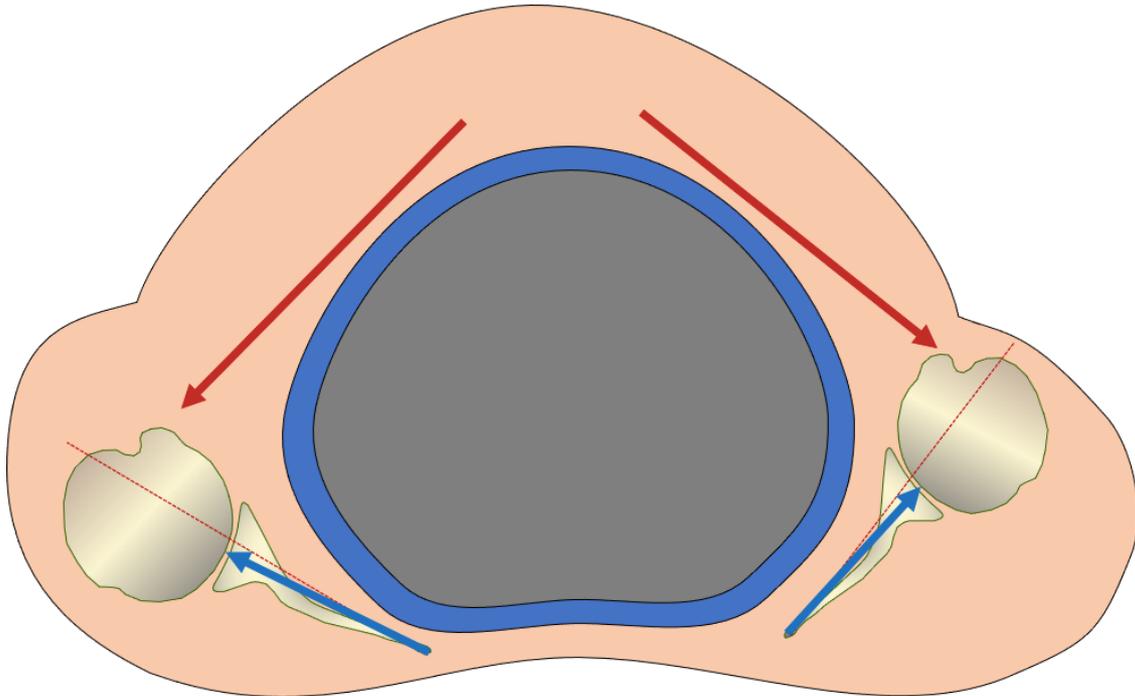


Abbildung 7: Änderung der Kraftvektoren von M. pectoralis major (roter Pfeil) und M. teres major (blauer Pfeil) je nach Stellung der Scapula zum Thorax (Mit freundlicher Überlassung von Prof. Dr. med. Frank Gohlke, Klinik für Schulterchirurgie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Weitere Faktoren, die eine muskuläre Dysbalance und damit eine EOA hervorrufen könnten, betreffen die körperliche Statur und das Bewegungsausmaß. Plachel et al., konnten nachweisen, dass PatientInnen mit EOA unter anderem einen durchschnittlich höheren BMI aufwiesen (Plachel et al., 2021). Ein erhöhter BMI wird mit einer erhöhten absoluten Muskelkraft, einer erniedrigten Muskelkraft in Relation zur Körpermasse, schnellerer Muskelermüdung (Bollinger, 2017; Eksioglu, 2011; Pescatello et al., 2007) sowie veränderter Muskelarchitektur (Choi et al., 2016) in Verbindung gebracht und könnte eine Ursache eines veränderten Muskelgleichgewichts sein. Zugleich ist der BMI jedoch nur ein Faktor, der die anatomischen körperlichen Maße von Personen beschreibt. Wichtige andere anthropometrische Daten wie Körpergröße, Körpergewicht und Thoraxumfang fanden in Studien zu EOA bislang keine Beachtung. Es ist jedoch bekannt, dass anthropometrische Charakteristika der Körpergröße und oberen Extremitäten die

Biomechanik der Schulter beeinflussen, wie beispielsweise in Studien zur Wurfkraft von BaseballspielerInnen herausgefunden wurde (Arnold et al., 2022; Huang, Chen, & Chiu, 2022). Unterschiede im anatomischen Profil bei Personen mit EOA könnten auf eine veränderte Kraftentfaltung der Schultermuskulatur und eine muskuläre Dysbalance hinweisen und somit auf ein angeborenes Risikoprofil hindeuten. In der vorliegenden Studie sollen daher erstmals anthropometrische Messungen des Oberkörpers und der oberen Extremitäten zusätzlich zur Körpergröße und dem Körpergewicht bei PatientInnen mit EOA erfolgen.

Ein ebenfalls bei Plachel et al. mit EOA assoziierter Faktor war ein erhöhtes Schulteraktivitätslevel (Plachel et al., 2021). Das Schulteraktivitätslevel wird aus der Häufigkeit bestimmter Bewegungen in der Schulter berechnet (Brophy, Beauvais, Jones, Cordasco, & Marx, 2005) und gibt damit einen Hinweis auf vermehrte Schulterbelastung bei Personen mit EOA. Allerdings kann bei dieser Messmethode nicht differenziert werden, ob die vermehrte Schulteraktivität durch freizeitleiche oder berufliche Bewegung hervorgerufen wurde. Weiterhin kann nach Bildung der Gesamtsumme des Schulteraktivitätslevels nicht rückwirkend differenziert werden, welche Bewegung ursächlich für den erhöhten Score war (Brophy et al., 2005). Insbesondere fehlt dabei eine Untersuchung der sogenannten Überkopfbelastung, die Bewegungen beschreibt, die über der Kopfhöhe ausgeführt werden. Diese Bewegungen scheinen das Schultergelenk besonders zu belasten. In Studien mit SportlerInnen, die Überkopfsportarten ausübten, konnte ein erhöhtes Risiko für Rotatorenmanschettenmuskulaturrisse, Dysfunktionen des Acromioklavikulargelenks und Impingement-Syndrome (Impingement der subakromialen Strukturen) nachgewiesen werden (Linaker & Walker-Bone, 2015; Mallon & Colosimo, 1995; Yanai, Hay, & Miller, 2000). Zudem konnte eine vermehrte Überkopfbelastung mit posteriorer Erosion des Glenoids in Verbindung gebracht werden (Gupta & Lee, 2005). Somit stellt sich die Frage, ob diese Form der Bewegung einen Einfluss auf die EOA darstellt. Eine weitere stark schulterbelastende Form der Bewegung ist die Ausübung von Kraftsport. Bei Plachel et al. ergaben sich hier Hinweise auf eine höhere Rate an Kraftsportausübung in der Gruppe mit EOA (Plachel et al., 2021). Einseitiges Training kann zu Muskeldysbalancen führen (Cutrufello, Gadowski, & Ratamess, 2017; Kolber, Beekhuizen, Cheng, & Hellman, 2009). Somit stellt Kraftsport

möglicherweise einen relevanten Faktor bei der Entwicklung einer muskulären Dysbalance dar und könnte eine posteriore Subluxation und EOA begünstigen.

1.6 Fragestellungen

Die vorliegende Studie ist eine Querschnittsstudie bestehend aus einer Gruppe mit 15 PatientInnen mit EOA sowie einer Kontrollgruppe mit 13 schultergesunden Personen. Die Ätiologie der EOA ist bis heute ungeklärt und aufgrund der unzureichenden Behandlungsoptionen von großer Bedeutung. Muskuläre Dysbalancen/Imbalancen der RM können die glenohumerale Kinematik verändern und möglicherweise durch eine Begünstigung bzw. fehlende Begrenzung posteriorer Translationsbewegungen des Humeruskopfes letztendlich zu einer statischen posterioren Subluxation führen (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Chalmers et al., 2020; Domos et al., 2018; Donohue et al., 2018; Hartwell et al., 2021; Mitterer et al., 2021; Moverman et al., 2021; Plachel et al., 2021; v. Eisenhart-Rothe et al., 2002). Dabei kommen verschiedene Faktoren, die die Kraftentfaltung der RM beeinflussen, als Ursache für ein muskuläres Ungleichgewicht in Betracht: die Volumina der einzelnen Muskeln der RM, die Winkel zwischen den Scapulastrukturen Spina scapulae, Coracoid und Scapulakörper, die anthropometrischen Charakteristika der Personen mit EOA sowie eine vermehrte Belastung des Schultergelenks insbesondere im Überkopfbereich. Diese Einflussfaktoren sollen anhand von MRT-Aufnahmen, anthropometrischen Messungen und Fragebögen erhoben, sowie mithilfe statistischer Verfahren analysiert werden.

Folgende Fragestellungen werden in der vorliegenden Studie untersucht:

- I.) Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren absoluten und relativen Volumenverhältnissen der RM von Personen ohne EOA?
- II.) Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren anthropometrischen Daten und der Scapulamorphologie von Personen ohne EOA?
- III.) Unterscheiden sich Personen mit EOA hinsichtlich der Ausübung körperlich fordernder Berufe und der Überkopfbelastung von Personen ohne EOA?
- IV.) Unterscheiden sich die Untergruppen der Glenoidmorphologietypen von Personen mit EOA bezüglich der in der Studie erhobenen Parameter?

- V.) Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Humeruskopfsubluxation bzw. Glenoidretroversion der ProbandInnen und den in der Studie erhobenen Parametern?

2. Material und Methoden

2.1. Ethikvotum

Die Ethikkommission erhob keine Einwände gegen die Durchführung der Studie (Aktenzeichen 14/16 vom 16.8.2016, Ethik Kommission der medizinischen Fakultät, Julius-Maximilians-Universität Würzburg).

2.2 Einschlusskriterien der ProbandInnen und Kontrollpersonen in die Studie

Die PatientInnen wurden über einen Zeitraum von 2014 bis 2016 in der Ambulanz der Klinik für Schulterchirurgie der Rhön-Klinikum AG in Bad Neustadt an der Saale bei Erfüllung der Einschlusskriterien nach Einwilligung namentlich gesammelt und ab Vorliegen des positiven Ethikvotums 2016 kontaktiert und bis einschließlich 2017 rekrutiert. Einschlusskriterium war eine bereits klinisch und röntgenmorphologisch gesicherte primäre Omarthrose, die vor dem 60. Lebensjahr diagnostiziert worden war und damit einer EOA entsprach. Die klinischen Kriterien umfassten dabei die Angabe von bewegungsabhängigen Schmerzen in der Schulter mit ggf. nächtlichen Schmerzen, sowie eine zunehmende Einschränkung in der aktiven und passiven Bewegung. Zusätzlich mussten in der röntgenologischen Diagnostik die von Kellgren und Lawrence beschriebenen klassischen Arthrosezeichen (Kellgren & Lawrence, 1957) nachweisbar sein. Die Diagnostik erfolgte in den zwei Standardebenen anterior-posterior („true-ap“) und lateral („Y-View“). Sie musste durch einen Facharzt für Orthopädie und Unfallchirurgie mit Spezialisierung auf Schulterchirurgie bestätigt werden.

Alle PatientInnen mit sekundärer Omarthrose aufgrund von Traumata, Operationen, Infektionen, systemischen Erkrankungen, sowie Tumoren wurden ausgeschlossen. Somit konnten 15 PatientInnen (14 Männer und eine Frau) mit einem Altersdurchschnitt von $49,1 \pm 9,7$ Jahren in die Studie eingeschlossen werden. Für die gesunde Kontrollgruppe wurden 13 Mitarbeiter der Rhön-Klinikum AG in Bad Neustadt Alters- und Geschlechtsentsprechend rekrutiert (13 Männer mit einem Altersdurchschnitt von $43,8 \pm$

7,2 Jahren). Dabei wurden nur Personen mit gesunden Schultergelenken beidseits und ohne Schulterbeschwerden in der Anamnese berücksichtigt. Alle StudienteilnehmerInnen wurden über die Studie, die Untersuchungen und ihre Rechte schriftlich aufgeklärt. Zusätzlich wurde eine Einwilligungserklärung zum Datenschutz unterschrieben (siehe Anhang 7.2). Die MRT-Aufnahmen wurden auf dem Klinikserver der Rhön-Klinikum AG in Bad Neustadt an der Saale gespeichert. Die Fragebögen und Einwilligungen wurden in einem abschließbaren Schrank in der Klinik gelagert. Den ProbandInnen wurden jeweils Nummern zugeordnet und bei der Auswertung ausschließlich auf die pseudonymisierten Daten zurückgegriffen.

2.3 Überblick über die Messmethoden

Tabelle 1: Messmethoden

Messgröße	Messmethode	Adaptierte Methode
Muskelvolumina der RM	Messung der Querschnitte des SSP, SSC, ISP+TM in schräg-sagittalen MRT-Schichten, Summierung und Multiplikation der Fläche mit der Schichtdicke zur Erhebung der Muskelvolumina	(Fuchs, Weishaupt, Zanetti, Hodler, & Gerber, 1999; Juul-Kristensen et al., 2000; Tingart et al., 2003; Zanetti, Gerber, & Hodler, 1998)
Körpergröße	Körpergröße gemessen vom Boden bis zum höchsten Punkt des Scheitels	-
Thoraxumfang	Messung des Thoraxumfangs auf Höhe der Mamillen bei herabhängenden Armen	-
Körpergewicht	Messung des Körpergewichts ohne Schuhe	-
Oberkörpergröße	Messung von der Spina iliaca anterior superior bis zum höchsten Punkt des Scheitels	-
Armlänge	Messung vom Acromion bis zur Fingerkuppe des Mittelfingers bei herabhängendem, gestrecktem Arm	-
Transversaler Thoraxdurchmesser	Messung des Thorax im transversalen Durchmesser in der frontalen Ebene	(Gripp, Slavotinek, Hall, & Allanson, 2013)
Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser	Messung des Thorax von anterior nach posterior in der Sagittalebene	(Gripp et al., 2013)
Scapulawinkel	Messung der Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper, Spina scapulae und Scapulakörper in der schräg sagittalen MRT-Aufnahme sowie Winkel zwischen Scapula und	-

	Tischebene in der axialen MRT-Aufnahme	
Glenoidretroversion	Messung der Retroversion des Glenoids in Relation zur Scapula in der axialen MRT-Aufnahme	(Friedman et al., 1992)
Subluxationsindex	Messung der Subluxation des Humeruskopfes in Relation zum Glenoid in der axialen MRT-Aufnahme	(Walch et al., 1999)
Glenoidmorphologietypen	Klassifizierung der Glenoid-Morphologie	(Bercik et al., 2016; Walch et al., 1999)
Fragebogen zur Person	Alter, Geschlecht, Vorerkrankungen, regelmäßige Medikamenteneinnahme, Ausüben von Überkopf-Sportarten, Ausüben von Kraftsport, Berufsbezeichnung, Jahre der Ausübung sowie Überkopfbelastung	-
Körperlich fordernde Berufe	Einteilung der Berufe nach Verbrauch in kcal/Tag (<1400 kcal, 1400kcal – 2000 kcal, >2000kcal)	("Schwerarbeit im Sinne der Schwerarbeitsverordnung," 2021)
Schweregrad der Beeinträchtigung der/des Patienten/Patientin durch eine Omarthrose	30 Items in 2 Teilen (A und B) mit einer 5-Punkte Likert Skala (0 Punkte = keine Schwierigkeiten/keine Symptome, 5 Punkte = nicht möglich/extreme Symptome), Zusatzteil in 2 Teilen: C (4 Items) und D (4 Items) zum Spielen eines Musikinstrumentes, Ausübung von Sport und Beruf, ebenfalls mit einer 5-stufigen Likert-Skala (0 Punkte = keine Schwierigkeiten, 5 Punkte = nicht möglich)	DASH-Score (Hudak, Amadio, & Bombardier, 1996)
Funktionaler Zustand der Schulter	Schmerzangabe auf der visuellen Analogskala (0 = keine Schmerzen, 15 = starke Schmerzen), 8 Items zu Beruf, Arbeitshöhe, Freizeit und Schlaf (4 Items) sowie Bewegungsumfang (4 Items), Kraftmessung	Constant-Murley-Score (Constant & Murley, 1987)

2.4 MRT-Untersuchungen

Um die Volumina der RM zu bestimmen, wurde bei jedem/jeder PatientIn eine MRT-Untersuchung der betroffenen Schulter durchgeführt. Das Protokoll (siehe Anhang 7.4) für die Bildgebung wurde in Zusammenarbeit der Autorin der Dissertation und dem

Studienleiter erarbeitet. Bei beidseitig betroffenen Schultergelenken wurde die Seite der dominanten Hand gewählt. Bei Voroperation wurde die nicht operierte Seite untersucht, was auf 2 PatientInnen zutraf. Somit wurden 9 rechte Schultern und 6 linke Schultern untersucht (14 Rechtshänder, 1 Linkshänder). Die zu untersuchenden Schulterseiten der Kontrollpersonen wurden im gleichen Verhältnis gewählt (8 rechte Schultern, 5 linke Schultern, 13 Rechtshänder). Bei der Lagerung wurde auf die sonst übliche unterliegende Schulerspule verzichtet, um den Winkel der Scapula im Verhältnis zum Tisch und damit der frontalen Ebene nicht zu verändern. Die TeilnehmerInnen lagen mit den Armen in der Neutral-0-Stellung flach auf dem Rücken. Diese Stellung war insbesondere deshalb nötig, um eine reproduzierbare Position für die Vermessung der Scapulawinkel zu erreichen. Die Position wurde streng gemäß den Vorgaben des Protokolls bei jedem Patienten bzw. jeder Patientin kontrolliert und eingehalten.

Alle Scans wurden an einem MRT-Gerät vom Typ SKYRA 3 Tesla Siemens (Software Version: syngo MR D13) mit einem Röhrendurchmesser von 70 cm durchgeführt. Das Bild wurde so eingestellt, dass die gesamte RM dargestellt wurde. Eine Kontrastmittelgabe war dabei nicht erforderlich. Die erste Serie erfolgte in axialer Ausrichtung, die zweite in schräg sagittaler Ausrichtung senkrecht zur Achse der Scapula mit dem Fokus auf der Darstellung des Y aus Spina scapulae und Coracoidbasis (siehe Abb. 8).

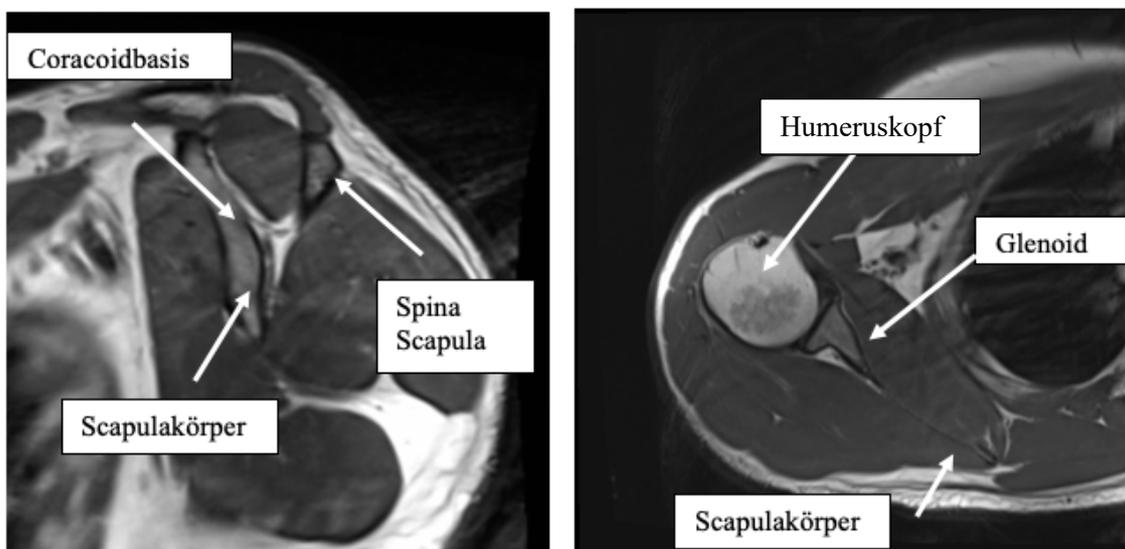


Abbildung 8: Beispiel einer MRT-Aufnahme eines schultergesunden Studienteilnehmers in der Bildsequenz schräg sagittal (links mit Darstellung des „Y“ aus Coracoidbasis, Spina scapulae und Scapulakörper) bzw. axial (rechts mit Blick auf den glenohumeralen Gelenkspalt zwischen Humeruskopf und Glenoid) (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Alle Bilder wurden nach T1 TSE (Turbo Spin Echo) gewichtet (Echozeit TE 12 ms, Repetitionszeit TR 740 – 830 ms) und auf eine Schichtdicke von 4 mm genormt. Das Field of View (FOV), das sogenannte Bildfeld, das die Größe des zu messenden Ausschnitts der aufgenommenen Schicht beschreibt, betrug 260 mm (*Magnete, Fluss und Artefakte - Techniken und Anwendungen der Magnetresonanztomographie* 2015). In der MRT-Bildgebung erfolgt beim Prozess der Datenspeicherung eine Zerlegung des Bildes in einzelne Bildelemente, den Pixeln (zweidimensional) bzw. Voxeln (dreidimensional). Die Matrix stellt dabei die Darstellung des Bildes in Zeilen und Spalten dar. Eine größere Matrix geht mit einer höheren Auflösung einher (Kauffmann, Sauer, & Weber, 2011, p. 64). Sie lag im vorliegenden Fall bei 320x320, entsprechend 320 Zeilen und 320 Spalten und bestand damit insgesamt aus 102.400 Pixeln pro Bild. Die Pixelgröße betrug 0,8mm x 0,8mm. Das dreidimensionale Korrelat des Pixels ist der Voxel. Diese Größe errechnet sich aus der Pixelgröße multipliziert mit der Schichtdicke (*MR-Glossar, Begriffe der Magnetresonanz*, 2019) und entsprach im vorliegenden Fall 0,8mm x 0,8mm x 4,0mm.

2.5 Körpermaße

Von jedem Teilnehmer bzw. jeder Teilnehmerin der Studie wurden anthropometrische Daten zur Untersuchung anatomischer Unterschiede zwischen den Studiengruppen erhoben (siehe Kapitel 2.3 Überblick über die Messmethoden). Der Thoraxumfang wurde mithilfe eines flexiblen Maßbandes bei herabhängenden Armen auf Höhe der Mamillen gemessen. Die Ermittlung des Thoraxdurchmessers in anterior-posteriorer, sowie transversaler Ausrichtung erfolgte gemäß der Methode nach Gripp et al. (Gripp et al., 2013). Für die Körpergröße wurde der Abstand vom Boden bis zum höchsten Punkt des Scheitels mithilfe eines flexiblen Maßbandes gemessen. Dabei wurden die TeilnehmerInnen gebeten, gerade nach vorne zu blicken, um eine Verfälschung der Messung durch Inklination des Kopfes zu verhindern. Zur Bestimmung der Proportionen wurde zudem die Oberkörperlänge vom Becken bis zum Kopf bestimmt. Dazu wurde die Spina iliaca anterior superior getastet und mithilfe eines Maßbandes die Strecke zum höchsten Punkt des Scheitels gemessen. Auch diese Messung wurde im Stehen durchgeführt. Zur Erhebung der Armlängen wurde jeweils das anterolaterale Acromion getastet. Von diesem Punkt wurde die Länge des herabhängenden, gestreckten Armes bis

zur Fingerkuppe des Mittelfingers mithilfe eines flexiblen Maßbandes gemessen. Das Gleiche erfolgte auf der Gegenseite.

Zum Abschluss erfolgte die Dokumentation des Körpergewichts, bei der die TeilnehmerInnen ohne Schuhe auf einer Waage gewogen wurden (877 Personenwaage, Seca, Hamburg, Deutschland).

2.6 Fragebogen

Zur Erfassung weiterer Parameter mit möglichem Einfluss auf die RM wurde ein Fragebogen erarbeitet (siehe Anhang 7.1). Die Fragen wurden den TeilnehmerInnen mündlich gestellt und die Antworten durch die untersuchende Person notiert.

Der erste Fragenblock befasste sich mit dem Thema der Berufstätigkeit. Die TeilnehmerInnen sollten angeben, wie lange sie welche Berufe ausübten bzw. ausgeübt hatten, um kontinuierliche körperliche Belastung erfassen zu können. Diese Berufe wurden im Anschluss gemäß der Listen der Berufsgruppen mit körperlicher Schwerarbeit der österreichischen Gesundheitskasse in die Kategorien „Verbrauch von <1400kcal pro 8-stündiger Arbeitszeit“, „Verbrauch von 1400-2000kcal pro 8-stündiger Arbeitszeit“, bzw. in die Kategorie „Verbrauch von >2000kcal pro 8-stündiger Arbeitszeit“ eingeteilt, um zwischen körperlich fordernden und weniger körperlich fordernden Berufen unterscheiden zu können ("Schwerarbeit im Sinne der Schwerarbeitsverordnung," 2021) (siehe Anhang 7.5). Dabei wurden alle TeilnehmerInnen unabhängig des Geschlechts in die Kategorien eingeteilt. Zudem wurde erfasst, wie viele Stunden pro Tag bei der beruflichen Tätigkeit über der Kopfhöhe gearbeitet wurde, um hier die Überkopf-Belastung erfassen zu können.

Der nächste Teil des Fragebogens befasste sich mit der Ausübung von „Überkopfsportarten“. Dazu zählten Sportarten wie zum Beispiel Tennis, bei denen nach Angaben durch die TeilnehmerInnen Bewegungen über der Kopfhöhe durchgeführt wurden. Zusätzlich zur Art des Sportes wurden im Fragebogen Zeitraum und Häufigkeit der Ausübung erfragt.

Ein weiteres Feld befasste sich mit der Frage, ob Kraftsport der oberen Extremitäten mit Gewichten ausgeführt wurde oder ausgeführt worden war. Bei positiver Antwort wurde

erfragt, in welchem Zeitraum sowie mit welcher Spitzenbelastung die Ausübung stattgefunden hatte.

Zudem wurden sämtliche bestehende (Vor-)Erkrankungen erfasst und in fachspezifische Gruppen eingeteilt wie beispielsweise „kardiologisch“ oder „gastroenterologisch“.

Das letzte Fragenitem befasste sich mit eingenommener Medikation. Hierbei wurden nur regelmäßig eingenommene Medikamente erfasst.

Alle Daten wurden in eine Excel Tabelle eingetragen. Bei Fragen mit den Antwortmöglichkeiten „ja“ wurde die Codierung 1 und bei „nein“ die Codierung 0 gewählt, bei offenen Fragen wurden die Antworten in Textform eingetragen.

2.7 DASH-Fragebogen

Um den Schweregrad der Beeinträchtigung durch die Schulterarthrose einschätzen zu können, füllten die PatientInnen den Disability of the Arm, Shoulder and Hand (DASH)-Fragebogen aus (siehe Anhang 7.3). Dieser bestand aus drei Teilen. Der Hauptteil bestand aus 30 Fragen. Davon bezogen sich 21 auf die körperliche Funktion des Patienten bzw. der Patientin. Weitere sechs Fragen befassten sich mit Symptomen wie Schmerz, Kribbeln, Schwächegefühl, Steife und Schlafproblemen. Am Ende des Fragebogens wurden mithilfe dreier Fragen die sozialen Einschränkungen abgefragt. Zusätzlich gab es zwei optionale Teile mit je vier Fragen, die sich auf die Arbeit, beziehungsweise musikalische und sportliche Tätigkeiten bezogen. Alle Fragen wurden anhand von einer 5-stufigen-Likert Skala beantwortet (siehe Abb. 9). Die Punkte wurden äquivalent dazu vergeben (0 = keine Schwierigkeiten, 5 = nicht möglich). Andere Antwortmöglichkeiten, zum Beispiel zur Stärke der Symptome, wiesen geringfügig abweichende Polbeschriftungen mit linear aufsteigendem Prinzip auf, von „keine“ (1 Punkt) bis zu „extrem“ (5 Punkte). Das Punktebewertungssystem war für alle Fragen identisch.

Teil A:

Bitte schätzen Sie Ihre Fähigkeiten ein, wie Sie folgende Tätigkeiten/Aktivitäten in den letzten Wochen durchgeführt haben, indem Sie die entsprechende Zahl ankreuzen.

	keine Schwierigkeiten	wenig Schwierigkeiten	merkliche Schwierigkeiten	erhebliche Schwierigkeiten	nicht möglich
1. Ein Marmaladen-, Einmach-, Honigglas öffnen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Abbildung 9: Beispielfrage aus dem DASH-Fragebogen mit einer 5-stufigen Likert Skala (Zusammengefasster DASH- und Constant-Fragebogen nach Böhm et al. (Boehm et al., 2004))

Alle Fragen bezogen sich auf die letzte Woche vor dem Erhebungszeitpunkt, um etwaige Einschränkungen des Erinnerungsvermögens zu minimieren. Die TeilnehmerInnen wurden darauf hingewiesen, dass sie gemäß ihren Fähigkeiten antworten sollten, unabhängig davon, mit welcher Körperseite die Tätigkeit durchgeführt wurde. Die Punkte wurden in den einzelnen Fragebogenteilen zu Rohwerten addiert und gemittelt. Um den DASH-Score für die jeweiligen Module zu erhalten, wurde der Mittelwert mit 1 subtrahiert und das Ergebnis mit 25 multipliziert. Der daraus errechnete Wert stellte den DASH-Score dar. Der höchste zu erreichende Score lag bei 100 und bedeutete erhebliche Einschränkungen, der niedrigste lag bei 0 und war mit keinerlei Einschränkung verbunden. Wurden mehr als 10% der Fragen innerhalb der Fragebogenteile nicht beantwortet, was im Falle des Hauptteils drei nicht beantworteten Fragen entsprach, konnte kein Score errechnet werden. Bei den optionalen Abschnitten trat dieser Fall schon bei einer nicht beantworteten Frage ein (Germann, Harth, Wind, & Demir, 2003; Haldorsen, Svege, Roe, & Bergland, 2014; Hudak et al., 1996; Offenbächer, Ewert, Sangha, & Stucki, 2003).

2.8 Constant-Murley-Score

Der zweite Teil des Fragebogens diente der Errechnung des Constant-Murley-Scores (Constant & Murley, 1987) (siehe Anhang 7.3). Mit diesem war es möglich, den funktionalen Zustand von gesunden, erkrankten und behandelten Schultern zu beurteilen und zu vergleichen. (Constant et al., 2008). Die Fragen wurden separat für beide Schultern ausgewertet. Insgesamt konnten je Schulterseite 100 Punkte erzielt werden. 100 Punkte entsprachen dabei eine Schulterfunktion von 100% (Thomas, Dieball, & Busse, 2003). Das Ergebnis setzte sich aus den Angaben zu Schmerzen, Einschränkungen in Alltagsaktivitäten, sowie durch die am Patienten bzw. an der Patientin untersuchten Parameter der Schulterbewegung und Abduktionskraft zusammen (siehe Tab. 2).

Tabelle 2: Punkteverteilung der einzelnen Items bei Schmerzen, Alltagsaktivitäten und dem Bewegungsumfang im Fragebogen des Constant-Murley-Score (Fragebögen angepasst und validiert von Böhm et al. (Boehm et al., 2004))

		Maximale Punktzahl	Fragen und Punktevergabe

Schmerzen	Stärke der Schulterschmerzen der letzten Woche	15	0 Punkte (keine Schmerzen) – 15 Punkte (starke Schmerzen)
Alltagsaktivitäten	Beruf	4	4 Punkte: nicht eingeschränkt 3 Punkte: weniger als die Hälfte eingeschränkt 2 Punkte: zur Hälfte eingeschränkt 1 Punkt: mehr als zur Hälfte eingeschränkt 0 Punkte: vollständig eingeschränkt
	Freizeit	4	4 Punkte: nicht eingeschränkt 3 Punkte: weniger als die Hälfte eingeschränkt 2 Punkte: zur Hälfte eingeschränkt 1 Punkt: mehr als zur Hälfte eingeschränkt 0 Punkte: vollständig eingeschränkt
	Arbeitshöhe	10	2 Punkten: Arbeiten bis zur Gürtellinie möglich 2 Punkte: Arbeiten bis zum Xiphoid möglich 2 Punkte: Arbeiten bis zum Hals möglich 2 Punkte: Arbeiten bis zum Scheitel möglich 2 Punkte: Arbeiten über den Kopf hinaus möglich
	Schlaf	2	2 Punkte: ungestörter Schlaf 1 Punkt gelegentlich gestörter Schlaf 0 Punkte: gestörter Schlaf jede Nacht
Bewegung der Schulter	Flexion (Elevation nach vorne)	10	0 Punkte: <31 Grad 2 Punkte 31 - 60 Grad, 4 Punkte 61- 90 Grad, 6 Punkte 91 - 120 Grad, 8 Punkte 121- 150 Grad, 10 Punkte \geq 151 Grad
	Abduktion (Elevation seitlich)	10	0 Punkte: <31 Grad 2 Punkte 31 - 60 Grad, 4 Punkte 61- 90 Grad, 6 Punkte 91 - 120 Grad, 8 Punkte 121- 150 Grad, 10 Punkte \geq 151 Grad
	Außenrotation	10 (Addition der Punkte für jede durchführbare Bewegung)	0 Punkte keine der Bewegungen möglich 2 Punkte: Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen nach vorne möglich 2 Punkte: Hand auf dem Scheitel mit Ellenbogen zur Seite möglich 2 Punkte: Hand im Nacken mit Ellenbogen nach vorne möglich 2 Punkte: Hand im Nacken mit Ellenbogen zur Seite möglich 2 Punkte: Hand über Kopf möglich

	Innenrotation	10 (Addition der Punkte der möglichen Bewegungen)	0 Punkte: keine der Bewegungen möglich 2 Punkte: Erreichen des Taschenbeginns der Hose möglich 2 Punkte: Erreichen des Bereichs unterhalb des Gürtels möglich 2 Punkte: Erreichen des Gürtels möglich 2 Punkte: Erreichen oberhalb des Gürtels möglich 2 Punkte: Erreichen der Schulterblätter möglich
--	---------------	---	---

Die Außenrotation wurde in den fünf aufgelisteten Bewegungen in der Frontalebene und in der Abduktion beurteilt, da die Außenrotation nur in dieser Kombination als funktional relevante Bewegung angesehen wurde. Das gleiche Prinzip traf auf die funktionale Innenrotation zu, die in Extension und Adduktion des Armes geprüft wurde, in dem der Patient bzw. die Patientin gebeten wurde, den Handrücken so weit wie möglich auf dem Rücken in Richtung der Schulterblätter zu bewegen. Um die Abduktionskraft zu messen, wurde der Patient bzw. die Patientin gebeten den ausgestreckten Arm um 90 Grad zu abduzieren und in der Scapulaebene nach frontal zu bewegen. Die Hand wurde dabei proniert mit der Handfläche nach unten. Die Schlinge des Kraftmessers wurde nun um das Handgelenk am ausgestreckten Arm gelegt und auf Spannung gesetzt. Der/die PatientIn sollte nun so fest wie möglich den Arm gegen den Widerstand der Schlinge abduzieren (Constant et al., 2008). Bei der Messung wurde auf die korrekte Sitz- und Armposition geachtet und ein Myometer verwendet (Mecmesin, UK). Bei der Kraftmessung gab es in der Originalbeschreibung keine eindeutigen Vorgaben wie lange und wie oft die Messung durchgeführt werden sollte (Constant et al., 2008). In dieser Studie wurden drei Messungen durchgeführt und der Mittelwert als Ergebnis verwendet. Für jedes Pfund (=0,45 kg) wurde ein Punkt vergeben (Romeo, Mazzocca, Hang, Shott, & Bach, 2004). Die Kraft sinkt generell mit dem Alter und damit auch der Constant Score. Es besteht die Gefahr einer Überschätzung bei Männern >70 Jahren und Unterschätzung der Kraft bei Frauen <40 Jahren (Yian, Ramappa, Arneberg, & Gerber, 2005), weshalb altersadaptierte Normwerte aus den Tabellen von Yian et al. verwendet wurden (Yian et al., 2005).

2.9 MRT-Auswertung

Zur Auswertung der MRT-Bilder wurde das Programm OsiriX Lite Version v.11.0.1 verwendet. Wie in Abbildung 10 dargestellt, wurden in jeder Schicht der schräg sagittalen Bilderserie die Flächen der Muskeln der RM mithilfe der Funktion „area measurement“ gemessen. Dazu wurde per Hand eine Linie um die Muskeln gezogen, woraufhin die Fläche (in Abb. 10: „Area“) automatisch errechnet und angezeigt wurde. Der SSP und SSC wurden jeweils einzeln gemessen. Der ISP wurde zusammen mit dem TM markiert, da die beiden Muskeln auf den MRT-Bildern nicht voneinander abgrenzbar waren. Dies entsprach dem Vorgehen anderer Studien mit derselben Messmethode (Juul-Kristensen et al., 2000; Tingart et al., 2003; Zanetti et al., 1998).

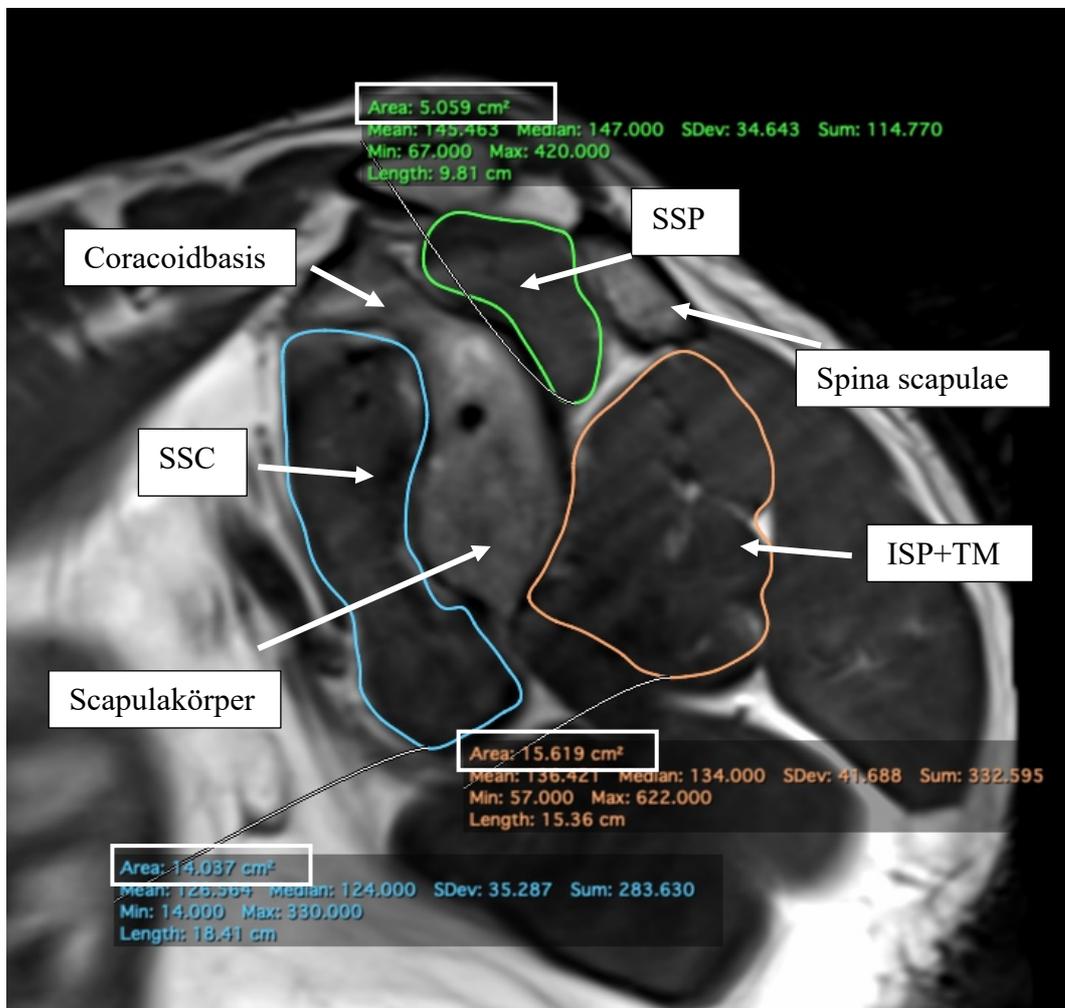


Abbildung 10: Messung der Muskelflächen der RM in der schräg-sagittalen Bildersequenz anhand des ersten Bildes, bei dem Coracoidbasis und Scapulakörper ineinander übergehen, Fläche (Area) des SSP in grün umrandet: 5,1 cm², Fläche (Area) des ISP und TM in orange umrandet: 15,6 cm², Fläche (Area) des SSC in blau umrandet: 14,0 cm² (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Die Ergebnisse der Flächenmessung der Bildersequenzen wurden jeweils addiert und mit der Bilddicke von 0,4 cm multipliziert. Diese Methode Muskelvolumina zu bestimmen, weist eine hohe Reliabilität und Reproduzierbarkeit auf (Juul-Kristensen et al., 2000; Tingart et al., 2003). Zur Standardisierung wurde als Beginn der Serienmessung das MRT-Bild identifiziert, bei dem der Processus Coracoideus in die Scapula überging („Y-View“), angelehnt an die bei Fuchs et al. beschriebene Methode (Fuchs et al., 1999). Ab dieser Schicht war eine eindeutige Differenzierung der einzelnen RM möglich.

Aus den daraus erhobenen Daten wurden für jeden Patienten bzw. jede Patientin sowie jede Kontrollperson das Gesamtvolumen der RM, sowie die Verhältnisse der Muskelvolumina zum Gesamtvolumen berechnet. Um das Verhältnis des anterior-posterioren Kräftepaars der RM zu erhalten, wurde das Volumen der Muskulatur des ISP+TM durch das Volumen des SSC geteilt (Hartwell et al., 2021; Walker, Simcock, Jun, Iannotti, & Ricchetti, 2018).

Die Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper sowie Spina scapulae und Scapulakörper wurden in der schräg sagittalen Schicht in der Ebene gemessen, in der das „Y“ der Scapula zum ersten Mal sichtbar wurde, sprich sich das Coracoid sowie die Spina scapulae mit dem Scapulakörper vereinigten (siehe Abb. 11). Es wurde eine Gerade vom Mittelpunkt dieses „Y“ zur Spitze der Scapula (Angulus Inferior) gezogen. Die Spitze der Scapula wurde ermittelt, indem die Scapula in der MRT-Aufnahme nach lateral in der Serie verfolgt wurde. Somit konnte eine Gerade durch den Mittelpunkt dieses „Y“ sowie durch den ermittelten Angulus Inferior gezeichnet werden. Zwei weitere Geraden wurden durch die Mitte des „Y“ sowie der Coracoidbasis bzw. der Spina scapulae gelegt und die entstandenen Winkel zwischen den knöchernen Strukturen ausgemessen.

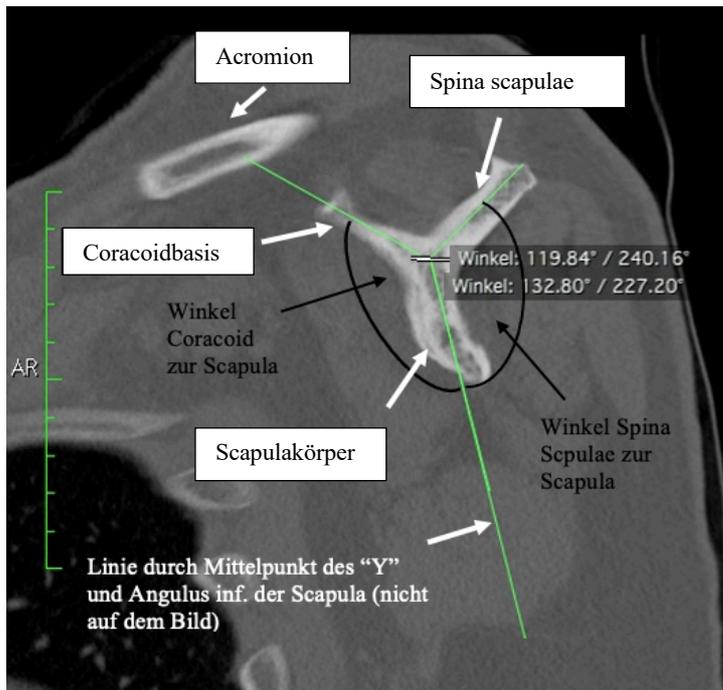


Abbildung 11: Messung der Winkel zwischen Coracoidbasis bzw. Spina scapulae und Scapulakörper (Winkel in schwarz eingezeichnet), „Y“ der Scapula sichtbar bestehend aus Scapulakörper, Coracoidbasis und Spina scapulae (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

In der transversalen Aufnahme wurde der Winkel der Scapula zur Frontalebene gemessen. Die Frontalebene entsprach der Tischebene, da gemäß unserem Studienprotokoll auf eine Schulerspule verzichtet wurde, die die Schulter in angehobener Position hält. Für die Winkelmessung im MRT-Bild wurde eine Gerade vom medialen Ende der Scapula durch den Mittelpunkt des Glenoids gelegt. Die Gerade der Tischebene wurde als Parallele zum unteren Bildrand gezogen und der Winkel zwischen den beiden Geraden bestimmt (siehe Abb. 12)

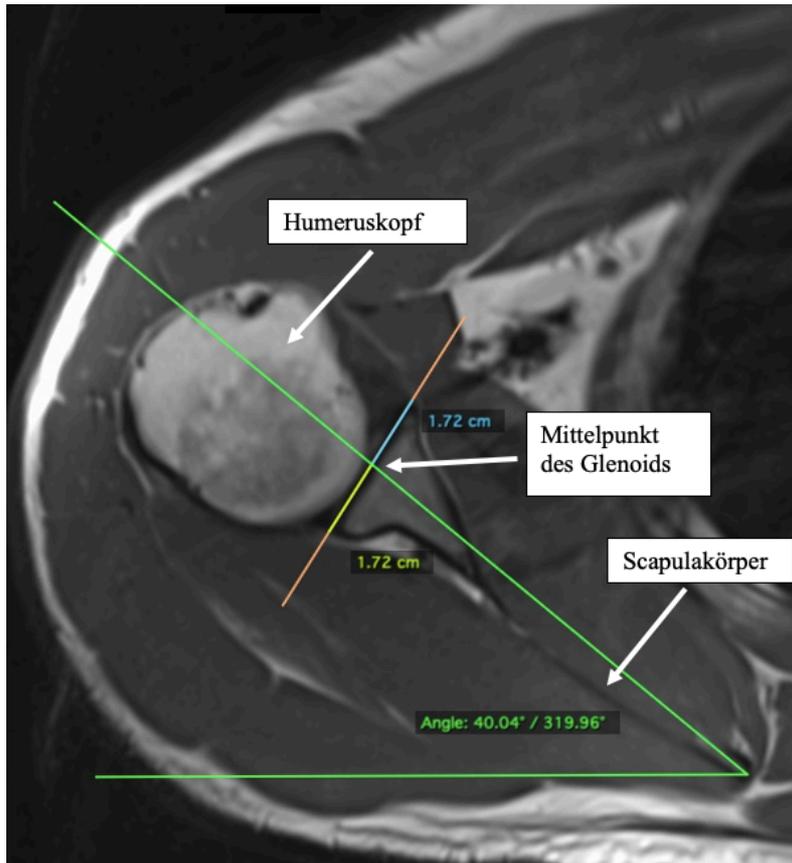


Abbildung 12: Messung des Winkels der Scapula (Linie von medialer Spitze der Scapula durch den Mittelpunkt des Glenoids) zur Frontalebene (parallel zur Tischebene) (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Die Messung der Glenoidretroversion (siehe Abb. 13) und Subluxation (siehe Abb. 14) erfolgte am axialen Bild (Friedman et al., 1992) (Walch et al., 1999).

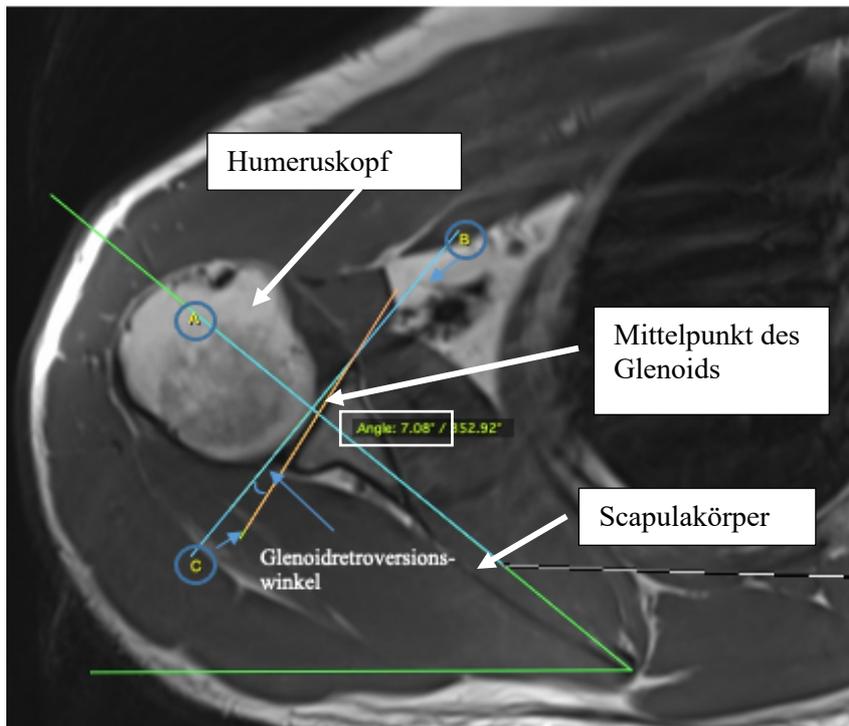


Abbildung 13: Messung der Glenoidretroversion (Glenoidretroversionswinkel=„Angle“) nach Friedman et al (Friedman et al., 1992) im Verhältnis zum Scapulakörper. Die Glenoidretroversion in diesem Fall betrug 7,08 Grad. (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Für erstere wurde eine Gerade *A* vom medialen Rand der Scapula durch die Mitte der Glenoidfläche gelegt (siehe Abb. 13). Eine weitere Gerade *C* wurde an die Glenoidgelenkfläche angelegt. Die Gerade *B* wurde im 90 Grad Winkel zu *A* so gezeichnet, dass sie den lateralen Punkt des Glenoids berührte. Der Winkel zwischen *B* und *C* ergab den Winkel der Glenoidretroversion (Friedman et al., 1992).

Zur Quantifizierung der posterioren Subluxation wurde der relative Anteil des Humeruskopfes bestimmt, der hinter der Mitte des Glenoids lag (siehe Abb. 14).

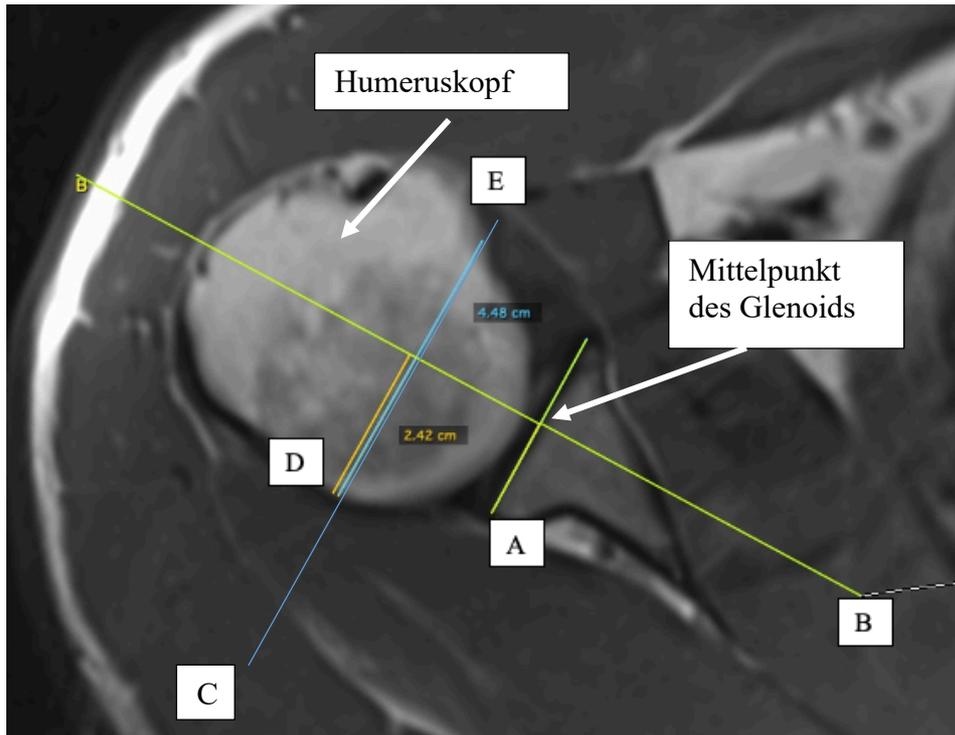


Abbildung 14: Messung der Subluxation des Humeruskopfes nach Walch et al. in der axialen Bildsequenz der MRT. Der Subluxationsindex berechnet sich aus dem Anteil von D zu E (Walch et al., 1999). (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)

Dazu wurde ebenfalls eine Gerade *A* an die anterioren und posterioren Enden der Glenoidfläche angelegt. Das darauf gefällte Lot *B* wurde so platziert, dass es die Gelenkfläche in der Mitte schnitt. Eine Parallele zu *A* wurde durch das mediale Drittel *C* des Humeruskopfes gelegt und eine Linie *D* markierte den Anteil des Humeruskopfes auf der Geraden *C*, die posterior der Geraden *B* lag. Die Strecke *E* markierte den gesamten Durchmesser des Humeruskopfes auf der Geraden *C*. Der Subluxationsindex berechnete sich nun aus dem Verhältnis von *D* zu *E* (Walch et al., 1999). Dieser liegt bei gesunden ProbandInnen zwischen 45% und 55% (Walch et al., 2002). Bei den Messungen der Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion und Subluxation musste ein Proband aufgrund schlechter Bildqualität der axialen Bildserie ausgeschlossen werden.

Alle Glenoide der PatientInnen wurden in der axialen MRT-Aufnahme nach der Glenoidmorphologie-Klassifikation von Walch et al. bzw. Bercik et al. durch die Verfasserin der Dissertation in der Gruppen A1, A2, B1, B2, B3, C, D eingeteilt (Bercik et al., 2016; Walch et al., 1999).

2.10 Statistische Analyse

2.10.1 Deskriptive und vergleichende Verfahren

Zur statistischen Analyse wurde das IBM Corp. Released 2017. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 25.0. Armonk, NY: IBM Corp. verwendet. Die Verteilung von Häufigkeiten wurde mithilfe deskriptiver Verfahren in Form von Standardabweichungen (*Standard Deviation* = *SD*), Mittelwerten, Medianen sowie den zweiten und dritten Quartilen dargestellt (Braunecker, 2021, p. 51ff.). Alle Variablen wurden mithilfe des Shapiro-Wilk-Tests auf Normalverteilung überprüft. Bei negativem, sprich nicht signifikantem Test ($p \geq 0,05$), wurde die Annahme einer Normalverteilung abgelehnt. Aufgrund der kleinen Stichprobe der ProbandInnen- und Kontrollgruppe ($n < 20$) wurde der Fisher-Exakt-Test angewendet, um kategorische Variablen darzustellen und zwischen den Gruppen vergleichen zu können. Für die Untersuchung der ProbandInnen- und Kontrollgruppe hinsichtlich Unterschieden bezüglich Muskelvolumina, Scapulawinkel, anthropometrischer Daten, sowie metrischer Variablen im Fragebogen wurden für normalverteilte Variablen der t-Test und für nicht normalverteilte Variablen der Mann-Whitney-U-Test verwendet. Da der t-Test Varianzhomogenität, also annähernd gleiche Werte der Varianzen beider Gruppen voraussetzt, wurde diese zuvor mithilfe von Levene-Tests geprüft, um je nach Ergebnis die korrekten Freiheitsgrade und p-Werte im t-Test auszuwählen. Die zu überprüfende Nullhypothese im Levene-Test geht davon aus, dass sich die Varianzen nicht unterscheiden (= Varianzhomogenität). Bei nicht signifikantem p-Wert wurde die Nullhypothese beibehalten, sprich Varianzhomogenität angenommen. Bei signifikantem p-Wert ($p \leq 0,05$) wurde die Nullhypothese abgelehnt. (Schwarz, Käch, & Enzler, 2021b, 2021d).

Zur detaillierten Untersuchung der einzelnen Glenoidmorphologietypen (A1, A2, B1, B2, B3, C, D) und ihrer Unterschiede wurden die erhobenen Werte der Muskelvolumina, Körpermaße und Scapulawinkel danach aufgeschlüsselt verglichen. Der Vergleich gemessener Parameter getrennt nach Glenoidmorphologietypen wurde bereits mehrfach beschrieben (Aleem et al., 2019; Donohue et al., 2018; Hartwell et al., 2021). Aufgrund der nur teilweise gegebenen Bedingung der Normalverteilung und der sehr kleinen ProbandInnenanzahl innerhalb der Glenoidtypgruppen, wurde bei dieser Testung der nicht-parametrische Kruskal-Wallis-Test für unabhängige Stichproben herangezogen.

Auch hier wurde die Nullhypothese als „identische Verteilung der Variablen über die Gruppenvariable“ bei einem $p > 0,05$ beibehalten und bei $p \leq 0,05$ abgelehnt. Die Gruppenvariablen wurden als „A1“, „A2“, „B1“, „B2“, „B3“, „C“, „D“ gemäß den Glenoidtypen beschrieben. Bei einem signifikanten Ergebnis ($p \leq 0,05$) des Kruskal-Wallis-Tests erfolgte im Anschluss ein Post-hoc-Test nach Dunn-Bonferroni für einen paarweisen Vergleich zwischen den einzelnen Gruppenvariablen (A1 vs A2, A1 vs B1, etc.). Mit diesem konnte festgestellt werden, zwischen welchen Glenoidtypen der Unterschied bestand. Ein signifikanter Unterschied wurde bei einem korrigierten p-Wert $\leq 0,05$ angenommen.

Zusätzlich erfolgte wie ebenfalls in der Literatur beschrieben, eine Unterteilung in die Gruppen A und B entsprechend den konzentrischen (A) und exzentrischen (B) Glenoidmorphologietypen (Chalmers et al., 2020; Plachel et al., 2021; Walker et al., 2018). Hierzu wurde der bereits beschriebene Mann-Whitney-U-Test herangezogen.

2.10.2 Logistische Regression

Mithilfe einer logistische Regression wurde untersucht, ob ein Zusammenhang der gemessenen Parameter und der Wahrscheinlichkeit an EOA erkrankt zu sein, bestand. Die Poweranalyse zeigte für die logistische Regression bei einer Stichgruppe von 28 Personen eine ausreichende Power von $> 0,8$ (siehe Abb. 15).



Abbildung 15: Poweranalyse für die Regressionsanalyse: Bei einer Gruppengröße von $n=28$ lag die Power bei $> 0,8$.

Personen mit EOA wurden als „1“, Personen ohne EOA als „0“ codiert. Unter Berücksichtigung der Multikollinearität wurden 6 Gruppen gebildet, die jeweils verwandte Variablen enthielten (siehe Tab. 3). Multikollinearität wurde anhand von Korrelationsanalysen nach Pearson bzw. Spearman Rho durchgeführt und ab einem Wert $r > 0.8$ als bestätigt angenommen (Dattalo, 2013, p. 14). Zur Bildung der sechsten Gruppe, bestehend aus Personen mit vorliegenden Vorerkrankungen, wurden die Vorerkrankungen auf die vier am häufigsten genannten fachspezifischen Vorerkrankungen reduziert, um die Anzahl der Variablen zu begrenzen.

Tabelle 3: Variablen der Gruppen, die in der logistischen Regressionsanalyse untersucht wurden

Gruppe	Variablen
1	Alter, SSP, ISP+TM, SSC
2	Winkel Spina scapulae/Scapula, Winkel Coracoid/Scapula, Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion, Subluxationsindex
3	Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser, Transversaler Thoraxdurchmesser, Körperlänge, Oberkörperlänge, Körpergewicht
4	Wurde/wird Überkopfbelastung durchgeführt, Mind. 1 Beruf >1400kcal
5	Üben Sie Überkopf-Sportarten aus?, Machen Sie Kraftsport?, Kraftsport in Jahren, Spitzenbelastung des Kraftsportes
6	Mindestens eine gastrointestinale/viszeralchirurgische Erkrankung Mindestens eine kardiologische Erkrankung, Mindestens eine muskuloskelettale Erkrankung, Mindestens eine infektiöse Erkrankung

Die einzelnen Gruppen wurden jeweils einer binär logistischen Regressionsanalyse unterzogen, wobei die Integrationsmethode „Rückwärts LR“ verwendet wurde. Im ersten Schritt wurden dabei alle Variablen in das Modell aufgenommen und dann in einzelnen Schritten aussortiert, wobei geprüft wurde, ob das Modell dabei an Erklärungskraft gewann (Field, 2017, p. 885). Bei binären Variablen, wie beispielsweise der Variable „Üben Sie eine Überkopfsportart aus?“ wurde die Antwort „nein“ als Referenzkategorie mit dem Wert 0 gesetzt. Die Signifikanz der Modelle konnte durch einen Chi-Quadrat-Test bewertet werden. Bei gegebener Signifikanz konnte der Einfluss der einzelnen Variablen der Modelle auf die Zielvariable anhand ihrer Odds-Ratio und p-Werte erhoben werden. Bei einem p-Wert $\leq 0,05$ wurde von einer signifikanten Odds-Ratio ausgegangen, deren 95%-Konfidenzintervall den Wert „1“ nicht beinhaltete und somit einen Einfluss der Variable auf die Erkrankung mit EOA darstellte (Field, 2017, p. 904). Die Odds beschreiben das Verhältnis der Wahrscheinlichkeit, dass ein Ereignis eintritt,

zur Wahrscheinlichkeit, dass dieses nicht eintritt. (Field, 2017, p. 123f.; Schwarz, Käch, & Enzler, 2021a). Die Odds-Ratio setzt die Odds, die nach dem Anstieg der Variable um eine Einheit berechnet werden, mit den Odds vor dem Anstieg ins Verhältnis (Field, 2017, p. 123 f.). In diesem Fall beschrieb eine Odds Ratio >1 einer Variable einen Zusammenhang zwischen höheren Werten dieser Variable und der Wahrscheinlichkeit, an EOA erkrankt zu sein. Bei einer Odds Ratio <1 ging dagegen bei höheren Werten der Variable eine geringere Wahrscheinlichkeit einer EOA Erkrankung einher (Field, 2017, p. 123f.). Die in den Regressionsanalysen der einzelnen Gruppen signifikant gewordenen Variablen waren „Winkel zur Tischebene“, „Subluxationsindex“, „Oberkörperlänge“, „Körpergewicht“, sowie „Ausübung mind. 1 Berufes $>1400\text{kcal/Tag}$ “. Diese wurden in einer logistischen Regressionsanalyse zusammengeführt und nach dem gleichen Prinzip analysiert und ausgewertet.

2.10.3 Multiple Lineare Regression

Zu den wichtigsten messbaren Auffälligkeiten der EOA gehören der im Durchschnitt vergrößerte posteriore Subluxationsindex des Humeruskopfes und die Glenoidretroversion. Um die Frage nach einem Einfluss des Muskelvolumens der RM, der anthropometrischen Messungen, des Sportes und Berufs auf die Subluxation und Glenoidretroversion zu untersuchen, wurden zwei multiple lineare Regressionsanalysen durchgeführt. Dabei wurden nur die Parameter berücksichtigt, die sowohl in der ProbandInnen- als auch in der Kontrollgruppe erhoben worden waren.

Im ersten Schritt wurden anhand von Streudiagrammen, sowie partiellen Regressionsdiagrammen graphisch die Variablen ausgewählt, die einen linearen Zusammenhang mit den abhängigen Variablen „Subluxation“ bzw. „Glenoidretroversion“ zeigten (Field, 2017, p. 402f.). Zudem wurde mithilfe einer Korrelation nach Pearson bzw. Spearman-Rho die Multikollinearität ($r>0.8$) der unabhängigen Variablen geprüft (Dattalo, 2013, p. 14). Dabei ergab sich eine Korrelation des Gesamtvolumens der RM mit den Variablen „SSP“ ($r=0,85$, $p<0,001$), ISP+TM ($r=0,944$, $p<0,001$) und „SSC“ ($r=0,91$, $p<0,001$). Der Umfang des Thorax korrelierte mit dem anterior-posterioren Thoraxdurchmesser ($r=0,86$, $p<0,001$). Das Körpergewicht korrelierte mit dem Umfang des Thorax ($r=0,82$, $p<0,001$), dem anterior-posterioren Thoraxdurchmesser ($r=0,82$, $p<0,001$) und dem BMI ($r=0,92$, $p<0,001$). Zur Vermeidung

der Multikollinearität, wurde in der Folge die Variable „Gesamtvolumen“ aus der Regressionsanalyse ausgeschlossen. Stattdessen wurden die Variablen des anterior-posterioren Kräftepaars (ISP+TM und SSC) eingeschlossen, die im Sinne der Fragestellung einer potenziellen muskulären Dysbalance von besonderem Interesse waren. Da mit den erfolgten zwei Messungen des Thoraxdurchmessers in zwei Ebenen indirekt der Umfang des Thorax dargestellt werden konnte, wurde letzterer ebenfalls aus der Analyse ausgeschlossen. Das Körpergewicht, die Körper- bzw. Oberkörpergröße, die in der Berechnung des BMI enthalten waren, wurden zugunsten dieser Variable ausgeschlossen. Die in das Modell eingeschlossenen Variablen sind in Tabelle 4 dargestellt. Zudem wurde, um weitere Multikollinearität zu vermeiden, im Ergebnis der Regressionsanalyse auf einen Variance Inflation Factor (VIF) < 10 der einzelnen Variablen geachtet (Bowerman & O’Connell, 1990).

Tabelle 4: Eingeschlossene unabhängige Variablen der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Subluxation

ISP+TM
SSC
Winkel Spina scapulae/Scapulakörper
Winkel Coracoid/Scapulakörper
BMI
Gibt es in der beruflichen Tätigkeit Über-Kopf-Belastung?
anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser
Transversaler Thoraxdurchmesser auf Mamillenhöhe
Wurde/Wird mind. 1 Beruf > 1400 kcal ausgeübt?
Üben Sie Überkopf-Sportarten aus?
Machen Sie Kraftsport?

Auch bei der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable „Glenoidretroversion“ wurden zunächst die in der Studie erhobenen Parameter in den Streudiagrammen bzw. in den partiellen Regressionsdiagrammen auf einen linearen Zusammenhang mit den Werten der Glenoidretroversion geprüft und ausgewählt. Bei der Prüfung auf Multikollinearität ergab sich bei den Variablen „ISP+TM“ und „SSP“ ein Korrelationswert von $r=0,83$ ($p<0,001$). Das Gesamtvolumen der RM korrelierte, wie bereits beschrieben mit den Variablen „SSP“ ($r=0,85$, $p<0,001$), „ISP+TM“ ($r=0,944$, $p<0,001$) und „SSC“ ($r=0,91$, $p<0,001$). Der Umfang des Thorax korrelierte mit dem anterior-posterioren Thoraxdurchmesser mit $r=0,86$ ($p<0,001$). Aufgrund der hohen

Korrelation der Variablen „ISP+TM“ und „SSP“, sowie der Korrelation des „Gesamtvolumens der RM“ und aller Muskelvolumina der RM, wurde in diesem Falle in der Analyse die Variable „Gesamtvolumen der RM“ eingeschlossen. Der Umfang des Thorax wurde zugunsten des anterior-posterioren Durchmessers und des axialen Durchmessers ausgeschlossen. In Tabelle 5 sind die eingeschlossenen Variablen aufgelistet.

Tabelle 5: Eingeschlossene unabhängige Variablen der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Glenoidretroversion

Gesamtvolumen der RM
Winkel Spina scapulae/Scapulakörper
Winkel Coracoid/Scapulakörper
Gibt es in der beruflichen Tätigkeit Über-Kopf-Belastung?
Transversaler Thoraxdurchmesser
anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser
Üben Sie Überkopf-Sportarten aus?
Machen Sie Kraftsport?

Mit den so gewählten Variablen wurden die beiden multiplen Regressionen durchgeführt. Als Integrationsmethode der unabhängigen Variablen wurde die Rückwärts-Methode verwendet. „Rückwärts“ beschreibt ein Verfahren, bei dem zunächst alle Variablen in ein Modell aufgenommen werden. Der für jede Variable durchgeführte t-Test mit zugehörigem Signifikanzniveau beschrieb dabei jeweils die Beteiligung der entsprechenden Variable an der Aussagekraft des Modells. Schrittweise schloss das Programm nacheinander jeweils die Variablen aus, deren p-Wert im t-Test $>0,1$ lag. Diese Variablen leisteten keinen Erklärungsbeitrag zum Modell. Nach jedem Schritt wurde ein neues Modell mit den verbleibenden Variablen berechnet (Field, 2017, p. 399). Da es sich bei den erhobenen Daten nicht um Zeitreihenmessungen, sprich das Sammeln von Daten einer Person zu unterschiedlichen Zeitpunkten handelte, wurde auf einen Autokorrelations-Test verzichtet (Schwarz, Käch, & Enzler, 2021c). Mithilfe von Streudiagrammen, die die standardisierten geschätzten Werte der abhängigen Variable gegen die standardisierten Residuen auftrugen, wurde die Voraussetzung der Homoskedastizität (Varianzgleichheit) geprüft. Homoskedastizität war gegeben, wenn das Residuum für jeden Wert der unabhängigen Variable die gleiche Varianz zeigte (Schwarz et al., 2021c). Das Streudiagramm der abhängigen Variable „Subluxation“ zeigte eine annehmbare Homoskedastizität (siehe Abb. 16).

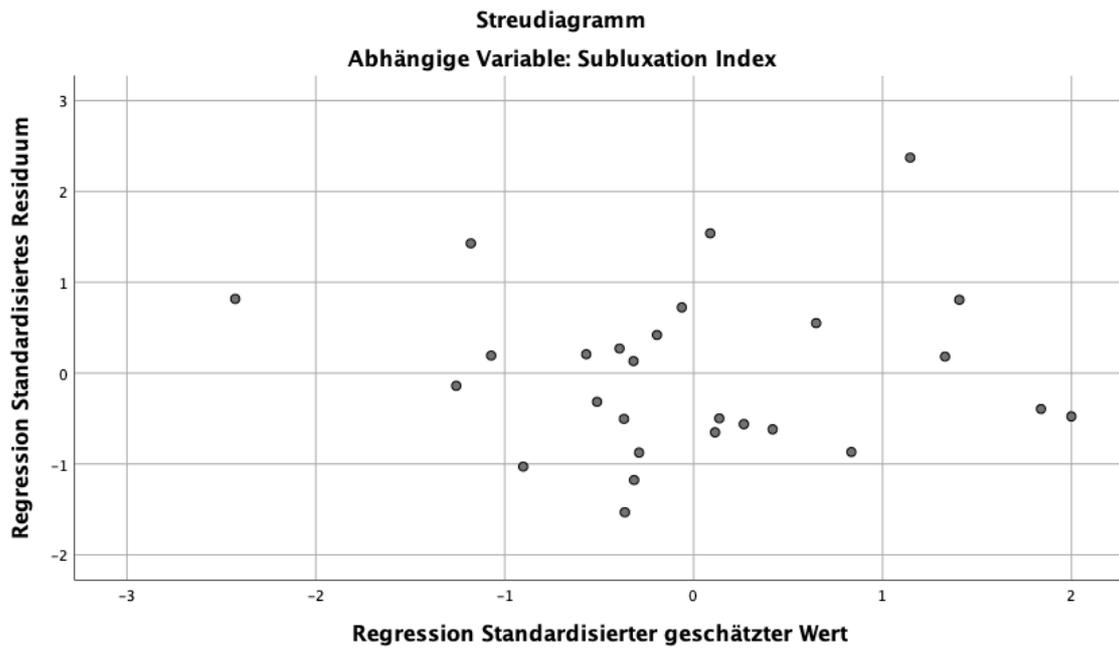


Abbildung 16: Streudiagramm der abhängigen Variable "Subluxation" mit annähernd konstanter Streuung der Residuen um die Gerade durch $y=0$

Weiterhin wurde anhand eines Histogramms graphisch erfasst, ob die Voraussetzung einer Normalverteilung der Residuen erfüllt wurde. Das Histogramm der Residuen muss dabei der Normalverteilungskurve annähernd gleichen (Field, 2017, p. 426). Im Histogramm der abhängigen Variable „Subluxation“ konnte von einer Normalverteilung ausgegangen werden (siehe Abb. 17).

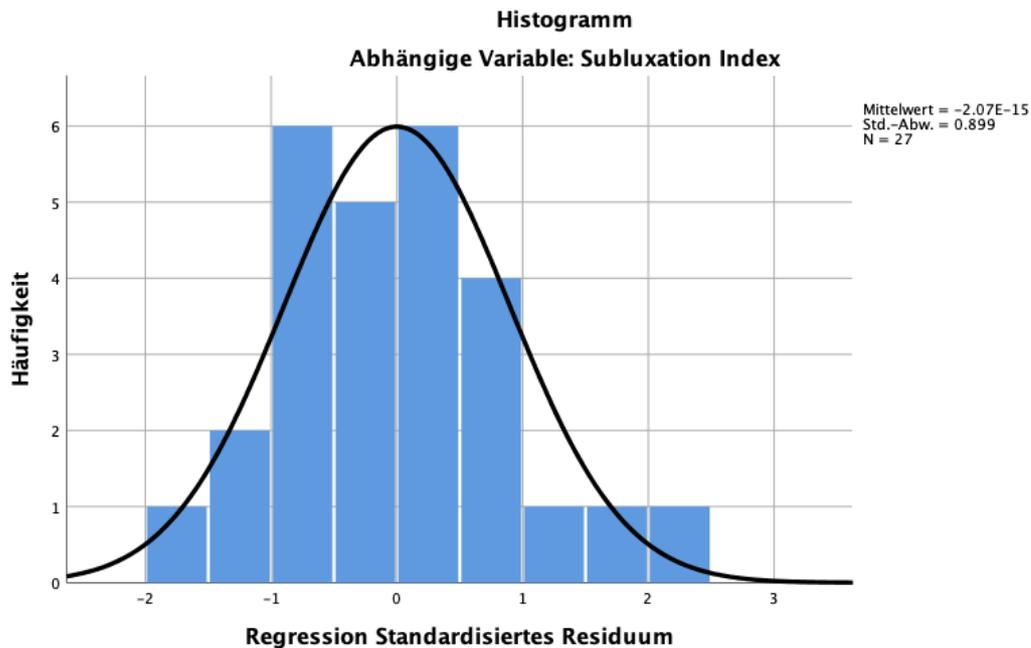


Abbildung 17: Histogramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Subluxation" und einer annähernden Normalverteilung der Residuen

Auch im Falle der abhängigen Variable „Glenoidretroversion“ zeigte das Streudiagramm eine annehmbare Homoskedastizität (siehe Abb. 18).

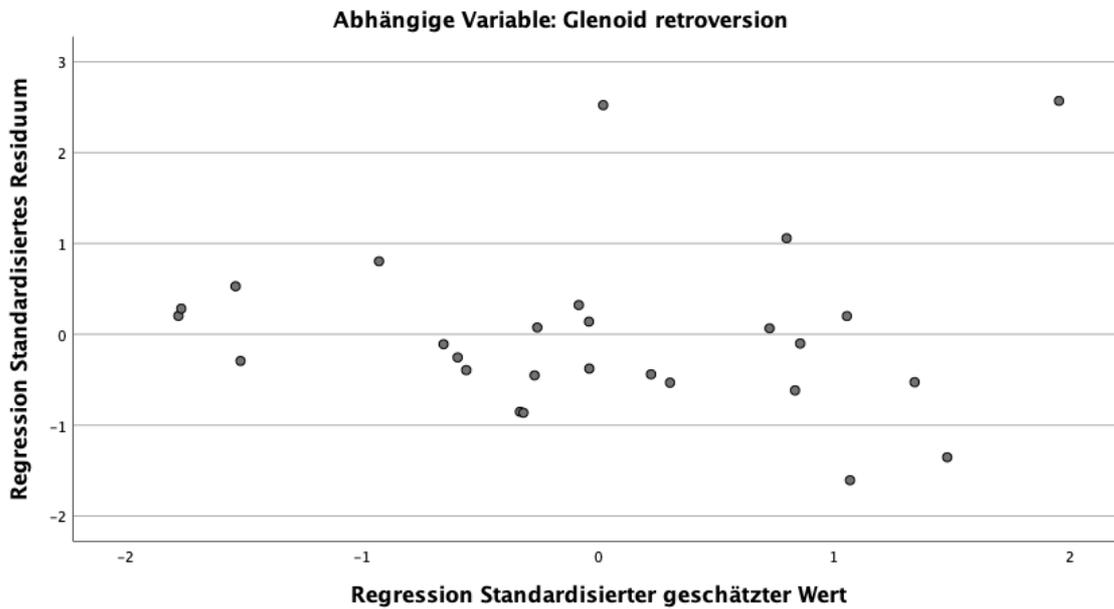


Abbildung 18: Streudiagramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Glenoidretroversion", das eine annehmbare Homoskedastizität zeigt, d.h. in etwa konstante Streuung der Residuen um die Gerade durch $y=0$

Die Voraussetzung der Normalverteilung der Residuen traf zu (siehe Abb. 19).

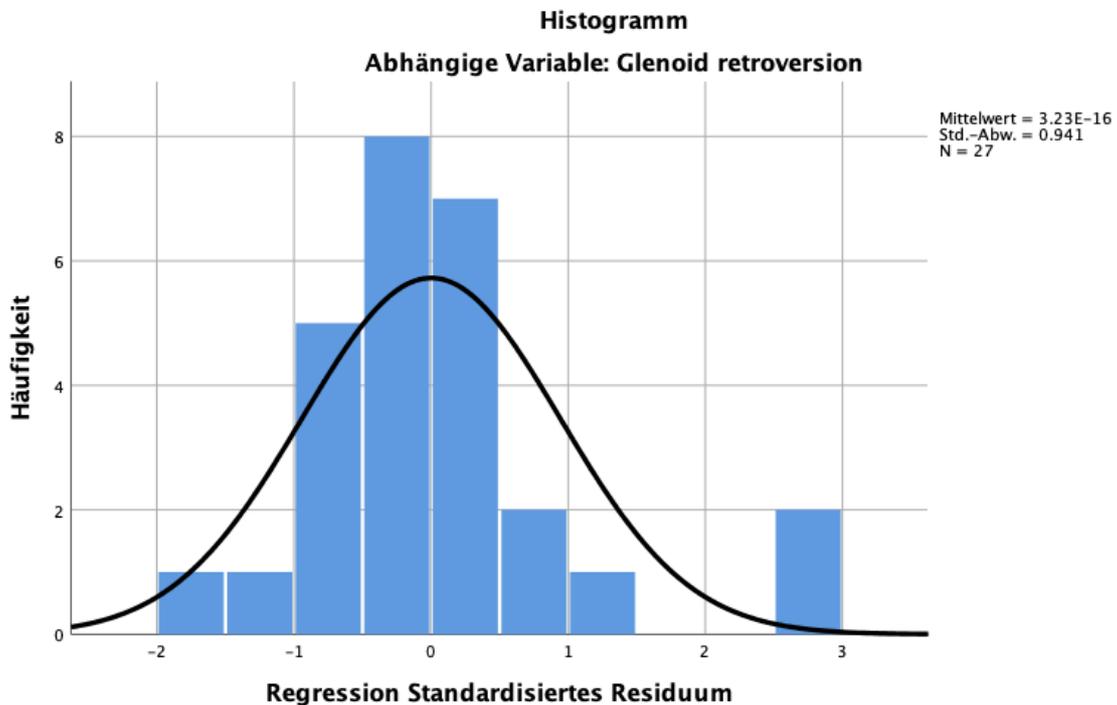


Abbildung 19: Histogramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Glenoidretroversion" und einer annähernden Normalverteilung der Residuen

Die Aussagekraft des gesamten Regressionsmodells wurde durch den F-Test beschrieben. Ein p-Wert $<0,05$ im F-Test beschrieb dabei ein signifikant besseres Modell im Vergleich zu einem Modell, das keine Variablen beinhaltet, sondern die Werte der abhängigen Variable anhand von Mittelwerten schätzte (Field, 2017, p. 411). Nur bei einem p-Wert $\leq 0,05$ galt das Modell als signifikant und die Analyse konnte weitergeführt werden. In der Modellzusammenfassung wurde zudem der R^2 -Wert ausgegeben, um zu beschreiben, welcher Anteil der Varianzen (Streuung) der abhängigen Variable durch die unabhängigen Variablen des Modells erklärt werden konnte. Je höher der R^2 -Wert (Minimum $R^2=0$, Maximum: $R^2=1$), desto höher war die Erklärungskraft des Modells. Da der Wert mit zunehmender Anzahl der unabhängigen Variablen stieg, wurde bei der Interpretation der korrigierte R^2 -Wert verwendet (Field, 2017, p. 395; Schwarz et al., 2021c).

Der letzte Teil der Analyse zeigte die Regressionskoeffizienten Beta der einzelnen Variablen, sowie den entsprechenden 95%-Konfidenzintervallen und deren Signifikanzen. Ein signifikanter Wert von $p \leq 0,05$ bedeutete dabei, dass der zugehörige Regressionskoeffizient Beta sich von 0 unterschied und die Variable einen signifikanten Beitrag zur Erklärung der Werte der abhängigen Variable leistete. Der Regressionskoeffizient Beta gab an, um wie viele Einheiten sich die unabhängige Variable änderte, wenn die abhängige Variable um eine Einheit abwich (Field, 2017, p. 395f.). Bei binären Variablen beschrieb der Regressionskoeffizient Beta wie sich die abhängige Variable bei Zutreffen der höher kodierten Variable im Vergleich zur kleineren veränderte. (Schneider, Hommel, & Blettner, 2010, p. 778). Personen, die Kraftsport ausübten, wurden beispielsweise als „1“ codiert, Personen ohne Kraftsport als „0“. Der Regressionskoeffizient Beta beschrieb in diesem Fall die Änderung der abhängigen Variable bei Personen mit Kraftsport (1) im Vergleich zu Personen ohne Kraftsport (0). Als signifikanter Referenzwert galt bei allen statistischen Untersuchungen ein p-Wert $\leq 0,05$.

3. Ergebnisse

3.1 Charakterisierung der ProbandInnen- und Kontrollgruppe

3.1.1 Alter und Geschlecht

Die ProbandInnen zeigten einen Altersdurchschnitt von 49,1 Jahren und waren überwiegend männlich (93,3%). Die ProbandInnen und Kontrollgruppe zeigten bezüglich ihres Alters und Geschlechts keine signifikanten Unterschiede (siehe Tab. 6 und 7).

Tabelle 6: Vergleich des Alters zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p = p -Wert im t -Test)

	ProbandInnen		Kontrollen		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Alter in Jahren	49,1	9,7	43,8	7,2	0,114

Tabelle 7: Vergleich des Alters zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p = p -Wert im Exakten Test nach Fisher)

	ProbandInnen	Kontrollen	p
Anteil der weiblichen Teilnehmerinnen in %	6,7	0,0	1,00
Anteil der männlichen Teilnehmer in %	93,3	100,0	

3.1.2 Krankheitsscores

Die durchschnittliche errechnete DASH-Score-Summe der ProbandInnen lag bei 32,3 (SD±13,7). Der Constant-Murley-Score ergab im Mittel 61,0 Punkte (SD±22,8 Punkte) für die erkrankte Schulterseite.

3.1.3 Vorerkrankungen

Die ProbandInnen- und Kontrollgruppe unterschieden sich nicht signifikant bezüglich fachspezifischer Vorerkrankungen (siehe Tab. 8).

Tabelle 8: Übersicht der Vorerkrankungen in der ProbandInnen- und Kontrollgruppen (p -Wert im Exakten Test nach Fisher)

Anteil der Personen mit Vorerkrankungen in %	ProbandInnen	Kontrollgruppe	p
Gastroenterologisch/Viszeralchirurgisch	33,3	15,4	0,396
Kardiovaskulär	33,3	7,7	0,173
Muskuloskelettal	86,7	53,8	0,096
Pulmologisch	0,0	7,7	0,464
Zahnmedizinisch	0,0	15,4	0,206
HNO	20,0	0	0,226
Endokrinologisch	13,3	0	0,484

Infektiös	46,7	7,7	0,333
Dermatologisch	6,7	0	1,000
Neurologisch	13,3	0	0,484
Ästhetisch-Plastisch	13,3	7,7	1,000
Gynäkologisch	6,7	0	1,000
Ophthalmologisch	6,7	0	1,000
Nephrologisch	6,7	0	1,000
Rheumatologisch/Autoimmun	13,3	0	0,484

3.1.4 Regelmäßige Medikamenteneinnahme

Von 15 ProbandInnen nahmen nur drei (21,4%) regelmäßig Medikamente ein. Dazu gehörten Latanoprost, Mirtazapin, Ramipril (2x), Bisoprolol, ASS, Torasemid und ein Medikament aus der Gruppe der Statine, das nicht näher spezifiziert werden konnte. In der Kontrollgruppe nahm nur eine Person (7,7%) dauerhaft Medikamente ein. Diese waren Bisoprolol und ASS. Die Gruppen unterschieden sich nicht signifikant bezüglich der regelmäßigen Medikamenteneinnahme (siehe Tab. 9)

Tabelle 9: Regelmäßige Medikamenteneinnahme im Vergleich zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe ($p = p$ -Wert im exakten Test nach Fischer)

	ProbandInnen	Kontrolle	p
Anteil der Personen mit regelmäßiger Medikamenteneinnahme in %	21,4	7,7	0,596
Anteil der Personen ohne regelmäßige Medikamenteneinnahme in %	78,6	21,4	

3.2 Ergebnisse zu Fragestellung I: Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren absoluten und relativen Volumenverhältnissen der Rotatorenmanschette von Personen ohne EOA?

Der Mittelwert des Gesamtvolumens der RM unterschied sich bei den ProbandInnen mit 494,6 cm³ nicht signifikant von dem der Kontrollpersonen mit 457,9 cm³ (siehe Tab. 10). Auch bei den absoluten Volumina bezüglich SSP, ISP+TM und SSC konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen nachgewiesen werden.

Die Verhältnisse der Volumina der einzelnen Muskeln der RM zum Gesamtvolumen ergaben in der ProbandInnengruppe 11,9% (Anteil des SSP am Gesamtvolumen), 41,4% (Anteil des ISP mit TM am Gesamtvolumen) und 46,8% (Anteil des SSC am

Gesamtvolumen). Die Werte unterschieden sich ebenfalls nicht signifikant von der Kontrollgruppe. Auch das Verhältnis des anterior-posterioren Kräftepaars ISP+TM zu SSC verhielt sich mit 89,7% bei den ProbandInnen kongruent zu dem der Kontrollpersonen (90,1%).

Insgesamt konnten somit keine signifikanten Unterschiede der absoluten und relativen Muskelverhältnisse zwischen den untersuchten Gruppen beobachtet werden.

Tabelle 10: Vergleich der Mittelwerte der absoluten und relativen Muskelvolumina zwischen der ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p = p -Wert im t -test¹ bzw. im Mann-Whitney U-Test²)

	ProbandInnen		Kontrollen		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
SSP in cm ³	60,0	19,6	57,3	8,4	0,628 ¹
ISP+TM in cm ³	205,3	48,2)	189,5	24,9	0,298 ¹
SSC in cm ³	229,7	49,9	211,2	26,5	0,205 ¹
Gesamtvolumen in cm ³	494,6	105,1	457,9	53,9	0,263 ¹
SSP / Gesamtvolumen in %	11,9	2,3	12,5	1,26	0,349 ¹
ISP+TM / Gesamtvolumen in %	41,4	2,9	41,4	2,0	0,999 ¹
SSC / Gesamtvolumen in %	46,8	4,1	46,1	2,2)	0,610 ¹
ISP+TM / SSC in %	89,7	15,3	90,1	8,4	0,650 ²

3.3 Ergebnisse zu Fragestellung II: Unterscheiden sich Personen mit EOA in ihren anthropometrischen Daten und der Scapulamorphologie von Personen ohne EOA?

Die ProbandInnen mit EOA wiesen einen signifikant höheren mittleren Thoraxumfang (114,7 cm) sowie anterior-posterioren Thoraxdurchmesser (27,2 cm) auf als die Kontrollgruppe (103,0 cm bzw. 23,3 cm) (siehe Tab. 11). Auch der durchschnittliche BMI lag mit 30,3 kg/m² signifikant über dem der Kontrollgruppe mit 26,1 kg/m². Ein weiterer Unterschied konnte bezüglich des Körpergewichts gefunden werden. Mit einem mittleren Körpergewicht von 98,8 kg waren Personen mit EOA signifikant schwerer als

Kontrollpersonen, die durchschnittlich nur 83,6 kg wogen. Bezüglich der anderen anthropometrischen Messungen ergaben sich keine Unterschiede.

Tabelle 11: Vergleich der Messungen der anthropometrischen Daten zwischen der ProbandInnen- und Kontrollgruppe. (p = p -Wert im t -Test¹ bzw. Man-Whitney-U-Test², *: $p \leq 0,05$, **: $p < 0,001$, SD=Standardabweichung).

	ProbandInnen		Kontrollen		p
	Mittelwerte	SD	Mittelwerte	SD	
Thoraxumfang in cm	114,7	9,0	103,0	5,9	<0,001 ^{1**}
Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser auf Höhe Xiphoid in cm	27,2	3,5	23,3	2,9	0,004 ^{1*}
Transversaler Thoraxdurchmesser auf Mamillenhöhe in cm	34,7	3,1	33,5	2,1	0,240 ¹
Armlänge in cm	78,5	4,5	77,6	2,4	0,496 ¹
Körpergröße in cm	180,2	7,4	179,2	7,0	0,727 ¹
BMI in kg/m²	30,3	4,0	26,1	2,8	0,004 ^{1*}
Oberkörpergröße in cm	78,3	5,6	79,9	4,7	0,440 ¹
Körpergewicht in kg	98,9	17,1	83,6	8,4	0,002 ^{2*}

Die ProbandInnen- und Kontrollgruppe unterschied sich weiterhin in keinem der gemessenen Scapulawinkel signifikant (siehe Tab. 12). Die mittlere Glenoidretroversion der ProbandInnen mit EOA betrug 11,2 Grad bei einem mittleren Subluxationsindex von 58,5%. Damit lagen diese Werte wie erwartet signifikant höher als in der Kontrollgruppe, deren durchschnittliche Glenoidretroversion 5,1 Grad und durchschnittlicher Subluxationsindex 51,6 % maßen.

Tabelle 12: Vergleich der Mittelwerte der Scapulawinkel, Glenoidretroversion und des Subluxationsindex zwischen ProbandInnen- und der Kontrollgruppe (*: $p \leq 0,05$, **: $p < 0,001$, p = p -Wert im t -Test, ¹ Bei den Messungen der Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion und Subluxation wurde ein Proband aufgrund schlechter Bildqualität der axialen Bildserie ausgeschlossen)

	ProbandInnen		Kontrollen		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Winkel Spina scapulae / Scapula in Grad	132,9	8,3	137,0	8,5	0,248

Winkel Coracoid / Scapula in Grad	133,0	6,3	131,4	10,0	0,644
Winkel zur Tischebene in Grad (n=14¹)	40,2	7,0	36,1	4,6	0,089
Glenoidretroversion in Grad (n=14¹)	11,2	7,8	5,1	3,0	0,015*
Subluxationsindex in % (n=14¹)	58,5	8,1	51,6	3,1	0,008*

3.4 Ergebnisse zu Fragestellung III: Unterscheiden sich Personen mit EOA hinsichtlich der Ausübung körperlich fordernder Berufe und der Überkopfbelastung von Personen ohne EOA?

In der ProbandInnengruppe arbeiteten, wie in Tabelle 13 zu sehen ist, 60% der Personen in mindestens einem körperlich fordernden Beruf, der mehr als 1400 Kilokalorien pro Tag verbrauchte. In der Kontrollgruppe gaben nur 15,4% an, einen oder mehrere solcher Berufe auszuüben. Dieser Unterschied war signifikant. Bezüglich der beruflichen Überkopf-Arbeit sowie der Ausübung von Kraft- bzw. Überkopfsportarten gab es keine signifikanten Unterschiede.

Tabelle 13: Vergleich der beruflichen Tätigkeiten und Ausübung von Überkopfsportarten bzw. Kraftsport zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (*: $p \leq 0,05$, p =p-Wert im Exakten Text nach Fisher.)

	ProbandInnen	Kontrollen	p
Anteil der Personen mit mindestens einem körperlich fordernden Beruf >1400kcal/Tag in %	60,0	15,4	0,024*
Anteil der Personen ohne körperlich fordernden Beruf >1400kcal/Tag in %	40,0	84,6	
Anteil der Personen mit Überkopfarbeit im Beruf in %	46,7	15,4	0,114
Anteil der Personen ohne Überkopfarbeit im Beruf in %	53,3	84,6	
Anteil der Personen, die Überkopfsportarten ausübten in %	23,1	20,0	1,00

Anteil der Personen, die keine Überkopfsportarten ausübten in %	76,9	80,0	
Anteil der Personen, die Kraftsport ausübten in %	46,7	23,1	0,254
Anteil der Personen, die keinen Kraftsport ausübten in %	53,3	76,9	

Weder die Anzahl an Berufen, die 1400kcal-200kcal bzw. 2000kcal verbrauchten, noch die Zeitdauer der Ausübung dieser Berufe unterschieden sich signifikant zwischen Personen mit EOA und Kontrollpersonen (siehe Tab. 14). Auch die Dauer der Überkopfbelastung im Beruf bzw. Dauer der Kraftsportausübung der beiden Gruppen waren gleich.

Tabelle 14: Vergleich der Anzahl, Dauer der Ausübung von Berufen unterschiedlichen Kalorienverbrauchs/Tag bzw. Dauer der Überkopfbelastung im Beruf zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p=p-Wert im Mann-Whitney-U-test.)

	ProbandInnen		Kontrollen		p
	Mittelwert	SD	Mittelwert	SD	
Anzahl ausgeübter körperlich fordernder Berufe >2000kcal/Tag pro Person	0,5	0,8	0,0	0,0	0,142
Anzahl körperlich fordernder Berufe 1400-2000 kcal/Tag pro Person	0,5	0,8	0,2	0,4	0,413
Dauer der ausgeübten körperlich fordernden Berufe >2000kcal/Tag in Jahren	8,5	14,7	0,0	0,0	0,142
Dauer der ausgeübten körperlich fordernden Berufe 1400-2000 kcal/Tag in Jahren	4,3	8,3	4,9	12,1	0,555
Überkopfbelastung im Beruf in Stunden/Tag	1,0	1,6	1,3	3,3	0,294
Mittelwert in Jahren der Kraftsportausübung	9,0	15,1	2,1	5,0	0,413
Mittelwert der Spitzenbelastung in kg	32,0	44,1	11,0	23,0	0,440

3.5 Ergebnisse der logistischen Regressionsanalysen mit der abhängigen Variable „EOA-Erkrankung“ zu Fragestellung I-III

Die logistische Regressionsanalyse ergab drei Variablen, die signifikant mit einer erhöhten Wahrscheinlichkeit an EOA erkrankt zu sein, zusammenhängen (siehe Tab. 15): „Winkel zwischen Scapulakörper und Tischebene“, „Subluxationsindex“ und „Ausübung von mindestens einem Beruf >1400kcal“. Im berechneten Regressionsmodell führte eine Vergrößerung des Winkels zur Tischebene um ein Grad zu einer Erhöhung der Erkrankungswahrscheinlichkeit um den Faktor 1,4. Weiterhin war ein höherer Subluxationsindex mit einem gesteigerten Risiko verbunden, an EOA erkrankt zu sein. Eine Vergrößerung des Subluxationsindex um 1% erhöhte den Faktor um 1,5. Zudem ergab sich der Zusammenhang zwischen der Ausübung eines Berufes >1400kcal/Tag und einer um 33,9-fach höheren Wahrscheinlichkeit an EOA erkrankt zu sein. Somit stellte die Ausübung eines Berufes mit einem Verbrauch von >1400kcal/Tag den wichtigsten Faktor dar, an EOA erkrankt zu sein, gefolgt von höheren Werten des Subluxationsindex bzw. des Winkels zwischen Scapula und Tischebene.

Tabelle 15: Logistisches Regressionsmodell mit der abhängigen Variable „EOA-Erkrankung“. Im Rückwärtsverfahren wurden die Variablen „Oberkörperlänge“ und „Körpergewicht“ in vorherigen Modellen ausgeschlossen. Das gesamte Modell ist mit $p < 0,001$ im Chi-Quadrat Test signifikant. (: $p < 0,05$)*

Variable	p	Exp (B) [95%-CI]	p-Wert im Chi Quadrat	Nagelkerkes R-Quadrat
(Konstante)	0,025*	0,0	<0,001	0,72
Winkel zur Tischebene	0,043*	1,4 [1,01; 1,95]		
Subluxationsindex	0,038*	1,5 [1,02; 2,21]		
Ausübung mind. 1 Berufes >1400kcal/Tag	0,030*	33,9 [1,39; 825,22]		

3.6 Ergebnisse zu Fragestellung IV: Unterscheiden sich die Untergruppen der Glenoidmorphologietypen von Personen mit EOA bezüglich der in der Studie erhobenen Parameter?

3.6.1 Epidemiologie der Glenoidmorphologietypen

20% der StudienteilnehmerInnen mit EOA wiesen eine Glenoidmorphologie vom Typ A1 und 0% einen A2-Typ auf (Tab. 16). Insgesamt waren 80% der untersuchten Schultern B-Typ-Glenoide, mit 46,67% B1-Typen und 33,33% B2-Typ-Glenoiden. Die Glenoidtypen B3, C und D waren in dieser Studienpopulation nicht vorhanden.

Tabelle 16: Verteilung der Glenoidmorphologietypen der untersuchten Schultern in der Gruppe der ProbandInnen nach der Walch Klassifikation

Walch Klassifikation	ProbandInnen (in %)
A1	3 (20,0)
A2	0 (0,0)
B1	7 (46,7)
B2	5 (33,3)
B3	0 (0,0)
C	0 (0,0)
D	0 (0,0)

3.6.2 Vergleich zwischen konzentrischen (A) und exzentrischen Glenoiden (B)

Im Vergleich zwischen konzentrischen (A-Typ) und exzentrischen (B-Typ) Glenoiden, ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der absoluten Muskelvolumina und Volumenverhältnisse der RM (siehe Tab. 17). Auch die Winkel der Scapula und Messungen der anthropometrischen Daten unterschieden sich nicht signifikant.

Tabelle 17: Vergleich der absoluten Volumina bzw. Volumenverhältnisse der RM, Scapulawinkel und Messungen der anthropometrischen Daten zwischen konzentrischen (A-Typ Glenoide) und exzentrischen Glenoiden (B-Typ Glenoide) (p=p-Wert im Man-Whitney-U-Test)

Parameter	Mittelwerte der A-Typ-Glenoide (SD)	Mittelwerte der B-Typ-Glenoide (SD)	p
SSP in cm ³	67,0 (27,4)	58,3 (18,4)	0,536
ISP+TM in cm ³	203,9 (68,0)	205,6 (46,0)	1,000
SSC in cm ³	203,6 (31,9)	236,2 (48,8)	0,180
Gesamtvolumen in cm ³	474,5 (114,3)	500,1 (107,5)	0,536
SSP/Gesamtvolumen in %	13,7 (2,7)	11,4 (2,1)	0,180
ISP+TM/Gesamtvolumen in %	42,5 (5,1)	41,1 (2,4)	0,945
SSC/Gesamtvolumen in %	43,9 (6,9)	47,5 (3,2)	0,633
ISP+TM/SSC in %	100 (29,6)	87,1 (10,1)	0,945

Winkel Scapula/Tischebene in Grad	45,3 (1,8)	39,3 (7,2)	0,264
Winkel Coracoid/Scapula in Grad	130,6 (4,1)	133,4 (6,5)	0,365
Winkel Spina/Spina scapulae in Grad	142,1 (8,7)	131,1 (6,8)	0,070
Thoraxumfang auf Mamillenhöhe in cm	117,6 (13,9)	114,1 (8,0)	0,734
Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser auf Höhe des Xiphoids in cm	27,3 (3,8)	27,1 (3,7)	0,734
Frontaler Thoraxdurchmesser auf Mamillenhöhe in cm	33,9 (1,2)	35,0 (3,5)	0,633
Armlänge in cm	78,8 (3,8)	78,5 (4,9)	0,734
Körpergröße in cm	178,7 (10,5)	180,6 (7,0)	0,840
Oberkörperlänge in cm	75,7 (2,1)	79,0 (6,1)	0,180
BMI in kg/m²	28,1 (3,6)	30,8 (4,0)	0,295
Körpergewicht in kg	90,7 (22,1)	101,0 (16,2)	0,536

3.6.3 Vergleich zwischen Glenoidtypen A1, B1 und B2

Im Vergleich der einzelnen Glenoidtypen untereinander zeigte sich, dass sich die gemessenen Werte der Winkel zwischen Coracoid und Scapula sowie des transversalen Thoraxdurchmessers signifikant voneinander unterschieden (siehe Tab. 18). Die übrigen erhobenen anthropometrischen Parameter zeigten keine abweichenden Werte zwischen den einzelnen Glenoidtypgruppen.

*Tabelle 18: Vergleich der Muskelvolumina innerhalb der Gruppen der Glenoidtypen A1, B1, B2 (p=p-Wert im Kruskal-Wallis-Test, *: $p \leq 0,05$, ¹Bei den Messungen der Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion und Subluxation wurde ein Proband aufgrund schlechter Bildqualität der axialen Bildserie ausgeschlossen)*

Parameter	Mediane der A1- Typ Glenoide	Mediane der B1-Typ Glenoide	Median der B2-Typ Glenoide	p
SSC in cm³	206,3	258,9	254,3	0,343
ISP+TM in cm³	192,8	220,9	202,7	0,695
SSP in cm³	72,9	59,1	56,5	0,626

Gesamtvolumen in cm³	500,0	547,7	507,0	0,501
SSC/Gesamtvolumen in %	46,8	48,2	48,1	0,808
ISP+TM/Gesamtvolumen in %	40,6	40,5	40,6	0,998
SSP/Gesamtvolumen in %	14,6	11,4	11,1	0,343
ISP+TM/SSC in %	83,4	83,6	87,8	0,935
Alter in Jahren	54,0	45,0	47,0	0,175
Winkel Scapula/Tischebene in Grad	45,3 ¹	41,7	33,5	0,414
Winkel Spina/Scapula in Grad	138,8	134,3	128,1	0,054
Winkel Coracoid/Scapula in Grad	130,5	127,2	137,8	0,013*
Glenoidretroversion in Grad	7,7 ¹	8,9	11,5	0,721
Subluxationsindex in %	45,0 ¹	61,4	64,8	0,060
Thoraxumfang auf Mamillenhöhe in cm	113,7	109,0	121,00	0,369
Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser in cm	29,0	26,2	28,0	0,328
Transversaler Thoraxdurchmesser in cm	34,5	32,0	38,5	0,017*
Armlänge in cm	80,5	80,0	78,0	0,871
Körpergröße in cm	179,0	184,0	180,0	0,970
Oberkörperlänge in cm	75,0	80,0	81,0	0,231
BMI in kg/m²	26,5	31,3	33,3	0,130
Körpergewicht in kg	85,0	103,0	108,0	0,274

Die signifikant gewordenen Parameter wurden im paarweisen Vergleich näher untersucht. Hierbei zeigte sich, dass sich die Winkel zwischen Coracoid und Scapula zwischen den Glenoidtypen B1 und B2 signifikant unterschieden (siehe Tab. 19). Dabei wiesen Personen mit Glenoidtyp B2 signifikant größere Winkel zwischen Coracoid und Scapula auf als Personen mit Typ B1 ($p=0,017$) (siehe Abb. 20).

Tabelle 19: Paarweise Vergleiche der Glenoidmorphologietypen und Winkel zwischen Coracoid und Scapula (p = korrigierter p -Wert im Post-hoc Test nach Dunn-Bonferroni-Test, *: signifikant $p \leq 0,05$)

	B1-A1	B1-B2	A1-B2
Winkel zwischen Coracoid und Scapula	1,000	0,017*	0,087
Transversaler Thoraxdurchmesser	1,00	0,016*	0,208

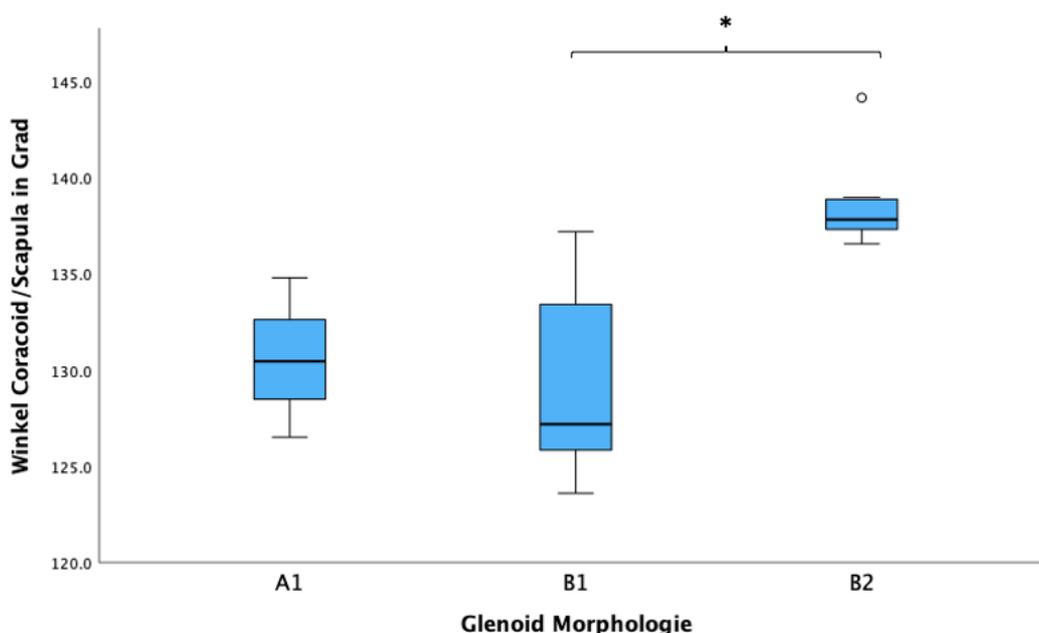


Abbildung 20: Vergleich der Größe der Winkel von Coracoidbasis und Scapula zwischen den Glenoidtypen A1, B1 und B2. Die Werte des Winkels bei Personen mit Glenoidtyp B1 zeigten signifikant niedrigere Werte als die von Personen mit Glenoidtyp B2. (° = Ausreißer, Wert beträgt mehr als das Dreifache des Interquartilabstands).

Ein signifikanter Unterschied der Werte des transversalen Thoraxdurchmessers zeigte sich im paarweisen Vergleich ebenfalls zwischen Glenoidtypen B1 und B2 (siehe Abb. 21). In der Gruppe der B2-Glenoide wurden signifikant höhere Werte des transversalen Thoraxdurchmessers als in der Gruppe der B1-Glenoide gemessen. Personen mit B2-Glenoiden zeigten damit signifikant größere transversale Thoraxdurchmesser und Winkel zwischen Coracoid und Scapula als Personen mit B1-Glenoidtypen.

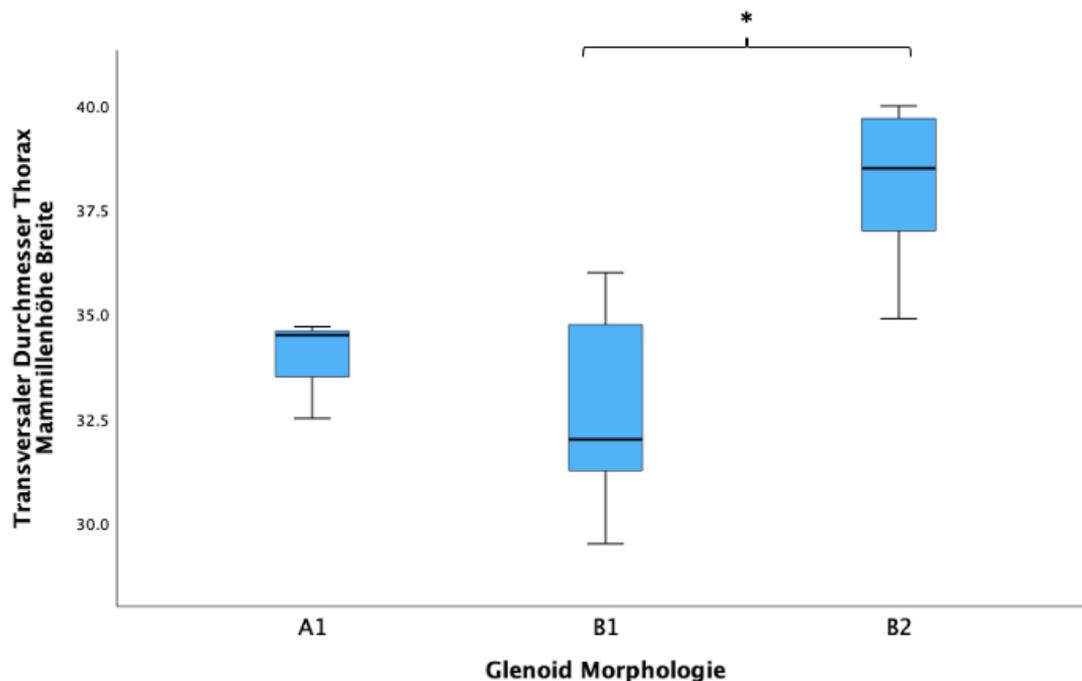


Abbildung 21: Vergleich des transversalen Thoraxdurchmessers auf Mammillenhöhe (hier: Durchmesser Thorax Mammillenhöhe Breite) zwischen den Glenoidtypen A1, B1 und, B2. Die Werte des Thoraxdurchmessers bei Personen mit Glenoidtyp B1 zeigten signifikant niedrigere Werte als die von Personen mit Glenoidtyp B2.

3.7 Ergebnisse zu Fragestellung IV: Gibt es einen Zusammenhang zwischen der Humeruskopfsubluxation bzw. Glenoidretroversion der ProbandInnen und den in der Studie erhobenen Parametern?

3.7.1 Multiple lineare Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Subluxation

Im Verlauf der multiplen linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable „Subluxation“ wurden die Variablen der Muskelvolumina, Thoraxdurchmesser sowie des Winkels zwischen Coracoid und Scapula durch die Rückwärts-Methode ausgeschlossen. Das abschließende Modell war signifikant ($p < 0,001$) und zeigte einen R^2 -Wert von 0,617 (siehe Tab. 20).

Tabelle 20: Abschließendes Modell der linearen Regressionsanalyse zur Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Subluxationsindex und Winkel zwischen Scapula/Spina scapulae, BMI, Über-Kopf-Belastung, Kraftsport sowie Überkopf-Sportarten. Das Modell war mit $p < 0,001$ signifikant. (* $p < 0,05$)

Variable	Regressionskoeffizient Beta	Signifikanz im t-test	Toleranz (Kollinearitätsstatistik)	R^2	p
(Konstante)	73,65	<0,001		0,617	<0,001

Winkel Scapula/Spina scapulae in Grad	-0,36	0,002*	0,92		
BMI	1,13	<0,001*	0,82		
Gibt es in der beruflichen Tätigkeit Über-Kopf-Belastung?	-3,28	0,091	0,92		
Machen Sie Kraftsport?	-4,10	0,061	0,74		
Üben Sie Überkopf-Sportarten aus?	5,67	0,016*	0,87		

Dabei konnten signifikante Zusammenhänge der posterioren Subluxation des Humeruskopfes und der Winkelgröße zwischen Spina scapulae und Scapulakörper, dem BMI sowie der Ausübung von Überkopfsportarten festgestellt werden. Der Regressionskoeffizient der Variable „Winkel zwischen Spina scapulae und Scapulakörper“ betrug -0,36. Bei einer Zunahme des Winkels zwischen Spina scapulae und Scapulakörper um 1 Grad, verringerte sich der Subluxationsindex somit um 0,36%. Der Regressionskoeffizient des BMI ergab 1,13. Bei einer Zunahme des BMI um 1 kg/m² stieg der Subluxationsindex somit um 1,13%. Weiterhin ergab sich, dass Personen, die Überkopf-Sportart ausübten, einen um 5,67% höheren Subluxationsindex aufwiesen als Personen, die keine solche Sportart ausübten. Die Ausübung von Kraftsport und eine Überkopf-Belastung im Beruf zeigten keinen signifikanten Zusammenhang mit der Ausprägung der Subluxation.

3.7.2 Multiple lineare Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Glenoidretroversion

In der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable „Glenoidretroversion“ wurden die Variablen „Winkel zwischen Coracoid und Scapula“, berufliche Überkopfbelastung“, „transversaler Thoraxdurchmesser“, „Überkopfsportart“ und „Kraftsport“ nach der Rückwärts-Methode schrittweise ausgeschlossen wurden. Das abschließende Modell hatte einen korrigierten R²-Wert von 0,296 und war als Ganzes signifikant (p=0,011) (siehe Tab. 21).

Dabei konnte ein signifikanter Zusammenhang zwischen Größe des Winkels zwischen Coracoid und Scapula mit der Ausprägung der Glenoidretroversion gefunden werden. Der Regressionskoeffizient betrug 0,3. Nahm der Winkel zwischen Coracoid und Scapula um 1 Grad zu, so nahm auch die Glenoidretroversion um 0,3 Grad zu. Das Gesamtvolumen der RM und der anterior-posteriore Thoraxdurchmesser zeigten keinen Zusammenhang mit der Ausprägung der Glenoidretroversion.

Tabelle 21: Abschließendes Modell der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable „Glenoidretroversion“ und der unabhängigen Variable „Winkel zwischen Coracoid/Spina scapulae“, „Gesamtvolumen“ und „Anterior-posteriore Thoraxdurchmesser“. Das Modell war mit $p < 0,001$ signifikant. ($p < 0,05$)*

Variable	Regressionskoeffizient Beta	Signifikanz im t-test	Toleranz	R ²	p
(Konstante)	-58,08	0,011		0,296	0,011*
Winkel Coracoid/Scapula in Grad	0,30	0,043*	0,96		
Gesamtvolumen	0,03	0,080	0,81		
Anterior-posteriore Thoraxdurchmesser	0,60	0,074	0,85		

4. Diskussion

Die Ätiologie der EOA ist Gegenstand anhaltender Diskussionen (Domos et al., 2018; Plachel et al., 2021; Walch et al., 2002). Eine muskuläre Komponente wird sowohl bei der EOA als auch bei der Schularthrose im höheren Alter vermutet und erhält in der Literatur zunehmend Aufmerksamkeit (Aleem et al., 2019; Chalmers et al., 2020; Domos et al., 2018; Hoenecke et al., 2012; Plachel et al., 2021; v. Eisenhart-Rothe et al., 2002). Die vorliegende Arbeit ist eine umfangreiche Fall-Kontroll-Studie, die einen wesentlichen Beitrag zur Untersuchung muskulärer Einflüsse und morphologischer Daten der Scapula auf die EOA leistet. Auffällig war das überwiegend männliche Geschlechtsverhältnis bei PatientInnen mit EOA. Bezüglich der ersten Fragestellung, bei der die absoluten Muskelvolumina sowie die einzelnen Muskelvolumenverhältnisse der RM untersucht wurden, konnten keine Unterschiede zwischen Personen mit EOA und

ohne EOA festgestellt werden. Die Ergebnisse der zweiten Fragestellung bezüglich anthropometrischer Differenzen ergaben sowohl signifikant höhere Werte des Thoraxumfangs, des anterior-posterioren Thoraxdurchmessers als auch des BMI bei PatientInnen mit EOA. Bezüglich der knöchernen Winkel konnten keine Unterschiede festgestellt werden. Bei der Erhebung der Berufe sowie der Überkopfarbeit zur Beantwortung der dritten Fragestellung ergab sich, dass Personen mit EOA signifikant häufiger Berufe ausübten, die mehr als 1400kcal pro Tag verbrauchten. Hinsichtlich Unterschieden zwischen den Untergruppen der Glenoidmorphologietypen, die in der vierten Fragestellung untersucht wurden, zeigten sich bei PatientInnen mit exzentrischen und bikonkaven Glenoiden bei vorliegender posteriorer Humeruskopfschluxation (B2-Glenoide) höhere Werte des transversalen Thoraxdurchmessers, sowie des Winkels zwischen Coracoid und Spina scapulae. Die weiteren untersuchten Parameter bezüglich der Muskelvolumina, knöchernen Winkel, anthropometrischen Daten, sowie körperlich fordernder Berufe und Überkopfbelastung ergaben keine Unterschiede zwischen den Glenoidmorphologietypen. Die logistische Regression zur Untersuchung des Zusammenhangs zwischen EOA und den Parametern von Fragestellung 1 – 4 ergab einen Zusammenhang der Wahrscheinlichkeit an EOA erkrankt zu sein und steileren Winkeln des Scapulakörpers zur Frontalebene, sowie der Ausübung von Berufen, die mehr als 1400kcal/Tag verbrauchten. Bezüglich der letzten Fragestellung nach einem Zusammenhang zwischen Schluxation bzw. Glenoidretroversion mit den erhobenen Parametern, ergaben sich folgende Ergebnisse: Die posteriore Schluxation des Humeruskopfes korrelierte mit kleineren Winkeln zwischen Spina scapulae und Scapula-Körper. Ein erhöhter BMI und die Ausübung von Über-Kopf-Sportarten waren weitere Parameter, die signifikant mit einer stärkeren posterioren Schluxation assoziiert waren. Größere Winkel zwischen Coracoid und Spina scapulae waren mit einer höheren Glenoidretroversion assoziiert.

4.1 Diskussion der verwendeten Messmethoden

4.1.1 Messung der Muskelvolumina

In der vorliegenden Studie wurde das Volumen der RM erhoben, indem die Muskelflächen in den einzelnen Schichten der MRT-Aufnahmen gemessen, addiert und

mit der Schichtdicke multipliziert wurden. Diese Art der Messung stellt eine etablierte Methode dar, um ein möglichst präzises Muskelvolumen zu erheben. Tingart et al. untersuchten die Reliabilität dieser Messmethode, indem sie die Volumina der RM von KörperspenderInnen im MRT und anhand von Wasserverdrängung maßen und die Werte verglichen. Die Unterschiede, die sich hieraus ergaben, waren minimal. Für den SSP wurden Differenzen von durchschnittlich 4%, für das addierte Volumen des ISP und TM 2% und für den SSC 3% gemessen. Die Intra- und Interobserver-Variabilität der Volumenmessungen im MRT betrug weniger als 4% (Tingart et al., 2003). Auch bei anderen Studien, die die Muskelvolumina anhand von CT- und MRT-Bildern vermaßen, konnte eine hohe Intra- und Interobserver-Reliabilität festgestellt werden (Holzbaur, Murray, Gold, & Delp, 2007; Koltzenburg & Yousry, 2007; Mitterer et al., 2021; Piepers, Boudt, Van Tongel, & De Wilde, 2014). Aufgrund der bereits etablierten Methode wurde in der vorliegenden Studie auf die Testung der Reliabilität durch mehrere UntersucherInnen verzichtet.

Muskelkraft kann grundsätzlich auch mithilfe manueller Tests gemessen werden. Dabei wird die Bewegung in einer Position ausgeführt, bei der möglichst nur die Kraft des zu messenden Muskels erfasst wird. Da die RM zusätzlich zur Bewegung des Armes durch das Zusammenspiel der ihr zugehörigen Muskeln den Humeruskopf in der Glenoidpfanne stabilisiert und zentriert, ist eine vollständige Isolierung der einzelnen Muskelkräfte jedoch kaum möglich (Brookham, McLean, & Dickerson, 2010; Piepers et al., 2014). Die isolierten Muskelkräfte der RM werden aus diesem Grunde meist von der Messung des gesamten Muskelvolumens, des anatomischen Querschnitts oder des physiologischen Querschnitts abgeleitet (Bamman, Newcomer, Larson-Meyer, Weinsier, & Hunter, 2000). Der anatomische Querschnitt stellt dabei den in der Bildgebung gemessenen Querschnitt des Muskels dar. Der physiologische Querschnitt beinhaltet zusätzlich den Fiederungswinkel der Muskulatur und kann in vivo nur durch gemessene Faser-/Muskellängenverhältnisse und Fiederungswinkel aus Studien mit KörperspenderInnen geschätzt werden (Bamman et al., 2000). Aleem et al. griffen auf die Methode der Erhebung der anatomischen Querschnitte zurück und wählten für die Messung die am weitesten lateral liegende, parasagittale Schichtebene in der MRT Aufnahme, bei der die Spina scapulae noch mit dem Scapulakörper verbunden war. Die Querschnittsmessungen wurden anschließend durch die Größe der PatientInnen geteilt, um eine höhere

Vergleichbarkeit unabhängig von der knöchernen Statur zu erreichen (Aleem et al., 2019). Chalmers et al. vermaßen ebenfalls nur die anatomische Muskelquerschnittsfläche, errechneten jedoch den Durchschnitt aus zwei sagittalen MRT-Schichten (Chalmers et al., 2020). Dass diese Vorgehensweise das Volumen nicht immer repräsentativ widerspiegelt, zeigt die Studie von Juul-Kristensen et al.. Die AutorInnen maßen an drei definierten Stellen die Querschnitte von SSP, ISP+TM und SSC. Anschließend mittelten sie diese Werte für jeden Muskel und multiplizierten das Ergebnis mit der Muskellänge (Anzahl der Schichten, auf denen der Muskel zu sehen war, multipliziert mit der Schichtdicke). Dieses errechnete Volumen verglichen sie in ihrer Studie mit dem durch Wasserverdrängung gemessenen Volumen von KörperspenderInnen. Dabei ergaben sich 1,5-1,7-fach größere Volumina, wenn die Muskulatur anhand von Muskelquerschnitten berechnet wurde. Einschränkend ist dabei darauf hinzuweisen, dass die KörperspenderInnen einen höheren Altersdurchschnitt aufwiesen als die ProbandInnen, deren Muskulatur durch die anatomischen Querschnitte in der MRT-Bildgebung berechnet worden waren (Juul-Kristensen et al., 2000). Andere Studien weisen jedoch ebenfalls darauf hin, dass die Vermessung des Volumens, so wie in der vorliegenden Arbeit durchgeführt, zwar aufwändiger ist, aber die verlässlichste Methode bei der Kräfteinschätzung der Muskulatur darstellt (Akagi et al., 2009; Lehtinen et al., 2003).

In weiteren Studien, die muskuläre Einflüsse der RM auf die Omarthrose untersuchten, wurde stattdessen bzw. zusätzlich der Fettanteil der RM gemessen (Aleem et al., 2019; Donohue et al., 2018; Walker et al., 2018). Die sogenannte fettige Atrophie wurde ursprünglich bei Personen mit Sehnenrissen an der RM beobachtet. Dabei kommt es zu einer stetigen Muskeldegeneration, die mit einem Funktionsverlust einhergeht (Nakagaki, Ozaki, Tomita, & Tamai, 1996). Der Prozess dieser fettigen Infiltration bzw. Degeneration ist noch nicht vollständig verstanden. Vermutet wird, dass die Retraktion des Muskels und pathophysiologische Reaktionen eine Rolle spielen (Kang & Gupta, 2012; Nakagaki et al., 1996). In mehreren Studien wurden diese Untersuchungen auf die Omarthrose übertragen. Walker et al. maßen im CT die Fläche des intramuskulären und extramuskulären Fettes bei Personen mit Omarthrose und teilten die Summe durch die gesamte Muskelfläche. Sie wählten dabei ebenfalls diejenige Schicht in der Bildgebung, bei der die Spina scapulae in den Scapulakörper übergang (sog. Y-Ansicht) (Walker et

al., 2018). Aleem et al. und Donohue et al. untersuchten ebenfalls die Verfettung der Muskulatur. Sie verwendeten dazu jedoch die Goutallier Klassifikation bzw. modifizierte Goutallier Klassifikation nach Fuchs et al., bei der der Grad der fettigen Infiltration von 0 – 5 bzw. von „normal“ bis „erheblich“ anhand von Densitätsveränderungen in CT- bzw. MRT-Aufnahmen beurteilt wird (Aleem et al., 2019; Donohue et al., 2018; Fuchs et al., 1999; Goutallier, Postel, Bernageau, Lavau, & Voisin, 1994; Somerson, Hsu, Gorbaty, & Gee, 2016). Diese Methode erbrachte jedoch inkonsistente Ergebnisse der Intra- und Interbeobachter-Variabilität (Lippe et al., 2012; Oh, Kim, Choi, Kim, & Oh, 2010; Slabaugh et al., 2012; Spencer et al., 2008). Zudem wiesen Vidt et al. nach, dass Messungen eines 2D-Querschnittes nicht repräsentativ für die dreidimensionale Verteilung der fettigen Infiltration im Muskel sind (Vidt et al., 2016). Aufgrund fehlender standardisierter Messmethoden, sowie des unklaren Einflusses der fettigen Infiltration auf die Muskulatur, wurde sich in der vorliegenden Studie zur Untersuchung muskulärer Unterschiede bei Personen mit EOA auf die Messung der Muskelvolumina beschränkt. Die in der Literatur beschriebenen Ergebnisse der Erhebung der fettigen Infiltration der RM können nur sehr bedingt mit den Ergebnissen der Muskelvolumina verglichen werden, da davon ausgegangen wird, dass Atrophie und fettige Infiltration unterschiedliche Prozesse sind, die unabhängig voneinander einen Einfluss auf die Omarthrose haben könnten (Moverman et al., 2021).

4.1.2 Messung von Glenoidretroversion und Subluxation

In der vorliegenden Studie wurde die Messung der Glenoidretroversion entsprechend der Methode von Friedman et al. (Friedman et al., 1992) durchgeführt. Zur Erhebung der Subluxation des Humeruskopfes wurde die Methode von Walch et al. verwendet (Walch et al., 1999). Die Messung der Glenoidretroversion nach Friedmann et al. ist eine weit verbreitete und reproduzierbare Methode (Chalmers et al., 2020; Hartwell et al., 2021; O'Neill et al., 2021). Auch Mitterer et al. verwendeten eine leicht abgeänderte Version dieser Methode, die sich jedoch nicht grundsätzlich von der von Friedman et al. unterschied (Mitterer et al., 2021; Ortmaier, Moroder, Hirzinger, & Resch, 2017). Eine weitere, seltener verwendete Methode misst die Retroversion des „prämorbidem“ Glenoids vor der durch die Arthrose entstandenen Erosion. So verwendeten beispielsweise Ricchetti et al. eine Software, die eine Schablone eines normalen Glenoids

über das pathologische Glenoid legte, um so die prämorbid Glenoidretroversion zu messen (Ricchetti, Hendel, Collins, & Iannotti, 2013). Auch Donohue et al. verwendeten diese Methode (Donohue et al., 2018). Allerdings erfolgte das Einsetzen der Schablone manuell, wohingegen die Methode nach Friedman et al. sich an den sichtbaren Knochenstrukturen orientiert und somit in ihrer Reproduzierbarkeit und Handhabung deutlich einfacher ist. Zudem lassen sich die Ergebnisse, die nach Friedman et al. erhoben wurden, aufgrund der weiten Verbreitung dieser Messmethode gut mit den in der Literatur beschriebenen Daten vergleichen.

Bezüglich der Messung der Subluxation des Humeruskopfes gibt es ebenfalls unterschiedliche Methoden, bei denen sich bislang jedoch noch kein Goldstandard durchgesetzt hat. In der vorliegenden Studie wurde, wie von Walch et al. beschrieben, die Subluxation anhand der posterioren Abweichung des Humeruskopfes vom Lot von einer Geraden im 90 Grad Winkel zur Glenoidfläche gemessen (Walch et al., 1999). Diese Methode wurde auch in anderen Studien aufgegriffen (Badet, Boulahia, & Walch, 1998; Gerber, Costouros, Sukthankar, & Fucentese, 2009; Hoenecke et al., 2012). Eine weitere Methode zur Ermittlung der Glenoidparameter mit Glenoidretroversion und Subluxation sind automatisierte 3D-Software-Programme (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Moverman et al., 2021), die jedoch ebenfalls auf den Methoden nach Friedman et al. bzw. Walch et al. basieren (Boileau et al., 2018; Shukla, McLaughlin, Lee, Nguyen, & Sanchez-Sotelo, 2020). Zu den selteneren angewandten Methoden der Subluxationsmessung gehört die Messung des sogenannten Scapulohumeralen-Indexes, bei der eine Gerade durch die Scapulaachse als Referenzlinie dient, anstatt wie bei Walch et al. einer Geraden im 90 Grad Winkel zur Glenoidfläche. Die Achse, auch Friedman-Linie genannt, wird im axialen Schnitt von der medialen Scapula durch die Mitte des Glenoids gezogen (Kidder et al., 2010; Mizuno, Denard, Raiss, & Walch, 2013). Diese Messung beruht auf der Überlegung, dass der Humeruskopf zentriert an der Glenoidfossa anliegen und trotzdem von der Scapulaachse und der Kraftrichtung der umgebenden Muskeln abweichen kann (Terrier, Ston, & Farron, 2015). Die Subluxation wird anhand des Anteils des Humeruskopfdurchmessers berechnet, der sich posterior der Scapulalinie befindet. Die Methode ergibt im Durchschnitt höhere Werte der Subluxation als die der erstgenannten und ist daher nur begrenzt mit Ergebnissen der Methode nach Walch et al. vergleichbar. Bezüglich ihrer Reliabilität unterscheiden sie sich jedoch nur geringfügig

voneinander (Kidder et al., 2010). Zur besseren Vergleichbarkeit mit vorhandenen Studien und aufgrund der Verwendung im Rahmen der Etablierung des Glenoidmorphologieklassifikationssystems, wurde sich in der vorliegenden Studie für die Verwendung der Methode nach Walch et al. entschieden (Walch et al., 1999). Da in dieser Studie jedoch kein Zusammenhang der Subluxation des Humeruskopfes und Muskelvolumenänderungen nachgewiesen werden konnte, könnte ein Ansatz für zukünftige Studien die Untersuchung der Humeruskopfsubluxation bei EOA PatientInnen anhand des Scapulohumeralen-Indexes darstellen. Es gibt weiterhin Versuche, die Messungen so zu erweitern, dass eine bessere Abbildung der dreidimensionalen Komponente erreicht wird. Terrier et al. argumentierten, dass Subluxation nicht nur in der zweidimensionalen Ebene der Bildgebung, sondern in alle Richtungen stattfindet. Sie berechneten daher anhand von 3D-Bildern die Abweichung des Humeruskopfzentrums vom Glenoidzentrum (Terrier et al., 2015). Gerade im Zuge der Entwicklung neuer automatisierter 3D-Programme, wäre die Miteinbeziehung dieser Methode in weiteren Studien interessant, um die Ergebnisse der vorliegenden Studie überprüfen und erweitern zu können.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

4.2.1 Muskelvolumina

In dieser Studie konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den absoluten Muskelvolumina und den Muskelverhältnissen der RM zwischen PatientInnen mit EOA und einer gesunden Kontrollgruppe festgestellt werden.

Messungen der absoluten Muskelvolumina bei PatientInnen mit EOA im Vergleich mit einer Kontrollgruppe sind bisher nicht in der Literatur beschrieben worden. Die absoluten Muskelvolumina der RM von PatientInnen mit primärer glenohumeraler Arthrose wurden bereits vereinzelt untersucht (Mitterer et al., 2021; Werthel et al., 2021). Im Vergleich zur vorliegenden Studie ergaben sich ähnliche bis stärker abweichende Ergebnisse (siehe Tab. 22). Einen möglichen Grund des deutlichen Unterschieds der Ergebnisse zu den PatientInnen mit OA bei Werthel et al. könnte der jüngere Altersdurchschnitt in der vorliegenden Studie darstellen. Höheres Alter geht mit einem geringeren Muskelvolumen einher (Lexell, 1995; Wilkinson, Piasecki, & Atherton, 2018). Zudem wurden in der vorliegenden Studie fast ausschließlich Männer vermessen, die im Durchschnitt mehr

Muskelmassen als Frauen besitzen (Maden-Wilkinson, McPhee, Rittweger, Jones, & Degens, 2014), während die Studie Werthel et al. ein etwa gleiches Geschlechterverhältnis von untersuchten Männern und Frauen aufwies (Werthel et al., 2021). Mitterer et al. vermaßen jüngere Patienten. Dabei verwendeten sie jedoch CT- statt MRT-Bilder und ein automatisches Software-Programm zur Erhebung der Muskelflächen. Diese wurden zudem in transversaler Ausrichtung statt in sagittaler Ausrichtung wie in dieser der vorliegenden Studie gemessen. Diese unterschiedlichen methodischen Herangehensweisen könnten die leicht abweichenden Ergebnisse erklären. Ein Vergleich mit den Ergebnissen dieser Studien ist somit nur unter Einschränkungen möglich. Die Ergebnisse weisen jedoch nicht auf Auffälligkeiten eines spezifischen RM-Muskels bei EOA PatientInnen im Vergleich zur gesunden Population hin.

Tabelle 22: Vergleich der Muskelvolumina der RM bei ProbandInnen- und Kontrollgruppe der vorliegenden Studie und anderweitigen Veröffentlichungen (aus Volumenangaben der Studien berechnet)*

Studie	Altersdurchschnitt	SSP in cm³ (SD)	ISP+TM in cm³ (SD)	SSC in cm³ (SD)	Gesamtvolumen in cm³ (SD)
ProbandInnen mit EOA (n=13)	49,4 (2,50)	60,0 (19,6)	205,3 (48,2)	229,7 (49,4)	494,6 (105,1)
Kontrolle (n=15)	43,0 (1,84)	57,3 (8,4)	189,5 (24,9)	211,2 (26,5)	457,9 (53,9)
Mitterer et al. (OA, n=10)	43,5	-	170	192	-
Werthel et al. (OA, n=17)	69 (8)	38 (13)	115	107 (36)	367
Werthel et al (Gesund, n=46)	36 (16)	67 (19)	172	195 (62)	434

Die Muskelverhältnisse zwischen ProbandInnen und Kontrollpersonen unterschieden sich in der vorliegenden Studie nicht. Bis dato liegen keine weiteren veröffentlichten Untersuchungen zu relativen Muskelverhältnissen von PatientInnen mit EOA vor. Studien mit Omarthrose im höheren Alter ergaben unterschiedliche Ergebnisse. Chalmers et al. beschrieben bei PatientInnen mit und ohne glenohumerale Arthrose >50 Jahre, dass erstere ein um 1,2% größeres Verhältnis des SSC zur gesamten RM und ein um 2,0%

geringeres Verhältnis des SSP zur gesamten RM im Vergleich zur Kontrollgruppe aufwiesen. Die für die Messungen verwendeten MRT-Aufnahmen entstanden kurz vor dem Einsatz einer totalen Schulterendoprothese unmittelbar prä-operativ (Chalmers et al., 2020). Eine Operationsindikation besteht bei einer „durch nicht-operative Maßnahmen nicht zu beherrschende Arthrose“ in Verbindung mit den typischen radiologischen Veränderungen, sowie einer intakten RM (Wiater & Fabing, 2009). Die Messung fand damit zu einem Zeitpunkt erheblicher funktioneller Einschränkungen der StudienteilnehmerInnen durch die Omarthrose statt. Somit wäre eine mögliche Erklärung der auffälligen Volumenverhältnisse eine durch Schmerz und Bewegungseinschränkung einhergehende veränderte Belastung bestimmter Anteile der Schultermuskulatur. Im Vergleich dazu stand keine/r der PatientInnen der vorliegenden Studie unmittelbar vor einer Operation.

Als Vergleichsparameter zur Einstufung der Krankheitsschwere und Einschränkung durch die Arthrose können Funktionsscores erhoben werden. In der vorliegenden Studie lag der Constant Score der arthrotisch betroffenen Schulterseite bei durchschnittlich 61,0 (max. 100 Punkte, wenn keine Einschränkung) und der DASH-Score bei 32,3 (max. 100 Punkte bei max. Einschränkung). Diese Scores wurden in der Studie von Chalmers et al. nicht erhoben. In anderen Studien, bei denen präoperative Scores vor einer totalen Schulterendoprothese gemessen wurden, wiesen diese jedoch deutlich geringere Werte auf als die PatientInnen in unserer Studie. Die Studie von Sheth et al. ergab präoperative Constant-Score-Werte von 4,3 ($\pm 7,3$) für Personen mit B2-Glenoiden und 4,7 ($\pm 7,1$) für Personen mit A1-Glenoiden (Sheth et al., 2020). Beck et al. beschrieben einen Constant-Score von 14,7 ($\pm 6,1$) zum Zeitpunkt vor der operativen Implantation einer Prothese und Denard et al. bei PatientInnen mit einem Alter unter 55 Jahre von 37,0 (Beck et al., 2018; Denard et al., 2013). Werden diese Werte auf die StudienteilnehmerInnen von Chalmers et al. übertragen, bedeutet dies, dass davon auszugehen ist, dass diese deutlich schlechtere Krankheitsscores aufwiesen als in der vorliegenden Studie.

Konträr zu Chalmers et al. beobachteten Werthel et al. bei PatientInnen mit Omarthrose im Vergleich zur gesunden Vergleichsgruppe eine Vergrößerung des Verhältnisses des ISP und TM zum Gesamtvolumen um 4% bzw. 1%, sowie eine Verkleinerung des SSC zum Gesamtvolumen um 3%. Die Studie beruhte auf Messungen in CT-Bildern von 17 PatientInnen (Durchschnittsalter 69 Jahre) und dem Vergleich von 46 gesunden

ProbandInnen (Durchschnittsalter 36 Jahre). Die Bedeutung dieser Veränderungen wurde von den AutorInnen selbst jedoch als gering eingestuft, da sich in Untersuchungen von fettigen Infiltrationen deutlich größere Unterschiede zeigten (Werthel et al., 2021). In diesem Fall besteht zudem ein deutlicher Altersunterschied zwischen Kontrollgruppe (Altersdurchschnitt 36 Jahre) und PatientInnen mit Omarthrose (Altersdurchschnitt 69 Jahre) (Werthel et al., 2021). Es ist bislang nicht bekannt, ob sich die Verhältnisse der RM mit dem Alter und dem Fortschritt der Omarthrose ändern. Auch in der vorliegenden Studie wurden die Messungen an den PatientInnen kurz vor dem Endoprotheseneinsatz durchgeführt.

Bei direktem Vergleich der Muskelverhältnisse der vorliegenden Studie mit anderen Studien zu OA ergeben sich insgesamt nur geringe Differenzen (siehe Tab. 23).

Tabelle 23: Vergleich der einzelnen Muskelverhältnisse der RM zum Gesamtvolumen bei ProbandInnen- und Kontrollgruppe der vorliegenden Studie und anderweitigen Veröffentlichungen

Studie	Altersdurchschnitt	SSP/ Gesamtvolumen in %	ISP+ TM/ Gesamtvolumen in %	SSC/ Gesamtvolumen in %
ProbandInnen mit EOA (n=13)	49,4 (2,5)	11,9 (2,3)	41,4 (2,9)	46,8 (4,1)
Kontrolle (n= 15)	43,0 (1,8)	12,5 (1,3)	41,4 (2,0)	46,1 (2,2)
Aleem et al. (OA, n=370)	64,8 (9,0)	13,6	37,4	49,0
Chalmers et al. (OA, n=141)	66 (10)	14 (2)	39 (4)	48 (5)
Chalmers et al. (Gesund, n=102)	62 (7)	16 (2)	38 (3)	46 (3)
Werthel et al. (OA, n=17)	69 (8)	15	45	42
Werthel et al (Gesund, n= 46)	36 (16)	15	40	45

Die Ursache hierfür könnte in unterschiedlichen Messmethoden liegen. Die Studie von Werthel et al. führte zu Ergebnissen von 15% für den SSP, 45% für ISP+TM und 42% für den SSC und beschrieb somit einen durchschnittlich kleineren SSC Anteil im

Vergleich zum ISP+TM Anteil. In der vorliegenden Studie wurden anhand von 3D-Bildern der ISP und TM einzeln vermessen, was möglicherweise zu einem größeren gesamten ISP+TM Volumen im Vergleich zu anderen Studien führten (Werthel et al., 2021). In diesen wurden wie in der vorliegenden Studie der ISP und TM als ein Muskel gemessen, da sich diese in der Bildgebung nur schlecht voneinander abgrenzten (Aleem et al., 2019; Chalmers et al., 2020). Dass die Verhältnisse der RM auch in gesunden Populationen eine größere Schwankungsbreite aufweisen, zeigen Daten mit schultergesunden StudienteilnehmerInnen. Tingart et al. publizierten für das Verhältnis des SSC zum Gesamtvolumen 42,86%, Vidt et al. 38,0% und Henninger et al. 40,9%. Die Verhältnisse des ISP+TM und SSP zeigten ein ähnliches Bild, wenn auch mit einer geringeren Differenz (Chalmers et al., 2020; Henninger et al., 2020; Tingart et al., 2003; Vidt et al., 2016; Werthel et al., 2021).

Damit ergibt sich kein hinweisender Unterschied der Verhältnisse der RM der PatientInnen mit EOA im Vergleich zu PatientInnen mit OA im höheren Alter oder gesunden Kontrollpersonen. Ein auffälliges Verhältnis des Volumens der einzelnen RM zum Gesamtvolumen als Ursache bzw. Einflussfaktor der EOA erscheint damit eher unwahrscheinlich. Aufgrund der durch die Schultermuskulatur beeinflussten Translationsbewegungen des Humeruskopfes (Soslowky et al., 1992) und der posterioren Subluxation bei EOA (Walch et al., 2002), erscheint eine muskuläre Imbalance weiterhin als Einflussfaktor auf die EOA naheliegend. Zukünftige Studien müssen zeigen, ob statt der RM, möglicherweise andere periphere, mit dem glenohumeralen Gelenk in Kontakt stehende Muskeln wie der M. pectoralis major oder der M. teres major, die ebenfalls die Humeruskopfposition beeinflussen, (Lippitt & Matsen, 1993) eine Rolle bei der Entstehung der EOA spielen.

4.2.2 Muskelvolumina in Abhängigkeit von den Glenoidmorphologietypen

Die absoluten Muskelvolumina und -verhältnisse unterschieden sich in der vorliegenden Studie weder zwischen konzentrischen und exzentrischen Glenoid Typen (A vs. B), noch konnte ein solcher Unterschied zwischen den einzelnen in der Studiengruppe vorhandenen Glenoidmorphologietypen (A1, B1 und B2) gefunden werden. Auch diese Untersuchungen waren bis dato noch nicht bei PatientInnen mit EOA in der Literatur beschrieben worden. Andere Arbeiten beschäftigten sich ebenfalls mit den

Muskelverhältnissen bei Personen mit Omarthrose, die in allen Fällen ein deutlich höheres Durchschnittsalter aufwiesen. Dabei wurde die Hypothese diskutiert, ob vor allem die exzentrischen Glenoidtypen eine unbalancierte RM aufwiesen. Piepers et al. postulierte aufgrund von Messungen an Schultergesunden, dass die Volumina der beiden Komponenten des sogenannten transversen Kräftepaars (Transverse Force Couple = TFC) der RM bestehend aus posteriorem (ISP + TM) und anteriorem Anteil (SSC) gleich groß und damit ausgeglichen seien (Piepers et al., 2014). Diese Hypothese ist jedoch umstritten, da es auch Untersuchungen gibt, in denen das ausgeglichene Verhältnis bei gesunden Schultern nicht nachgewiesen werden konnte (Chalmers et al., 2020; Henninger et al., 2020; Holzbaur et al., 2007; Vidt et al., 2016; Werthel et al., 2021).

Auch Untersuchungen des TFC bei PatientInnen mit exzentrischem Glenoid ergaben unterschiedliche Resultate. Chalmers et al. fanden in der Gruppe der ProbandInnen mit B-Glenoid eine positive Korrelation der Glenoidretroversion mit den Werten des SSP- sowie ISP-Anteils an der RM. Dagegen wiesen sie eine negative Korrelation der Glenoidretroversion mit den Ergebnissen des SSC-Muskelanteils nach. Sie interpretierten die Resultate als Hinweis auf eine Assoziation von zunehmender Deformität des Glenoids und einer Veränderung des transversen Kraftpaars mit nach posterior gerichtetem Kraftvektor. Dabei verwiesen sie jedoch ebenfalls auf die ungeklärte klinische Signifikanz der sehr geringen erhobenen Unterschiede, die beobachtet wurden. Die Veränderung des SSC-Anteils an der RM änderte sich beispielsweise um nur durchschnittlich 0,05% zwischen 10 und 30 Grad Retroversion (Chalmers et al., 2020). Aleem et al. fanden dagegen nach Berücksichtigung der Störvariablen „Geschlecht“ und „Alter“ keinerlei Unterschiede der einzelnen Muskelflächen der RM zwischen den Glenoidtypen A und B. Jedoch beschrieben sie durchschnittlich größere ISP+TM/SSC Verhältnisse bei Glenoiden vom Typ B2 im Vergleich zu A-Glenoiden. Zudem fanden sie innerhalb der B-Glenoidtypen eine positive Korrelation zwischen steigendem ISP+TM/SSC Verhältnis und zunehmender Humeruskopfsubluxation. Die Assoziation des ISP+TM/SSC Verhältnisses und der Glenoidretroversion konnte im Gegensatz zu Chalmers et al. nicht nachgewiesen werden. (Aleem et al., 2019). Moverman et al. fanden ebenfalls keine Unterschiede des Verhältnisses der posterioren zu den anterioren Anteilen der RM bei B-Glenoidtypen und gingen damit von einer ausbalancierten Schulter aus. Sie konnten in ihrer Untersuchung jedoch zeigen, dass eine vergrößerte Fläche des ISP+TM

auch nach Berücksichtigung von Alter, Geschlecht und BMI mit einem Glenoidtyp B assoziiert war. Sie beschrieben weiterhin eine Korrelation der Muskelquerschnittsflächen von SSP und ISP+TM mit einer Glenoidretroversion und Humeruskopfsubluxation (Moverman et al., 2021). Auch Arenas-Miquelez et al. konnten keine Unterschiede im transversen Kräftepaar der RM zwischen PatientInnen mit exzentrischem Glenoid und konzentrischem Glenoid feststellen. Wie bei Moverman et al. konnte auch in diesem Fall eine signifikant größere posteriore RM bei den B-Glenoidtypen gefunden werden. Allerdings wurden hierbei Alter, Geschlecht und BMI nicht berücksichtigt (Arenas-Miquelez et al., 2021).

Als mögliche Erklärung der Unterschiede des transversen Kräftepaarverhältnisses (ISP+TM/SSC) in verschiedenen Studien postulierten Arenas-Miquelez et al., dass durch eine posteriore Humeruskopfsubluxation mit exzentrischer Glenoiderosion die Länge der posterioren RM abnehme. Das Volumen der Muskulatur bliebe dabei das gleiche, der Querschnitt der posterioren Anteile der RM und das Verhältnis des ISP+TM/SSC nähmen jedoch zu (Arenas-Miquelez et al., 2021). Sowohl Chalmers et al. als auch Aleem et al. verwendeten die Methode der Querschnittsflächenmessung in ihren Studien, während Arenas-Miquelez et al. sowie die vorliegende Studie die Methode der Volumenmessung wählten. Ein weiterer Unterschied zur vorliegenden Studie sind zudem die unterschiedliche Anzahl an untersuchten Glenoidmorphologietypen. Arenas-Miquelez et al. untersuchten in ihrer Studie 60 B-Typ-Glenoide, wovon 0 B1-, 42 B2- und 18 B3-Glenoide waren (Arenas-Miquelez et al., 2021). In der Untersuchung von Moverman et al. waren ebenfalls keine B1-Glenoide vertreten, sondern 45 B2-Typen und 43 B3-Typen (Moverman et al., 2021). Auch bei Aleem et al. wurde eine disproportional hohe Anzahl an B2- und B3-Typen im Vergleich zu B1- und C-Typen eingeschlossen (Aleem et al., 2019). Walker et al. zeigten, dass sich in einer Zeitspanne von 74 Monaten (SD 32 Monate) 17 von 19 der B1-Glenoide in ein B2-Glenoid (15) bzw. B3-Glenoid (2) weiter entwickelten und legten damit einen zeitlichen Progress des posterioren knöchernen Abriebs des Glenoids nahe (Walker et al., 2018). Diese Tendenz wurde von Logli et al. bestätigt (Logli, Pareek, Nguyen, & Sanchez-Sotelo, 2021). Geht man von einem solchen Prozess aus, so beschreiben B2- und B3- weiter fortgeschrittene Glenoidtypen der Omarthrose. Die vorliegende Studie schloss 7 B1- und 5 B2-Typen ein, beinhaltete jedoch keine B3-Typen. Im Vergleich zu den genannten Studien könnten die unterschiedlich

zusammengesetzten B-Typ-Gruppen ein Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse der posterioren RM sein. Einschränkend ist zu berücksichtigen, dass die Gruppengrößen der A- und B-Glenoidtypen in der vorliegenden Studie klein waren, weshalb ein Unterschied möglicherweise nicht statistisch signifikant wurde. Die Frage, inwiefern eine veränderte Muskulatur der RM und dabei insbesondere ein zum posterioren Anteil verschobenes Verhältnis des ISP+TM/SSC ursächlich oder mitwirkend bei der Ausbildung eines exzentrischen Glenoids im Rahmen der EOA ist, kann aufgrund der fehlenden Vergleichsstudien mit EOA PatientInnen nicht abschließend geklärt werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie weisen jedoch darauf hin, dass muskuläre Volumenänderungen der RM bei der EOA im Gegensatz zur OA im höheren Alter eine untergeordnete Rolle spielen. Weitere Studien zur EOA mit longitudinalem Aufbau, sowie einer größeren Population mit einem höheren Anteil unterschiedlicher Glenoidmorphologietypen sind vonnöten, um diese Fragen zu klären. Möglicherweise sind Veränderungen statt in der RM in der peripheren Schultermuskulatur (z.B. M. latissimus dorsi, M. pectoralis major o. M. teres major) zu finden, die ebenfalls am Humeruskopf inseriert und die Stabilität des glenohumeralen Gelenks beeinflusst (Lippitt & Matsen, 1993). Auch hierfür müssen weitere Untersuchungen folgen.

4.2.3 Anthropometrische Körpermaße

Bezüglich ihrer Körpermaße unterschieden sich ProbandInnen und Kontrollen der vorliegenden Studie signifikant in ihrem BMI, Gewicht, Thoraxumfang sowie anterior-posterioren Thoraxdurchmesser. Der BMI zeigte zudem einen signifikanten Zusammenhang mit der Subluxation des Humeruskopfes. Innerhalb der Glenoidmorphologietypen unterschied sich der BMI jedoch nicht signifikant. Ähnlich dazu beschrieben Plachel et al. in einer der wenigen Studien, die sich mit EOA PatientInnen befassen, einen signifikant höheren BMI der Gruppe mit EOA im Vergleich zur Kontrollgruppe (Plachel et al., 2021). Diese Ergebnisse wurden auch von Studien mit PatientInnen mit primärer Omarthrose in höherem Alter reproduziert (Chalmers et al., 2020; Hartwell et al., 2021; O'Neill et al., 2021; Wall, Politzer, Chahla, & Garrigues, 2020). Ein erhöhter BMI scheint somit sowohl bei der EOA als auch bei der primären Omarthrose in höherem Alter ein Risikofaktor zu sein. Der BMI korreliert dabei nicht mit

der fettigen Infiltration der RM bei Personen mit primärer Omarthrose und scheint mit dieser in keinem Zusammenhang zu stehen (Hartwell et al., 2021). Eine mögliche Beeinflussung der EOA könnte dagegen durch Adipokine erfolgen, deren Nachweis im Schultergelenk mit dem BMI assoziiert ist und welche durch systemisch-inflammatorische Effekte an der Arthrose mitbeteiligt sein können (Gandhi, Takahashi, Rizek, Dessouki, & Mahomed, 2012). Weiterhin steht ein erhöhter BMI mit einer erhöhten absoluten Muskelkraft, verringerter relativer Muskelkraft in Bezug auf die Körpermasse, schnellerer Muskelermüdung (Bollinger, 2017; Bulbrook et al., 2021; Eksioglu, 2011; Maffiuletti et al., 2007; Pescatello et al., 2007), sowie einer veränderten Muskelarchitektur (Choi et al., 2016; Tanner et al., 2002) in Zusammenhang. Während diese Effekte bei der gewichtstragenden Muskulatur des Rumpfes und der unteren Extremitäten unter anderem durch eine Anpassung an das erhöhte Körpergewicht erklärt werden (Hulens et al., 2001), bestehen ähnliche Beobachtungen auch für die nicht-gewichttragende Muskulatur der oberen Extremität. Nussbaum et al. beschrieben eine um 25% höhere Kraft in der Schulterflexion bei übergewichtigen im Vergleich zu normalgewichtigen StudienteilnehmerInnen. Gleichzeitig war die relative Schulterkraft im Verhältnis zum Körpergewicht um 14% und die Ausdauer um 18% geringer (Cavuoto & Nussbaum, 2013). Auch in anderen Studien zur Assoziation zwischen BMI und Kraft der oberen Extremität konnte dieser Effekt nachgewiesen werden (Lannersten, Harms-Ringdahl, Schüldt, & Ekholm, 1993; Pescatello et al., 2007; Zoeller et al., 2008). Eine erhöhte absolute Kraft mit verringerter relativer Kraft, sowie verkürzter Ausdauer können in einer erhöhten Belastung und verringerten Stabilität von Gelenken resultieren (Bollinger, 2017; Mikesky, Meyer, & Thompson, 2000). Bei prädisponierten Personen mit EOA könnte eine erhöhte Belastung des glenohumeralen Gelenkes durch die erhöhte absolute Kraft in Kombination mit einem veränderten Bewegungsablauf der RM durch schnellere Ermüdung und eine veränderte Benutzung der einzelnen Muskeln mitverursachend für die Ausbildung der Arthrose sein. Gerade die in der vorliegenden Studie gefundene signifikant häufigere Ausübung von körperlich fordernden Berufen, sowie das bei Plachel et al. beschriebene erhöhte Schulteraktivitätslevel bei EOA PatientInnen könnten auf ein Zusammenspiel der genannten Faktoren hinweisen (Plachel et al., 2021). Der weitere in der vorliegenden Studie gefundene Zusammenhang zwischen erhöhter Subluxation und erhöhtem BMI würde die Hypothese unterstützen, dass ein

zunehmender BMI mit einem dynamischen Kräfteungleichgewicht der RM zusammenhängt. Die Subluxation könnte bei einer Prädisposition und erhöhtem BMI durch daraus resultierende biomechanische Veränderungen verstärkt werden. Die fehlenden Unterschiede zwischen exzentrischen und konzentrischen Glenoidtypen bezüglich des BMI weisen darauf hin, dass in die jeweiligen Ausprägungen dieser Typen mehr Faktoren spielen als nur die Humeruskopfsubluxation, und diese multifaktoriell, sowie unabhängig vom BMI entstehen. Bei Plachel et al. konnte ebenfalls kein Unterschied des BMI zwischen A- und B Glenoiden gefunden werden, eine Korrelation von Subluxation und BMI wurde nicht spezifisch untersucht (Plachel et al., 2021). Die Ergebnisse der Studien mit primärer Omarthrose in höherem Alter und einem möglichen Zusammenhang mit dem BMI sind widersprüchlich. Chalmers et al fanden bei ihren StudienteilnehmerInnen wie bei Plachel et al. keine signifikanten Unterschiede des BMI zwischen A- und B-Glenoiden. (Chalmers et al., 2020) Im Gegensatz dazu beschrieben Moverman et al. in ihrer Studie, dass ein erhöhter BMI mit einer geringeren Wahrscheinlichkeit eines exzentrischen Glenoidtyps einherging (Moverman et al., 2021). Hartwell et al. sowie Loglie et al. untersuchten die einzelnen Glenoidtypuntergruppen A1, A2, B1, B2 und B3 und fanden keine signifikanten BMI Unterschiede (Hartwell et al., 2021; Logli et al., 2021). In diesen Studien wurden keine Zusammenhänge von BMI und Humeruskopfsubluxation untersucht. In weiteren Studien wäre eine Evaluation des Muskel- und Fettanteils bei EOA PatientInnen zur Klärung der Frage wichtig, welcher dieser Faktoren die erhöhten BMI-Werte und damit die Humeruskopfsubluxation beeinflusst. Zudem wäre eine Kraftmessung interessant, um absolute und relative Kraft der RM zu messen und zu eruieren, ob ein dynamisches Kräfteungleichgewicht besteht, dass sich nicht in den Volumina zeigt. Auch therapeutisch würde sich bei Bestätigung dieser Hypothese die Möglichkeit eröffnen, ein Trainingskonzept zu erarbeiten, um eine Gewichtsverringerung zu erreichen, sowie den relativen Kraftverlust auszugleichen und die Stabilisierung des Gelenks zu erhöhen.

In der vorliegenden Studie wurde zudem ein signifikant höherer Thoraxumfang und anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser der PatientInnen mit EOA erhoben. Auch konnte ein signifikanter Unterschied im transversalen Durchmesser des Thoraxes zwischen Glenoidtypen B1 und B2 gezeigt werden. Alle anderen anthropometrischen Daten unterschieden sich nicht von denen der Kontrollpersonen. Die Unterschiede in

Thoraxumfang und -durchmesser könnten mit dem erhöhten BMI zusammenhängen. Somit wäre, wie oben beschrieben, ein Einfluss des BMI auf die Muskulatur mit resultierender Humeruskopfsubluxation und posteriorer Glenoiderosion, wie sie beim Typ B2 zu beobachten ist, denkbar. Andererseits könnten die Messungen des Thoraxumfangs und Thoraxdurchmessers auch auf knöcherne anatomische Unterschiede des Thoraxes hinweisen. Eine veränderte Thoraxform könnte durch eine steilere Stellung der Scapula eine posteriore Position des Humeruskopfes begünstigen (Gohlke, 2000) und somit einen Risikofaktor für die Entwicklung einer EOA darstellen. Nicht nur der Kraftvektor der RM, sondern auch andere mit der Schulter in Kontakt stehende Muskeln wie M. pectoralis major und M. teres major verändern sich mit der Thoraxform. Letztere spielen ebenfalls eine Rolle in der Stabilisierung des glenohumeralen Gelenks (Lippitt & Matsen, 1993). Die Richtung der muskulären Kraftvektoren könnte die glenohumerale Biomechanik beeinflussen und posteriore Translationsbewegungen begünstigen. Ob diese Kraftvektorveränderungen Auswirkungen auf die Entstehung einer EOA haben und welche Muskeln im speziellen eine Rolle spielen, muss in weiteren Studien geklärt werden. Die anthropometrischen Messungen wurden in der vorliegenden Arbeit erstmals bei PatientInnen mit EOA durchgeführt. Die Ergebnisse bezüglich der Thoraxmorphologie und der Position der Scapula auf dem Thorax bieten einen neuen Ansatzpunkt für weitere Untersuchungen, um anatomische Unterschiede bei der Entwicklung der EOA und deren mögliche Einflüsse auf die Muskulatur näher zu untersuchen.

4.2.4 Knöcherne Strukturen

In der vorliegenden Studie konnten in der ProbandInnengruppe eine signifikant höhere Glenoidretroversion und Subluxation beobachtet werden. Dies deckt sich mit den Ergebnissen anderer Studien (Aleem et al., 2019; Arenas-Miquelez et al., 2021; Domos et al., 2018; Donohue et al., 2018; Hartwell et al., 2021; O'Neill et al., 2021; Walch et al., 2002). Die Ursachen dieser Glenoidretroversion und Subluxation, sowie deren wechselseitige Beeinflussung, sind bis dato nicht vollständig verstanden. Eine signifikante Korrelation zwischen Glenoidretroversion und Subluxation konnte bislang nicht nachgewiesen werden (Gerber et al., 2009; Hoenecke et al., 2012). Ob eine operative Korrektur der Glenoidretroversion als postulierte Ursache der posterioren

Subluxation zu einer dauerhaften Zentrierung des Humeruskopfes führt und das klinische Outcome beeinflusst, ist zudem umstritten (Domos et al., 2018; Gerber et al., 2009; Landau & Hoenecke, 2009; Ma et al., 2020; Service, Hsu, Somerson, Russ, & Matsen, 2017). In Ihrem Review kamen Domos et al. zum Schluss, dass von einem multifaktoriellen Geschehen der Entstehung der posterioren Subluxation des Humeruskopfes ausgegangen werden musste, bei dem eine muskuläre Dysbalance eine Rolle spielen könnte (Domos et al., 2018). Ob die Muskulatur jedoch durch unterschiedliche knöcherne anatomische Unterschiede in ihrem Kraftweg und damit ihrer Kraftwirkung verändert wird, ist bis dato weder an PatientInnen mit EOA noch mit allgemeiner primärer Omarthrose untersucht worden.

In der vorliegenden Studie konnten keine Unterschiede der Scapulawinkel zwischen ProbandInnen und Kontrollpersonen erhoben werden. Interessanterweise konnte eine negative Korrelation zwischen dem Winkel zwischen Spina scapulae und Scapulakörper und der posterioren Subluxation des Humeruskopfes festgestellt werden. Eine Zunahme des Winkels um 1 Grad ging mit einer Verringerung des Subluxationsindex um 0,36 % einher. Dagegen zeigte sich eine positive Korrelation des Winkels zwischen Coracoid und Scapulakörper und der Glenoidretroversion. Eine Zunahme des Winkels um 1 Grad war mit einer Erhöhung der Retroversion um 0,3 Grad assoziiert. Zudem konnten signifikant höhere Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper bei Personen mit einem B2-Glenoid im Vergleich zu Personen mit einem B1-Glenoid gefunden werden.

Für die Berechnung der Kraftentwicklung eines Muskels sind neben dessen Länge die korrekten Ansatz- und Ursprungspunkte bzw. -flächen essenziell (Bolsterlee & Zadpoor, 2014; Duda et al., 1996). Duda et al. konnten anhand von Untersuchungen an femoralen Muskeln zeigen, dass eine große interindividuelle anatomische Variabilität bezüglich Ansatz und Ursprung besteht und sich bei bestimmten Muskeln auch eine daraus ergebende Variation des Hebelarms ergibt (Duda et al., 1996). Zudem erreichten bei einem Vergleich linearer Modelle, bei denen Muskeln durch lineare Kraftvektoren dargestellt werden, mit dreidimensionalen Modellen letztere eine höhere Voraussagekraft. Diese berechneten zusätzlich wie der Muskel seine Form veränderte, wenn er mit unterliegenden Muskeln beziehungsweise Knochen interagierte, und bildeten komplexe Interaktionen der Muskelfasern ab (Silvia S. Blemker, Asakawa, Gold, & Delp, 2007; Webb, Blemker, & Delp, 2014). Die Kontraktion der Muskulatur als einen

dreidimensionalen statt als zweidimensionalen Vorgang zu sehen, ist somit essenziell (Hoffmann, Begon, Lafon, & Duprey, 2020). Die RM zeichnet sich neben breiten Ansatzflächen durch variable Muskelfaserlängen innerhalb unterschiedlicher Regionen der einzelnen Muskeln (Ward et al., 2006), sowie durch überlappende Verläufe mit anderen Muskeln und Knochen aus (Webb et al., 2014). Ein veränderter Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper bzw. Spina scapulae und Scapulakörper könnte sich somit nicht nur in unterschiedlichen Ansatzflächen widerspiegeln, sondern auch den Kontraktionsvorgang des SSC bzw. ISP+TM durch eine veränderte knöcherne Unterlage bzw. Überdachung so verändern, dass die Kraftübertragung beeinflusst wird. Aufgrund der komplexen geometrischen Architektur der Muskelfasern (S. S. Blemker, Pinsky, & Delp, 2005) ist die Verkürzung innerhalb eines Muskel nicht in allen Kompartimenten eines Muskels gleich stark (Pappas, Asakawa, Delp, Zajac, & Drace, 2002). Verschiedene Winkel könnten den unterschiedlichen Kompartimenten des Muskels mehr oder weniger Platz zur Kontraktion bieten, bzw. die Kontraktion so beeinflussen, dass es zu einer Begünstigung eines Kräfteungleichgewichts in der RM kommt. Der SSC entspringt an der anterioren Scapula und setzt am Tuberculum minus des Humerus an (Javed, Maldonado, & Ashmyan, 2021). Ein größerer Winkel zwischen Coracoid und Scapula, in deren Mitte der SSC verläuft, böte diesem eine breitere Auflagefläche mit einem verringerten Querschnitt. Somit könnten posteriore Kräfte weniger ausgeglichen und eine Glenoidretroversion begünstigt werden. Ein geringerer Winkel zwischen Spina scapulae und Scapulakörper könnte im gleichen Sinne zu einer verkleinerten Auflagefläche mit erhöhtem Muskelquerschnitt des ISP+TM führen. Ersterer entspringt an der posterioren Scapula unterhalb der Spina scapulae, letzterer am inferioren Angulus der Scapula woraufhin beide an der Scapula entlang zum Humeruskopf laufen (Javed et al., 2021). Der geringere Winkel könnte durch einen günstigeren Kontraktionsweg und vergrößerten Muskelquerschnitt der posterioren RM in einen posterioren Kraftvektor resultieren, insbesondere bei Bewegungen, die sich am Ende des Bewegungsumfangs abspielen und zu starken Zugkräften am Gelenk führen (v. Eisenhart-Rothe et al., 2002). Ob die Korrelationen der Scapulawinkel mit erhöhter Glenoidretroversion und posteriorer Subluxation des Humeruskopfes ursächlich auf das veränderte Verhalten der Muskulatur zurückzuführen ist, kann anhand der Ergebnisse nicht abschließend beantwortet werden.

Die Ergebnisse weisen jedoch darauf hin, dass anatomische Unterschiede der Scapula bei Personen mit EOA existieren.

Die Unterschiede der Scapulawinkel zwischen den Glenoidtypen B1 und B2, bei denen bei letzteren ein durchschnittlich höherer Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper gefunden wurde, können in Anbetracht der Vorstellung einer Progression der Glenoidtypen nicht vollständig erklärt werden. Logli et al. sowie Walker et al. beschrieben in ihren Studien eine Weiterentwicklung mehrerer PatientInnen von B1- zu B2-Glenoiden, sowie von A-Glenoiden zu B-Glenoiden (Logli et al., 2021; Walker et al., 2018). Diese Studien beobachteten dabei jedoch PatientInnen mit deutlich höherem Altersdurchschnitt. Longitudinale Studien zu EOA PatientInnen gibt es bisher nicht. Da sich die knöchernen Parameter im zeitlichen Verlauf vermutlich nicht signifikant verändern, wäre eine Prädisposition für ein B2-Glenoid durch größere Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper denkbar. Auch hier könnte eine veränderte Muskelkontraktion des SSC und damit verminderte Stabilisierung des Gelenkes mit einer erhöhten Neigung zur bikonkaven Glenoiderosion eine Rolle spielen. Einschränkend ist bei der Bewertung der Messdaten darauf hinzuweisen, dass ProbandInnenzahlen in den Glenoidtypgruppen der vorliegenden Studien klein waren und somit die Ergebnisse verzerrt haben könnten. Weitere Studien sind notwendig, um die neuen Erkenntnisse einzuordnen und zu untersuchen. Insbesondere biomechanische Modelle, die unterschiedliche Winkel der Scapula und die Veränderung der Kraftentwicklung der RM testen, wären gerade in Hinblick auf therapeutische Trainingsinterventionen interessant. Ein weiteres Ergebnis der vorliegenden Studie zeigte, dass ein erhöhter Winkel zur Tischebene als Ausdruck der Stellung der Scapula zur Frontalebene mit einer erhöhten Wahrscheinlichkeit einherging, an EOA erkrankt zu sein. Auch diese Messungen sind bis zu diesem Zeitpunkt weder bei PatientInnen mit EOA noch bei PatientInnen mit primärer Arthrose im höheren Alter erhoben worden. Verschiedene Ursachen sind denkbar. Die Scapula wird ohne knöcherne oder ligamentöse Verbindungen durch die umgebende Muskulatur am Thorax gehalten (Frank et al., 2013). Eine gebeugte Haltung, die sogenannte „Rounded-shoulder-posture“, wird definiert als anterior gekippte und nach inferior rotierte Scapula, bei der die Schultern weiter frontal positioniert sind (Chansirinukor, Wilson, Grimmer, & Dansie, 2001; Chiu et al., 2020; Wong, Coleman, diPersia, Song, & Wright, 2010). Diese Haltung ist mit Schulterschmerzen assoziiert

(Chansirinukor et al., 2001; Greenfield et al., 1995). Änderungen der skelettalen Ausrichtung der Scapula können auf ein Ungleichgewicht der Dehnung und Kürzung von Muskeln hinweisen (Kim et al., 2016) und zu Schmerzen führen (Chansirinukor et al., 2001; Greenfield et al., 1995). Eine nach anterior gekippte Scapula wird mit einem verkürzten M. Pectoralis Minor bzw. eingeschränkter Scapula-Mobilität in Verbindung gebracht. Trainingsprogramme, die eine generelle Stabilisierung der Schulter-, Nacken-, und Rückenmuskulatur aber vor allem auch eine Dehnung insbesondere der Pectoralismuskulatur enthielten, führten zu einer Besserung der Haltung (Fathollahnejad, Letafatkar, & Hadadnezhad, 2019; Kim et al., 2016; Lee, Nam, Sung, Kim, & Lee, 2017; Wang, McClure, Pratt, & Nobilini, 1999). Die Messung des Abstandes des Acromions von der Tischplatte bei liegenden ProbandInnen, bei denen höhere Werte bei Personen mit „Rounded-Shoulder-Posture“ ermittelt werden (Wong et al., 2010), ähnelt der Methode der Erhebung des Winkels zwischen Tischebene und Scapula, die in der vorliegenden Studie durchgeführt wurde. Daraus lassen sich Hinweise ableiten, dass Personen mit EOA möglicherweise ebenfalls häufiger eine Rounded-Shoulder-Posture aufweisen und damit eine muskuläre Dysbalance zugrunde liegt, die diese Haltung begünstigt. Um diese Frage zu klären, wäre eine spezifischere Untersuchung der Pectoralismuskulatur interessant, die beispielsweise durch bestimmtes Training oder Anforderung in körperlichen Berufen belastet und verkürzt sein könnte. Denkbar wäre auch eine Kompensation der Bewegungseinschränkungen bei Arthrose durch die Pectoralismuskulatur bei generell verminderter Nutzung der RM. Möglicherweise stellt die Fehlhaltung einen weiteren Risikofaktor für die EOA bei Prädisposition durch resultierende Fehlbelastung und -ausrichtung der Scapula dar. Dabei müssten weitere Messungen der Scapulaposition am Thorax erfolgen, um zu eruieren, ob es sich um eine Rounded-Shoulder-Posture handelt oder um eine angeborene steilere Stellung der Scapula in Relation zur Frontalebene. Von besonderem Interesse wäre der Versuch ein Trainingssystem mit Dehn- und Stabilisierungsübungen anzuwenden, ähnlich der Therapie der Rounded-Shoulder-Posture, und zu evaluieren, ob sich die Position der Scapula, sowie das klinische Outcome der EOA verbessert oder stabilisiert.

4.2.5 Sport und Beruf

In der vorliegenden Studie übten die untersuchten Personen der ProbandInnengruppe signifikant häufiger Berufe mit einem täglichen Verbrauch von >1400kcal aus, als die Personen in der Kontrollgruppe. Einen oder mehrere Berufe >1400kcal auszuüben, erhöhte das Risiko um 33,9% an EOA erkrankt zu sein. Dies ist eine bis dato neue Beobachtung bei Personen mit EOA. Plachel et al. fanden bei Ihrer Studie mit 32 EOA PatientInnen <60 Jahren heraus, dass diese im Vergleich zur Kontrollgruppe ein signifikant höheres Schulteraktivitätslevel aufwiesen (Plachel et al., 2021). Die Bestimmung des Schulteraktivitätslevel (Shoulder Activity Level, SAL) wurde von Brophy et al. entwickelt, um spezifisch die Aktivität in der Schulter eines Patienten bzw. einer Patientin messen zu können (Baumgarten, Chang, Dannenbring, & Foley, 2018; Brophy et al., 2005). Der Fragebogen bestand aus einer Liste mit fünf Bewegungen, bei denen jeweils angegeben werden sollte, wie oft diese im gesündesten, aktivsten Zustand im letzten Jahr ausgeführt worden waren. Es ging dabei um das Tragen von Objekten >8 Pfund (wie z.B. einer Einkaufstasche), die Überkopf-Handhabung von Objekten, Gewichtheben oder Gewichtstraining der Arme, Ausholbewegungen (wie z.B. im Tennis, Golf, etc.) sowie dem Heben von Objekten >25 Pfund (Gewichtheben ausgenommen). Zusätzlich wurde abgefragt, ob die Person einen Kontaktsport (wie z.B. Rugby) bzw. Sportarten ausübte, die in irgendeiner Form Überkopfbewegungen beinhalteten. Als Antwortmöglichkeiten bestanden unterschiedliche Professionalisierungslevel („Nein“, „nicht-organisiert“, „organisiert“ und „professionell“). Es wurden somit Gruppen von A (nein) bis D (professionell) gebildet, denen die Punktwerte zugeordnet werden konnten (Brophy et al., 2005). Plachel et al. beschrieben bei Personen mit EOA ein signifikant höheres SAL als bei den untersuchten Kontrollpersonen (Plachel et al., 2021). Ob diese Erhöhung des SAL jedoch auf bestimmte Bewegungen zurückzuführen ist oder generell alle Bewegungen häufiger ausgeführt werden, kann durch das Gesamtergebnis des SAL nicht differenziert werden. Ebenfalls nicht erhoben wurde, ob diese Bewegungen im Zusammenhang mit beruflicher oder freizeitlicher Aktivität stehen. Ein erhöhter SAL könnte mit einem körperlich fordernden Beruf korrelieren, wie es in der vorliegenden Studie gezeigt werden konnte. Einschränkend muss hier die homogene Berufsverteilung der Kontrollgruppe der vorliegenden Studie beachtet werden. Der Faktor der Überkopf-Belastung im Beruf spielt dabei wohl eine untergeordnete Rolle, da in der vorliegenden Studie kein erhöhter Arbeitsanteil in der Überkopf-Position zwischen ProbandInnen und

Kontrollen festgestellt werden konnte. Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass körperlich fordernde Berufe, die mit einer höheren Belastung der Schulter einhergehen, einen Risikofaktor bei der Entstehung einer EOA darstellen. In weiteren Studien müssten weitere Untersuchungen zur Belastung der Schulter im Beruf erfolgen, um gegebenenfalls Muster zu erkennen, welche Schulterbewegungen und welche Belastung häufig bei Personen mit EOA vorkommt. Damit könnte untersucht werden, ob eine unterschiedliche Nutzung bestimmter Muskeln gehäuft besteht und damit eine muskuläre Dysbalance begünstigt wird.

Bezüglich des Kraftsportes konnte in der vorliegenden Studie kein Unterschied zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe festgestellt werden. Im Gegensatz dazu waren bei Plachel et al. in der ProbandInnengruppe signifikant häufiger Personen zu finden, die Kraftsport ausübten als in der Kontrollgruppe (Plachel et al., 2021). Bei Kraftsporttrainingsplänen werden zum Teil bestimmte Muskelgruppen, wie der M. pectoralis major sowie der obere Anteil des M. trapezius und M. deltoideus bevorzugt, während andere Muskelgruppen wie die RM und andere Schulterstabilisatoren vernachlässigt werden (Kolber et al., 2009). Unterschiedliche Ergebnisse konnten zudem bei der Auswirkung von Kraftsport auf das Verhältnis der Schulterinnenrotatoren versus -außenrotatoren beobachtet werden. Während Kolber et al. bei KraftsportlerInnen eine größere Kraft der Innen- im Vergleich zu den Außenrotatoren maßen, zeigte sich in der Studie von Cutrufello et al. ein ausgeglichenes Verhältnis (Cutrufello et al., 2017; Kolber et al., 2009). Eine Ursache der unterschiedlichen Ergebnisse könnte der Trainingsgrad sein. Cutrufello et al. stellten die Hypothese auf, dass besser trainierte Personen vermutlich eher darauf achten, auch kleinere Muskelgruppen zu trainieren (Cutrufello et al., 2017). Doch auch bei den trainierten KraftsportlerInnen bei Cutrufello et al. konnten ein verkürzter M. Pectoralis Minor, sowie ein Ungleichgewicht der horizontalen Abduktoren und Adduktoren der Schulter gefunden werden, die sie auf ein Überwiegen von „drückenden“ Übungen (z.B. Bankdrücken) im Vergleich zu „ziehenden“ Bewegungen zurückführten (Cutrufello et al., 2017). Möglicherweise spielen diese antrainierten muskulären Dysbalancen, eine Rolle bei der Entstehung der EOA bei prädisponierten Personen. In der vorliegenden Studie konnten keine signifikanten Unterschiede im Ausüben von Krafttraining zwischen Personen mit und ohne EOA festgestellt werden. Auch in der vorliegenden Studie übten knapp die Hälfte der Personen

mit EOA Kraftsport aus, während es in der Kontrollgruppe nur knapp ein Viertel waren. Dieser Unterschied war jedoch nicht statistisch signifikant, was an der kleineren ProbandInnenzahl dieser Studie im Vergleich zu Plachel et al. liegen könnte.

Weiterhin ergaben die Ergebnisse der vorliegenden Studie, dass eine Person, die eine oder mehrere Überkopfsportarten ausgeübt hatte, eine um 5,67% höhere posteriore Subluxation des Humeruskopfes aufwies, als eine Person, die keine Überkopfsportart ausübte. Überkopfsportarten werden mit Schultererkrankungen in Verbindung gebracht (Linaker & Walker-Bone, 2015). Eine Arthrose tritt bei betroffenen SportlerInnen meist in Folge einer Verletzung auf (Andrews, 2000). Die Überkopfbewegung an sich stellt jedoch eine besondere Belastung für das Schultergelenk dar. In einer Studie bezüglich Kraftauswirkungen auf das Schultergelenk konnte gezeigt werden, dass bei Überkopfbewegungen insbesondere bei horizontaler Adduktion eine starke nach posterior gerichtete Kraft auf das Schultergelenk, sowie eine Erhöhung der Kontaktkräfte bei gleichzeitiger Verringerung der Kontaktfläche auftraten (Gupta & Lee, 2005). Insbesondere bei Aktivitäten, die das Schlagen bzw. das Werfens eines Balles betreffen, treten zusätzliche hohe Kräfte auf (Cools, Johansson, Borms, & Maenhout, 2015). Bei professionellen BaseballspielerInnen konnte ein veränderter Bewegungsumfang im Schultergelenk mit größerer Außenrotation im dominanten Arm bei gleichzeitig geringerer Innenrotation im Vergleich zum nicht-dominanten Arm gefunden werden (Brown, Niehues, Harrah, Yavorsky, & Hirshman, 1988). Wiederholte Überkopf-Belastung könnte somit eine posteriore Subluxation des Humeruskopfes begünstigen. Plachel et al. führten in ihrer Studie keine gesammelte Kategorie der Überkopfsportarten auf. Die Ausübung von Tennis als einzige untersuchte Sportart, die eine Überkopfsportart darstellt, zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen EOA und Kontrollgruppe und keinen Unterschied zwischen den einzelnen Glenoidtypen. Dagegen konnten die AutorInnen einen Unterschied zwischen den Glenoidtypen A und B bezüglich der Ausübung von Kampfsport und Gymnastik nachweisen. Es fanden sich bei Personen mit Glenoidtyp A signifikant mehr Personen, die turnten, als Personen mit Glenoidtyp B. Dagegen übten signifikant mehr Personen Kampfsport mit Glenoidtyp B aus als mit A. Einschränkend ist darauf hinzuweisen, dass in der Gruppe der Glenoidtypen A mehr Frauen als in der Gruppe B waren, weshalb die Sportarten zum Teil auf geschlechtstypische Präferenzen zurückgeführt werden können. (Plachel et al., 2021). Da

auch in bestimmten Kampfsportarten wie z.B. Judo Überkopfbewegungen enthalten sind (Vargas, Motta, Vancini, Barbosa de Lira, & Andrade, 2021), ist nicht ausgeschlossen, dass diese Form der Bewegung auch bei der Ausbildung bestimmter Glenoidtypen eine wichtige Rolle spielt. Die Ergebnisse sowohl der vorliegenden Studie als auch der von Plachel et al. untermauern die Hypothese, dass bestimmte Sportarten mit der Erkrankung der EOA zusammenhängen. Weitere Studien insbesondere zu Sportarten mit erhöhtem Überkopfanteil bei Personen mit EOA, die das Geschlecht mitberücksichtigen, wären gerade in Hinblick auf präventive Maßnahmen von Interesse.

4.3 Limitationen

Die vorliegende Studie hat einige Limitationen. Zum einen ist die ProbandInnenanzahl (n=15) gering, sodass statistische Verzerrungen möglich sind. Aufgrund der geringen Prävalenz der EOA in der Gesamtbevölkerung ist allerdings deren Rekrutierung erschwert. Die Studie ist jedoch nach der von Plachel et al. die bis dato zweitgrößte Studie, die die EOA mit einer ProbandInnen- und einer Kontrollgruppe untersucht (Plachel et al., 2021). Zudem ist das Geschlechterverhältnis stark einseitig in Richtung der männlichen Probanden verschoben. Es bestehen keine verlässlichen Daten zur epidemiologischen Verteilung der EOA. Während bei Plachel et al. ein ausgewogenes Geschlechterverhältnis der Teilnehmenden bestand (Plachel et al., 2021), waren alle 13 Probanden in der Studie von Walch et al. mit glenohumeraler Arthrose im jungen Alter männlich (Walch et al., 2002). Eine weitere Einschränkung ist die Auswahl der Kontrollgruppe aus medizinischem Fachpersonal. Durch den Einschluss von Kontrollpersonen eines ähnlichen Altersdurchschnitts und Geschlechterverhältnisses hinsichtlich der ProbandInnengruppe wurde eine bestmögliche Kongruenz angestrebt. Gerade im Bereich des Sportes und der Berufe sind Häufungen bestimmter Merkmale aufgrund dieses Auswahlprozesses jedoch nicht auszuschließen. Weiterhin konnten aufgrund von Artefakten in den MRT-Bildern zwei Parameter einer Person nicht ausgewertet werden. Die Ergebnisse, die dies betraf, wurden im Ergebnisteil mit der korrigierten StudienteilnehmerInnenzahl markiert. Eine wichtige Limitation betrifft die Durchführung der Messungen der Muskelvolumina sowie Scapulawinkel, die nur von einer Person durchgeführt wurden. Dabei wurde jedoch darauf geachtet, dass Methoden

verwendet wurden, deren hohe Inter- und Intrarater-Reliabilität bereits festgestellt worden war. Eine Ausnahme bildete hierbei die Messung der knöchernen Winkel der Scapula, deren Messung bislang nicht in dieser Form in der Literatur beschrieben wurde, sich jedoch an prominenten, eindeutig zu identifizierenden knöchernen Strukturen orientierte. Da die Studie nur Informationen zu einem Zeitpunkt erhob, kann keine Aussage zu zeitlichen Dynamiken getroffen werden, was hinsichtlich der Glenoidmorphologietypen relevant wäre, die sich im Verlauf verändern könnten.

4.4 Ausblick

Die Ursachenentschlüsselung der EOA ist gerade in Hinblick auf die eingeschränkten Therapieoptionen für diese junge PatientInnengruppe essenziell. Bislang ist nur ein abwartendes und schlussendlich operatives Vorgehen mit dem Einsatz einer Schulterprothese möglich (Denard et al., 2013; Kelly & Norris, 2003; Mitchell et al., 2016). So könnte beispielsweise der Nachweis von ursächlichen muskeldynamischen Änderungen der RM einen Ansatz bieten, präventiv sowie therapeutisch durch Stabilisierungsübungen und Training spezifischer Muskelgruppen den Erkrankungsfortschritt aufzuhalten. Studien müssen zeigen, ob sich die in der vorliegenden Studie mit EOA assoziierten Faktoren des männlichen Geschlechtes, der Thoraxform und Scapulastellung sowie der Berufs- und Sportausübung bestätigen und inwiefern sie die umgebende Muskulatur beeinflussen. Eine muskuläre Ätiologie der EOA ist aufgrund des Einflusses der Schultermuskulatur auf die Stabilität des glenohumeralen Gelenks und die Translationsbewegungen des Humeruskopfes (Lippitt & Matsen, 1993; Soslowsky et al., 1992) weiterhin gut vorstellbar. Zukünftig sollten daher neben der RM auch die periphere Schultermuskulatur wie z.B. M. teres major oder M. pectoralis major hinsichtlich eines Einflusses auf die EOA näher untersucht werden.

5. Zusammenfassung

Einleitung: Die Ätiologie der Early Onset Arthrose (EOA) der Schulter ist bislang ungeklärt. Aufgrund des Einflusses der Muskeln der Rotatorenmanschette (RM) auf die glenohumerale Kinematik werden muskuläre Ursachen diskutiert. Ziel der Studie war es, entsprechende Faktoren anhand von Volumenmessungen der RM und Untersuchungen

der angrenzenden knöchernen Strukturen in der MRT-Bildgebung sowie der Erfassung patientenspezifischer Charakteristika zu identifizieren.

Methoden: In einer Fall-Kontroll-Studie wurden Schultern von 15 PatientInnen (14 Männer, 1 Frau) mit einer Omarthrose vor dem 60. Lebensjahr und 13 Kontrollpersonen (ausschließlich Männer) untersucht. Dabei wurden anthropometrische Körpermessungen sowie klinische Charakteristika erhoben. Anhand von MRT-Bildern wurden die Volumina der RM mittels manueller Umrandung der einzelnen Muskelquerschnitte berechnet. Weiterhin wurden die Winkel zwischen Coracoid bzw. Spina scapulae und Scapulakörper gemessen. Die Stellung der Scapula zum Thorax wurde anhand des Winkels der Scapula zur Tischebene erhoben. Zudem wurden die Glenoidretroversion, -morphologietypen und Humeruskopfsubluxation ermittelt. Die Auswertung erfolgte anhand deskriptiver und vergleichender statistischer Verfahren sowie logistischer und linearer Regressionsanalysen.

Ergebnisse: Die Volumina der RM von PatientInnen mit EOA unterschieden sich weder absolut noch im relativen Verhältnis von denen der Kontrollpersonen. Dagegen konnten im Vergleich signifikant höhere Werte des Thoraxumfangs und -durchmessers, des Körpergewichts sowie des BMI bei erkrankten Personen nachgewiesen werden. Weiterhin übten diese signifikant häufiger Berufe aus, die mehr als 1400 kcal pro Tag verbrauchten. Das Risiko einer EOA nahm zu, je steiler die Scapula zum Thorax stand. PatientInnen mit B2-Glenoid wiesen signifikant größere Winkel zwischen Coracoid und Scapulakörper sowie höhere Werte des transversalen Thoraxdurchmessers auf, als erkrankte Personen mit einem B1-Glenoid. Unabhängig von einer Erkrankung mit EOA zeigte sich, dass das Ausüben einer Überkopfsportart mit einem höheren Subluxationsindex assoziiert war.

Fazit: Während die RM keine Auffälligkeiten bei PatientInnen mit EOA zeigte, waren ein männliches Geschlecht, der BMI, die Thoraxform und Scapulastellung, sowie die Ausübung bestimmter Berufe und Sportarten mit der Erkrankung assoziiert. Weitere Studien müssen folgen, um diese Risikofaktoren bei EOA genauer zu untersuchen und mögliche Therapiekonzepte zu entwickeln. Dabei sollte auch die periphere Schultermuskulatur (z. B. M. teres major oder M. pectoralis major) in die Untersuchungen miteinbezogen werden.

Abstract

Introduction: The etiology of early onset shoulder arthritis (EOA) remains unclear. Due to the influence of the muscles of the rotator cuff (RC) on glenohumeral kinematics, muscular causes are being discussed. The aim of the study was to identify corresponding factors on EOA based on volume measurements of the RC and examinations of the adjacent bony structures in MRI imaging, as well as the collection of patient-specific characteristics.

Methods: In a case-control study, shoulders of 15 patients (14 men, 1 woman) with shoulder arthritis before the age of 60 and 13 control subjects (13 men) were examined. Anthropometric body measurements and clinical characteristics were collected. The volumes of the RC were calculated using manual tracing of the individual muscle cross-sections on MRI scans. In addition, the angles between the coracoid or scapular spine and scapular body were measured. The position of the scapula to the thorax was determined by recording the angle of the scapula to the plane of the table. The glenoid retroversion, morphological types, and humeral head subluxation were also collected. The analysis was conducted using descriptive and comparative statistical methods, as well as logistic and linear regression analyses.

Results: The volumes of the RC did not differ significantly between the patients with EOA and the control subjects, either in absolute terms or in relative proportions. However, significantly higher values of thorax circumference and diameter, body weight, and BMI were found in the diseased individuals compared to the controls. Furthermore, these individuals were significantly more likely to have occupations that expended more than 1400 kcal per day. The risk of EOA increased with the steeper angle of the scapula to the thorax. Patients with B2-glenoid had significantly larger angles between the coracoid and scapular body as well as higher values of transverse thorax diameter, than those with B1-glenoid. Regardless of whether EOA was present or not, engaging in overhead sports was associated with a higher subluxation index.

Conclusion: While the RC did not show any abnormalities in EOA patients, male gender, BMI, thoracic shape and scapular position, as well as certain occupations and sports, were associated with EOA. Further studies are needed to investigate these risk factors in EOA

more precisely and develop possible treatment concepts. Peripheral shoulder muscles (such as teres major or pectoralis major) should also be included in the investigations.

6. Literaturverzeichnis

- Akagi, R., Takai, Y., Ohta, M., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2009). Muscle volume compared to cross-sectional area is more appropriate for evaluating muscle strength in young and elderly individuals. *Age and Ageing*, 38(5), 564-569. doi:10.1093/ageing/afp122
- Aleem, A. W., Chalmers, P. N., Bechtold, D., Khan, A. Z., Tashjian, R. Z., & Keener, J. D. (2019). Association Between Rotator Cuff Muscle Size and Glenoid Deformity in Primary Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 101(21), 1912-1920. doi:10.2106/jbjs.19.00086
- Andrews, J. R. (2000). Current concepts in sports medicine: the use of COX-2 specific inhibitors and the emerging trends in arthroscopic surgery. *Orthopedics*, 23(7 Suppl), S769-772.
- Arenas-Miquelez, A., Liu, V. K., Cavanagh, J., Graham, P. L., Ferreira, L. M., Bokor, D. J., . . . Raniga, S. (2021). Does the Walch type B shoulder have a transverse force couple imbalance? A volumetric analysis of segmented rotator cuff muscles in osteoarthritic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, 30(10), 2344-2354. doi:10.1016/j.jse.2021.02.005
- Arnold, A. J., Thigpen, C. A., Beattie, P. F., Fritz, S. L., Kissenberth, M. J., Tokish, J. M., & Shanley, E. (2022). Normalized Isometric Shoulder Strength as a Predictor of Ball Velocity in Youth Baseball Players. *International journal of sports physical therapy*, 17(2), 259-269. doi:10.26603/001c.31045
- Aury-Landas, J., Marcelli, C., Leclercq, S., Boumédiene, K., & Baugé, C. (2016). Genetic Determinism of Primary Early-Onset Osteoarthritis. *Trends in Molecular Medicine*, 22(1), 38-52. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.molmed.2015.11.006>
- Badet, R., Boulahia, A., & Walch, G. (1998). CT scan measurement of the humeral head subluxation in a sagittal plane method and application in primary glenohumeral osteoarthritis without humeral head elevation. *Revue de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique*, 84(6), 508-514. doi:RCOE-10-1998-84-6-0035-1040-101019-ART66
- Bakhsh, W., & Nicandri, G. (2018). Anatomy and Physical Examination of the Shoulder. *Sports Med Arthrosc Rev*, 26(3), e10-e22. doi:10.1097/jsa.0000000000000202
- Bamman, M. M., Newcomer, B. R., Larson-Meyer, D. E., Weinsier, R. L., & Hunter, G. R. (2000). Evaluation of the strength-size relationship in vivo using various muscle size indices. *Med Sci Sports Exerc*, 32(7), 1307-1313. doi:10.1097/00005768-200007000-00019
- Baumgarten, K. M., Chang, P. S., Dannenbring, T. M., & Foley, E. K. (2018). Does total shoulder arthroplasty improve patients' activity levels? *J Shoulder Elbow Surg*, 27(11), 1987-1995. doi:10.1016/j.jse.2018.03.028
- Beck, S., Beck, V., Wegner, A., Dudda, M., Patsalis, T., & Jäger, M. (2018). Long-term survivorship of stemless anatomical shoulder replacement. *Int Orthop*, 42(6), 1327-1330. doi:10.1007/s00264-018-3779-0
- Beltran, J., & Suhardja, A. (2007). Shoulder Instability. In F. M. Vanhoenacker, M. Maas, & J. L. Gielen (Eds.), *Imaging of Orthopedic Sports Injuries* (pp. 121-147). Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg.

- Bercik, M. J., Kruse, K., 2nd, Yalizis, M., Gauci, M. O., Chaoui, J., & Walch, G. (2016). A modification to the Walch classification of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis using three-dimensional imaging. *J Shoulder Elbow Surg*, 25(10), 1601-1606. doi:10.1016/j.jse.2016.03.010
- Bhat, S. B., Lazarus, M., Getz, C., Williams, G. R., Jr., & Namdari, S. (2016). Economic Decision Model Suggests Total Shoulder Arthroplasty is Superior to Hemiarthroplasty in Young Patients with End-stage Shoulder Arthritis. *Clin Orthop Relat Res*, 474(11), 2482-2492. doi:10.1007/s11999-016-4991-0
- Blemker, S. S., Asakawa, D. S., Gold, G. E., & Delp, S. L. (2007). Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 25(2), 441-451. doi:<https://doi.org/10.1002/jmri.20805>
- Blemker, S. S., Pinsky, P. M., & Delp, S. L. (2005). A 3D model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *J Biomech*, 38(4), 657-665. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.04.009
- Boehm, D., Wollmerstedt, N., Doesch, M., Handwerker, M., Mehling, E., & Gohlke, F. (2004). Entwicklung eines Fragebogens basierend auf dem Constant-Murely-Score zur Selbstevaluation der Schulterfunktion durch den Patienten. *Der Unfallchirurg*, 107(5), 397-402. doi:10.1007/s00113-004-0757-3
- Boileau, P., Cheval, D., Gauci, M. O., Holzer, N., Chaoui, J., & Walch, G. (2018). Automated Three-Dimensional Measurement of Glenoid Version and Inclination in Arthritic Shoulders. *J Bone Joint Surg Am*, 100(1), 57-65. doi:10.2106/jbjs.16.01122
- Bollinger, L. M. (2017). Potential contributions of skeletal muscle contractile dysfunction to altered biomechanics in obesity. *Gait Posture*, 56, 100-107. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.05.003
- Bolsterlee, B., & Zadpoor, A. A. (2014). Transformation methods for estimation of subject-specific scapular muscle attachment sites. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17(13), 1492-1501. doi:10.1080/10255842.2012.753067
- Bouaicha, S., Slankamenac, K., Moor, B. K., Tok, S., Andreisek, G., & Finkenstaedt, T. (2016). Cross-Sectional Area of the Rotator Cuff Muscles in MRI - Is there Evidence for a Biomechanical Balanced Shoulder? *PLoS One*, 11(6), e0157946. doi:10.1371/journal.pone.0157946
- Bowerman, B. L., & O'Connell, R. T. (1990). *Linear statistical models: An applied approach* (2nd ed.). Belmont: Duxbury.
- Brand, R. A., Pedersen, D. R., & Friederich, J. A. (1986). The sensitivity of muscle force predictions to changes in physiologic cross-sectional area. *J Biomech*, 19(8), 589-596.
- Braunecker, C. (2021). *How to do Statistik und SPSS: eine Gebrauchsanleitung*. Wien: facultas.
- Brenner, B. C., Ferlic, D. C., Clayton, M. L., & Dennis, D. A. (1989). Survivorship of unconstrained total shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 71(9), 1289-1296.
- Brookham, R. L., McLean, L., & Dickerson, C. R. (2010). Construct Validity of Muscle Force Tests of the Rotator Cuff Muscles: An Electromyographic Investigation. *Physical Therapy*, 90(4), 572-580. doi:10.2522/ptj.20090024

- Brophy, R. H., Beauvais, R. L., Jones, E. C., Cordasco, F. A., & Marx, R. G. (2005). Measurement of Shoulder Activity Level. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 439, 101-108. doi:10.1097/01.blo.0000173255.85016.1f
- Brown, L. P., Niehues, S. L., Harrah, A., Yavorsky, P., & Hirshman, H. P. (1988). Upper extremity range of motion and isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators in major league baseball players. *Am J Sports Med*, 16(6), 577-585. doi:10.1177/036354658801600604
- Bulbrook, B. D., La Delfa, N. J., McDonald, A. C., Liang, C., Callaghan, J. P., & Dickerson, C. R. (2021). Higher body mass index and body fat percentage correlate to lower joint and functional strength in working age adults. *Appl Ergon*, 95, 103453. doi:10.1016/j.apergo.2021.103453
- Cavuoto, L. A., & Nussbaum, M. A. (2013). Differences in functional performance of the shoulder musculature with obesity and aging. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 43(5), 393-399. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2013.08.001>
- Chalmers, P. N., Beck, L., Miller, M., Stertz, I., Henninger, H. B., & Tashjian, R. Z. (2020). Glenoid Retroversion Associates With Asymmetric Rotator Cuff Muscle Atrophy in Those With Walch B-type Glenohumeral Osteoarthritis. *J Am Acad Orthop Surg*, 28(13), 547-555. doi:10.5435/jaaos-d-18-00830
- Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., & Dansie, B. (2001). Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2), 110-116. doi:[https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(14\)60302-0](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(14)60302-0)
- Chillemi, C., & Franceschini, V. (2013). Shoulder Osteoarthritis. *Arthritis*, 2013, 370231. doi:10.1155/2013/370231
- Chiu, Y.-C., Tsai, Y.-S., Shen, C.-L., Wang, T.-G., Yang, J.-I., & Lin, J.-J. (2020). The immediate effects of a shoulder brace on muscle activity and scapular kinematics in subjects with shoulder impingement syndrome and rounded shoulder posture: A randomized crossover design. *Gait & Posture*, 79, 162-169. doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2020.04.028>
- Choi, S. J., Files, D. C., Zhang, T., Wang, Z. M., Messi, M. L., Gregory, H., . . . Delbono, O. (2016). Intramyocellular Lipid and Impaired Myofiber Contraction in Normal Weight and Obese Older Adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 71(4), 557-564. doi:10.1093/gerona/glv169
- Chong, P. Y., Srikumaran, U., Kuye, I. O., & Warner, J. J. (2011). Glenohumeral arthritis in the young patient. *J Shoulder Elbow Surg*, 20(2 Suppl), S30-40. doi:10.1016/j.jse.2010.11.014
- Constant, C. R., Gerber, C., Emery, R. J., Sojbjerg, J. O., Gohlke, F., & Boileau, P. (2008). A review of the Constant score: modifications and guidelines for its use. *J Shoulder Elbow Surg*, 17(2), 355-361. doi:10.1016/j.jse.2007.06.022
- Constant, C. R., & Murley, A. G. (1987). A Clinical Method of Functional Assessment of the Shoulder. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 214, 160-164. Retrieved from https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/1987/01000/A_Clinical_Method_of_Functional_Assessment_of_the.23.aspx
- Cools, A. M., Johansson, F. R., Borms, D., & Maenhout, A. (2015). Prevention of shoulder injuries in overhead athletes: a science-based approach. *Brazilian journal of physical therapy*, 19(5), 331-339. doi:10.1590/bjpt-rbf.2014.0109

- Cushnaghan, J., & Dieppe, P. (1991). Study of 500 patients with limb joint osteoarthritis. I. Analysis by age, sex, and distribution of symptomatic joint sites. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 50(1), 8-13. doi:10.1136/ard.50.1.8
- Cutrufello, P. T., Gadowski, S. J., & Ratamess, N. A. (2017). An Evaluation of Agonist: Antagonist Strength Ratios and Posture Among Powerlifters. *J Strength Cond Res*, 31(2), 298-304. doi:10.1519/jsc.0000000000001724
- Dattalo, P. (2013). *Analysis of Multiple Dependent Variables (Pocket Guide to Social Work Research Methods)*. USA: Oxford University Press.
- Denard, P. J., Raiss, P., Sowa, B., & Walch, G. (2013). Mid- to long-term follow-up of total shoulder arthroplasty using a keeled glenoid in young adults with primary glenohumeral arthritis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 22(7), 894-900. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2012.09.016>
- Denard, P. J., Wirth, M. A., & Orfaly, R. M. (2011). Management of Glenohumeral Arthritis in the Young Adult. *JBJS*, 93(9), 885-892. doi:10.2106/jbjs.J.00960
- Domos, P., Checchia, C. S., & Walch, G. (2018). Walch B0 glenoid: pre-osteoarthritic posterior subluxation of the humeral head. *J Shoulder Elbow Surg*, 27(1), 181-188. doi:10.1016/j.jse.2017.08.014
- Donohue, K. W., Ricchetti, E. T., Ho, J. C., & Iannotti, J. P. (2018). The Association Between Rotator Cuff Muscle Fatty Infiltration and Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 100(5), 381-387. doi:10.2106/jbjs.17.00232
- Duda, G. N., Brand, D., Freitag, S., Lierse, W., & Schneider, E. (1996). Variability of femoral muscle attachments. *J Biomech*, 29(9), 1185-1190. doi:10.1016/0021-9290(96)00025-5
- Eksioglu, M. (2011). Endurance time of grip-force as a function of grip-span, posture and anthropometric variables. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 41(5), 401-409. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ergon.2011.05.006>
- Fathollahnejad, K., Letafatkar, A., & Hadadnezhad, M. (2019). The effect of manual therapy and stabilizing exercises on forward head and rounded shoulder postures: a six-week intervention with a one-month follow-up study. *BMC musculoskeletal disorders*, 20(1), 86-86. doi:10.1186/s12891-019-2438-y
- Field, A. (2017). *Discovering Statistics Using IBM SPSS* (5th ed.): Sage Publications Ltd.
- Frank, R. M., Ramirez, J., Chalmers, P. N., McCormick, F. M., & Romeo, A. A. (2013). Scapulothoracic anatomy and snapping scapula syndrome. *Anatomy research international*, 2013, 635628-635628. doi:10.1155/2013/635628
- Friedman, R. J., Hawthorne, K. B., & Genez, B. M. (1992). The use of computerized tomography in the measurement of glenoid version. *J Bone Joint Surg Am*, 74(7), 1032-1037.
- Fuchs, B., Weishaupt, D., Zanetti, M., Hodler, J., & Gerber, C. (1999). Fatty degeneration of the muscles of the rotator cuff: assessment by computed tomography versus magnetic resonance imaging. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(6), 599-605. doi:10.1016/s1058-2746(99)90097-6
- Gandhi, R., Takahashi, M., Rizek, R., Dessouki, O., & Mahomed, N. N. (2012). Obesity-related adipokines and shoulder osteoarthritis. *J Rheumatol*, 39(10), 2046-2048. doi:10.3899/jrheum.111339

- Gerber, C., Costouros, J. G., Sukthankar, A., & Fucentese, S. F. (2009). Static posterior humeral head subluxation and total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 18(4), 505-510. doi:10.1016/j.jse.2009.03.003
- Germann, G., Harth, A., Wind, G., & Demir, E. (2003). [Standardisation and validation of the German version 2.0 of the Disability of Arm, Shoulder, Hand (DASH) questionnaire]. *Unfallchirurg*, 106(1), 13-19. doi:10.1007/s00113-002-0456-x
- Gohlke, F. (2000). Biomechanik der Schulter. *Der Orthopäde*, 29(10), 834-844. doi:10.1007/s001320050534
- Goutallier, D., Postel, J. M., Bernageau, J., Lavau, L., & Voisin, M. C. (1994). Fatty muscle degeneration in cuff ruptures. Pre- and postoperative evaluation by CT scan. *Clin Orthop Relat Res*(304), 78-83.
- Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Karl-Hans, E., Reiser, M., & Eckstein, F. (2000). Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder — a 3D open-MRI study. *Journal of Biomechanics*, 33(5), 609-613. doi:[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00209-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00209-2)
- Greenfield, B. H., Catlin, P. A., Coats, P., Green, E. T., McDonald, J., & North, C. (1995). Posture in patients with shoulder overuse injuries and healthy individuals. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 21 5, 287-295.
- Gripp, K. W., Slavotinek, A. M., Hall, J. G., & Allanson, J. H. (2013). *Handbook of Physical Measurements* (3 ed.). 198 Madison Avenue, New York, NY 10016: Oxford University Press.
- Gupta, R., & Lee, T. Q. (2005). Positional-dependent changes in glenohumeral joint contact pressure and force: possible biomechanical etiology of posterior glenoid wear. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(1 Suppl S), 105S-110S. doi:10.1016/j.jse.2004.10.005
- Haldorsen, B., Svege, I., Roe, Y., & Bergland, A. (2014). Reliability and validity of the Norwegian version of the Disabilities of the Arm, Shoulder and Hand questionnaire in patients with shoulder impingement syndrome. *BMC musculoskeletal disorders*, 15, 78. doi:10.1186/1471-2474-15-78
- Hartwell, M. J., Harold, R. E., Sweeney, P. T., Seitz, A. L., Marra, G., & Saltzman, M. D. (2021). Imbalance in Axial-plane Rotator Cuff Fatty Infiltration in Posteriorly Worn Glenoids in Primary Glenohumeral Osteoarthritis: An MRI-based Study. *Clin Orthop Relat Res*. doi:10.1097/corr.0000000000001798
- Henninger, H. B., Christensen, G. V., Taylor, C. E., Kawakami, J., Hillyard, B. S., Tashjian, R. Z., & Chalmers, P. N. (2020). The Muscle Cross-sectional Area on MRI of the Shoulder Can Predict Muscle Volume: An MRI Study in Cadavers. *Clin Orthop Relat Res*, 478(4), 871-883. doi:10.1097/corr.0000000000001044
- Hoenecke, H. R., Jr., Tibor, L. M., & D'Lima, D. D. (2012). Glenoid morphology rather than version predicts humeral subluxation: a different perspective on the glenoid in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 21(9), 1136-1141. doi:10.1016/j.jse.2011.08.044
- Hoffmann, M., Begon, M., Lafon, Y., & Duprey, S. (2020). Influence of glenohumeral joint muscle insertion on moment arms using a finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 23(14), 1117-1126. doi:10.1080/10255842.2020.1789606

- Holzbaur, K. R., Murray, W. M., Gold, G. E., & Delp, S. L. (2007). Upper limb muscle volumes in adult subjects. *J Biomech*, *40*(4), 742-749. doi:10.1016/j.jbiomech.2006.11.011
- Huang, J. H., Chen, S. H., & Chiu, C. H. (2022). Correlation of pitching velocity with anthropometric measurements for adult male baseball pitchers in tryout settings. *PLoS One*, *17*(3), e0265525. doi:10.1371/journal.pone.0265525
- Hudak, P. L., Amadio, P. C., & Bombardier, C. (1996). Development of an upper extremity outcome measure: the DASH (disabilities of the arm, shoulder and hand) [corrected]. The Upper Extremity Collaborative Group (UECG). *Am J Ind Med*, *29*(6), 602-608. doi:10.1002/(sici)1097-0274(199606)29:6<602::aid-ajim4>3.0.co;2-1
- Huegel, J., Williams, A. A., & Soslowsky, L. J. (2014). Rotator Cuff Biology and Biomechanics: a Review of Normal and Pathological Conditions. *Current Rheumatology Reports*, *17*(1), 476. doi:10.1007/s11926-014-0476-x
- Hulens, M., Vansant, G., Lysens, R., Claessens, A. L., Muls, E., & Brumagne, S. (2001). Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *Int J Obes Relat Metab Disord*, *25*(5), 676-681. doi:10.1038/sj.ijo.0801560
- Hurley, J. A., Anderson, T. E., Dear, W., Andrish, J. T., Bergfeld, J. A., & Weiker, G. G. (1992). Posterior shoulder instability. Surgical versus conservative results with evaluation of glenoid version. *Am J Sports Med*, *20*(4), 396-400. doi:10.1177/036354659202000405
- Jansen, T., Thorns, C., & Oestern, H. J. (2001). [Anatomy of the shoulder joint]. *Zentralbl Chir*, *126*(3), 168-176. doi:10.1055/s-2001-12501
- Javed, O., Maldonado, K. A., & Ashmyan, R. (2021). Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Muscles. In *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2021, StatPearls Publishing LLC.
- Johnson, M. H., Paxton, E. S., & Green, A. (2015). Shoulder arthroplasty options in young (<50 years old) patients: review of current concepts. *J Shoulder Elbow Surg*, *24*(2), 317-325. doi:10.1016/j.jse.2014.09.029
- Juul-Kristensen, B., Bojsen-Moller, F., Finsen, L., Eriksson, J., Johansson, G., Stahlberg, F., & Ekdahl, C. (2000). Muscle sizes and moment arms of rotator cuff muscles determined by magnetic resonance imaging. *Cells Tissues Organs*, *167*(2-3), 214-222. doi:10.1159/000016784
- Kang, J. R., & Gupta, R. (2012). Mechanisms of fatty degeneration in massive rotator cuff tears. *J Shoulder Elbow Surg*, *21*(2), 175-180. doi:10.1016/j.jse.2011.11.017
- Karduna, A. R., Williams, G. R., Iannotti, J. P., & Williams, J. L. (1996). Kinematics of the glenohumeral joint: Influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *Journal of Orthopaedic Research*, *14*(6), 986-993. doi:<https://doi.org/10.1002/jor.1100140620>
- Karduna, A. R., Williams, G. R., Williams, J. L., & Iannotti, J. P. (1996). Kinematics of the glenohumeral joint: influences of muscle forces, ligamentous constraints, and articular geometry. *J Orthop Res*, *14*(6), 986-993. doi:10.1002/jor.1100140620
- Kauffmann, G., Sauer, R., & Weber, W. (2011). *Radiologie - Bildgebene Verfahren, Strahlentherapie, Nuklearmedizin und Strahlenschutz* (Vol. 4). München: Elsevier GmbH.

- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16(4), 494-502. doi:10.1136/ard.16.4.494
- Kelly, J. D., Jr., & Norris, T. R. (2003). Decision making in glenohumeral arthroplasty. *J Arthroplasty*, 18(1), 75-82. doi:10.1054/arth.2003.50005
- Kidder, J. F., Rouleau, D. M., Pons-Villanueva, J., Dynamidis, S., DeFranco, M. J., & Walch, G. (2010). Humeral Head Posterior Subluxation on CT Scan: Validation and Comparison of 2 Methods of Measurement. *Techniques in Shoulder & Elbow Surgery*, 11(3), 72-76. doi:10.1097/BTE.0b013e3181e5d742
- Kim, T.-W., An, D.-I., Lee, H.-Y., Jeong, H.-Y., Kim, D.-H., & Sung, Y.-H. (2016). Effects of elastic band exercise on subjects with rounded shoulder posture and forward head posture. *Journal of physical therapy science*, 28(6), 1733-1737. doi:10.1589/jpts.28.1733
- Kircher, J. (2012). Die Omarthrose: Einteilung, Morphologie und Diagnostik. *Obere Extremität*, 7(2), 91-99. doi:10.1007/s11678-012-0164-2
- Kolber, M. J., Beekhuizen, K. S., Cheng, M.-S. S., & Hellman, M. A. (2009). Shoulder Joint and Muscle Characteristics in the Recreational Weight Training Population. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(1), 148-157. doi:10.1519/JSC.0b013e31818eafb4
- Koltzenburg, M., & Yousry, T. (2007). Magnetic resonance imaging of skeletal muscle. *Curr Opin Neurol*, 20(5), 595-599. doi:10.1097/WCO.0b013e3282efc322
- Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E., & McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(1, Supplement), S32-S38. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.jse.2004.09.014>
- Labriola, J. E., Lee, T. Q., Debski, R. E., & McMahon, P. J. (2005). Stability and instability of the glenohumeral joint: the role of shoulder muscles. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(1 Suppl S), 32S-38S. doi:10.1016/j.jse.2004.09.014
- Landau, J. P., & Hoenecke, H. R. (2009). Genetic and biomechanical determinants of glenoid version: implications for glenoid implant placement in shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 18(4), 661-667. doi:10.1016/j.jse.2008.11.012
- Lannersten, L., Harms-Ringdahl, K., Schüldt, K., & Ekholm, J. (1993). Isometric strength in flexors, abductors, and external rotators of the shoulder. *Clinical Biomechanics*, 8(5), 235-242. doi:[https://doi.org/10.1016/0268-0033\(93\)90031-C](https://doi.org/10.1016/0268-0033(93)90031-C)
- Lee, D. Y., Nam, C. W., Sung, Y. B., Kim, K., & Lee, H. Y. (2017). Changes in rounded shoulder posture and forward head posture according to exercise methods. *Journal of physical therapy science*, 29(10), 1824-1827. doi:10.1589/jpts.29.1824
- Lehtinen, J. T., Tingart, M. J., Apreleva, M., Zurakowski, D., Palmer, W., & Warner, J. J. (2003). Practical assessment of rotator cuff muscle volumes using shoulder MRI. *Acta Orthop Scand*, 74(6), 722-729. doi:10.1080/00016470310018270
- Lexell, J. (1995). Human aging, muscle mass, and fiber type composition. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 50 Spec No, 11-16. doi:10.1093/gerona/50a.special_issue.11
- Linaker, C. H., & Walker-Bone, K. (2015). Shoulder disorders and occupation. *Best practice & research. Clinical rheumatology*, 29(3), 405-423. doi:10.1016/j.berh.2015.04.001

- Lippe, J., Spang, J. T., Leger, R. R., Arciero, R. A., Mazzocca, A. D., & Shea, K. P. (2012). Inter-rater agreement of the Goutallier, Patte, and Warner classification scores using preoperative magnetic resonance imaging in patients with rotator cuff tears. *Arthroscopy*, 28(2), 154-159. doi:10.1016/j.arthro.2011.07.016
- Lippitt, S., & Matsen, F. (1993). Mechanisms of Glenohumeral Joint Stability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 291. Retrieved from https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/1993/06000/Mechanisms_of_Glenohumeral_Joint_Stability.4.aspx
- Logli, A. L., Pareek, A., Nguyen, N. T. V., & Sanchez-Sotelo, J. (2021). Natural history of glenoid bone loss in primary glenohumeral osteoarthritis: how does bone loss progress over a decade? *J Shoulder Elbow Surg*, 30(2), 324-330. doi:10.1016/j.jse.2020.05.021
- Ma, C. B., Xiao, W., Salesky, M., Cheung, E., Zhang, A. L., Feeley, B. T., & Lansdown, D. A. (2020). Do glenoid retroversion and humeral subluxation affect outcomes following total shoulder arthroplasty? *JSES Int*, 4(3), 649-656. doi:10.1016/j.jseint.2020.04.009
- Maden-Wilkinson, T. M., McPhee, J. S., Rittweger, J., Jones, D. A., & Degens, H. (2014). Thigh muscle volume in relation to age, sex and femur volume. *Age (Dordr)*, 36(1), 383-393. doi:10.1007/s11357-013-9571-6
- Maffiuletti, N. A., Jubeau, M., Munzinger, U., Bizzini, M., Agosti, F., De Col, A., . . . Sartorio, A. (2007). Differences in quadriceps muscle strength and fatigue between lean and obese subjects. *Eur J Appl Physiol*, 101(1), 51-59. doi:10.1007/s00421-007-0471-2
- Magnete, Fluss und Artefakte - Techniken und Anwendungen der Magnetresonanztomographie*. (2015). Henkestraße 127, D-91052 Erlangen, Deutschland.
- Mallon, W. J., & Colosimo, A. J. (1995). Acromioclavicular joint injury in competitive golfers. *J South Orthop Assoc*, 4(4), 277-282.
- Massimini, D. F., Boyer, P. J., Papannagari, R., Gill, T. J., Warner, J. P., & Li, G. (2012). In-vivo glenohumeral translation and ligament elongation during abduction and abduction with internal and external rotation. *J Orthop Surg Res*, 7, 29. doi:10.1186/1749-799X-7-29
- Mikesky, A. E., Meyer, A., & Thompson, K. L. (2000). Relationship between quadriceps strength and rate of loading during gait in women. *Journal of Orthopaedic Research*, 18(2), 171-175. doi:<https://doi.org/10.1002/jor.1100180202>
- Mitchell, J. J., Horan, M. P., Greenspoon, J. A., Menge, T. J., Tahal, D. S., & Millett, P. J. (2016). Survivorship and Patient-Reported Outcomes After Comprehensive Arthroscopic Management of Glenohumeral Osteoarthritis: Minimum 5-Year Follow-up. *Am J Sports Med*. doi:10.1177/0363546516656372
- Mitterer, M., Matis, N., Steiner, G., Vasvary, I., & Ortmaier, R. (2021). Muscle volume imbalance may be associated with static posterior humeral head subluxation. *BMC musculoskeletal disorders*, 22(1), 279. doi:10.1186/s12891-021-04146-3
- Mizuno, N., Denard, P. J., Raiss, P., & Walch, G. (2013). Reverse total shoulder arthroplasty for primary glenohumeral osteoarthritis in patients with a biconcave glenoid. *J Bone Joint Surg Am*, 95(14), 1297-1304. doi:10.2106/jbjs.L.00820
- Mochizuki, T., Sugaya, H., Uomizu, M., Maeda, K., Matsuki, K., Sekiya, I., . . . Akita, K. (2008). Humeral Insertion of the Supraspinatus and Infraspinatus: New

- Anatomical Findings Regarding the Footprint of the Rotator Cuff. *JBJS*, 90(5), 962-969. doi:10.2106/jbjs.G.00427
- Montero, A., Mulero, J. F., Tornero, C., Guitart, J., & Serrano, M. (2016). Pain, disability and health-related quality of life in osteoarthritis-joint matters: an observational, multi-specialty trans-national follow-up study. *Clin Rheumatol*, 35(9), 2293-2305. doi:10.1007/s10067-016-3248-3
- Moskowitz, R. W. (1987). Primary osteoarthritis: epidemiology, clinical aspects, and general management. *Am J Med*, 83(5A), 5-10. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3318440>
- Moverman, M. A., Puzzitiello, R. N., Menendez, M. E., Pagani, N. R., Hart, P. J., Churchill, R. W., . . . Jawa, A. (2021). Rotator Cuff Fatty Infiltration and Muscle Atrophy: Relation to Glenoid Deformity in Primary Glenohumeral Osteoarthritis. *J Shoulder Elbow Surg*. doi:10.1016/j.jse.2021.07.007
- MR-Glossar, Begriffe der Magnetresonanz*. (2019).
- Nakagaki, K., Ozaki, J., Tomita, Y., & Tamai, S. (1996). Fatty degeneration in the supraspinatus muscle after rotator cuff tear. *J Shoulder Elbow Surg*, 5(3), 194-200. doi:10.1016/s1058-2746(05)80005-9
- Nakagawa, Y., Hyakuna, K., Otani, S., Hashitani, M., & Nakamura, T. (1999). Epidemiologic study of glenohumeral osteoarthritis with plain radiography. *J Shoulder Elbow Surg*, 8(6), 580-584. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10633892>
- Neer, C. S., 2nd. (1974). Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 56(1), 1-13.
- Neer, C. S., 2nd, Watson, K. C., & Stanton, F. J. (1982). Recent experience in total shoulder replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 64(3), 319-337.
- O'Neill, D. C., Christensen, G. V., Hillyard, B., Kawakami, J., Tashjian, R. Z., & Chalmers, P. N. (2021). Glenoid retroversion associates with deltoid muscle asymmetry in Walch B-type glenohumeral osteoarthritis. *JSES Int*, 5(2), 282-287. doi:10.1016/j.jseint.2020.10.012
- Offenbächer, M., Ewert, T., Sangha, O., & Stucki, G. (2003). Validation of a German version of the 'Disabilities of Arm, Shoulder and Hand' questionnaire (DASH-G). *Zeitschrift für Rheumatologie*, 62(2), 168-177. doi:10.1007/s00393-003-0461-7
- Oh, J. H., Kim, S. H., Choi, J. A., Kim, Y., & Oh, C. H. (2010). Reliability of the grading system for fatty degeneration of rotator cuff muscles. *Clin Orthop Relat Res*, 468(6), 1558-1564. doi:10.1007/s11999-009-0818-6
- Opsha, O., Malik, A., Baltazar, R., Primakov, D., Beltran, S., Miller, T. T., & Beltran, J. (2008). MRI of the rotator cuff and internal derangement. *European Journal of Radiology*, 68(1), 36-56. doi:<https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.02.018>
- Ortmaier, R., Moroder, P., Hirzinger, C., & Resch, H. (2017). Posterior open wedge osteotomy of the scapula neck for the treatment of advanced shoulder osteoarthritis with posterior head migration in young patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(7), 1278-1286. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jse.2016.11.005>
- Papadonikolakis, A., Neradilek, M. B., & Matsen, F. A., 3rd. (2013). Failure of the glenoid component in anatomic total shoulder arthroplasty: a systematic review of the English-language literature between 2006 and 2012. *J Bone Joint Surg Am*, 95(24), 2205-2212. doi:10.2106/jbjs.L.00552

- Pappas, G. P., Asakawa, D. S., Delp, S. L., Zajac, F. E., & Drace, J. E. (2002). Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol* (1985), 92(6), 2381-2389. doi:10.1152/japplphysiol.00843.2001
- Parsons IV, I. M., Apreleva, M., Fu, F. H., & Woo, S. L.-Y. (2002). The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(3), 439-446. doi:[https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00137-1](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00137-1)
- Patel, R. B., Muh, S., Okoroha, K. R., Wright, T. W., Flurin, P. H., Roche, C., & Zuckerman, J. D. (2019). Results of total shoulder arthroplasty in patients aged 55 years or younger versus those older than 55 years: an analysis of 1135 patients with over 2 years of follow-up. *J Shoulder Elbow Surg*, 28(5), 861-868. doi:10.1016/j.jse.2018.09.029
- Pescatello, L. S., Kelsey, B. K., Price, T. B., Seip, R. L., Angelopoulos, T. J., Clarkson, P. M., . . . Hoffman, E. P. (2007). The muscle strength and size response to upper arm, unilateral resistance training among adults who are overweight and obese. *J Strength Cond Res*, 21(2), 307-313. doi:10.1519/r-22236.1
- Piepers, I., Boudt, P., Van Tongel, A., & De Wilde, L. (2014). Evaluation of the muscle volumes of the transverse rotator cuff force couple in nonpathologic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, 23(7), e158-162. doi:10.1016/j.jse.2013.09.027
- Plachel, F., Akgün, D., Imiolczyk, J. P., Minkus, M., & Moroder, P. (2021). Patient-specific risk profile associated with early-onset primary osteoarthritis of the shoulder: is it really primary? *Arch Orthop Trauma Surg*. doi:10.1007/s00402-021-04125-2
- Pratt, N. E. (1994). Anatomy and biomechanics of the shoulder. *J Hand Ther*, 7(2), 65-76. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8038879>
- Prescher, A. (2000). Anatomical basics, variations, and degenerative changes of the shoulder joint and shoulder girdle. *European Journal of Radiology*, 35(2), 88-102. doi:[http://dx.doi.org/10.1016/S0720-048X\(00\)00225-4](http://dx.doi.org/10.1016/S0720-048X(00)00225-4)
- Rabenberg, M. (2013). *Arthrose*. Robert Koch-Institut Retrieved from https://www.rki.de/DE/Content/Gesundheitsmonitoring/Gesundheitsberichterstattung/GBEDownloadsT/arthrose.pdf?__blob=publicationFile
- Ricchetti, E. T., Hendel, M. D., Collins, D. N., & Iannotti, J. P. (2013). Is pre-morbid glenoid anatomy altered in patients with glenohumeral osteoarthritis? *Clinical orthopaedics and related research*, 471(9), 2932-2939. doi:10.1007/s11999-013-3069-5
- Romeo, A. A., Mazzocca, A., Hang, D. W., Shott, S., & Bach, B. R., Jr. (2004). Shoulder scoring scales for the evaluation of rotator cuff repair. *Clin Orthop Relat Res*(427), 107-114. doi:10.1097/01.blo.0000142624.05526.dd
- Saha, A. K. (1971). Dynamic stability of the glenohumeral joint. *Acta Orthop Scand*, 42(6), 491-505. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5144199>
- Saltzman, B. M., Leroux, T. S., Verma, N. N., & Romeo, A. A. (2018). Glenohumeral Osteoarthritis in the Young Patient. *J Am Acad Orthop Surg*, 26(17), e361-e370. doi:10.5435/jaaos-d-16-00657
- Schneider, A., Hommel, G., & Blettner, M. (2010). Lineare Regressionsanalyse. *Deutsches Ärzteblatt*, 107(44).
- Schwarz, J., Käch, W., & Enzler, H. B. (2021a). Logistische Regressionsanalyse. Retrieved from

- https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/zusammenhaenge/reg.html
- Schwarz, J., Käch, W., &ENZLER, H. B. (2021b). Mann-Whitney-U-Test. Retrieved from https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/mann.html
- Schwarz, J., Käch, W., &ENZLER, H. B. (2021c, 25.02.2021). Multiple Regressionsanalyse. Retrieved from https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/zusammenhaenge/mreg.html
- Schwarz, J., Käch, W., &ENZLER, H. B. (2021d). t-Test für unabhängige Stichproben. Retrieved from https://www.methodenberatung.uzh.ch/de/datenanalyse_spss/unterschiede/zentral/ttestunabh.html
- Schwerarbeit im Sinne der Schwerarbeitsverordnung. (2021, 1.1.2021). Retrieved from <https://www.gesundheitskasse.at/cdscontent/?contentid=10007.821107&portal=oegkdportal>
- Service, B. C., Hsu, J. E., Somerson, J. S., Russ, S. M., & Matsen, F. A., 3rd. (2017). Does Postoperative Glenoid Retroversion Affect the 2-Year Clinical and Radiographic Outcomes for Total Shoulder Arthroplasty? *Clinical orthopaedics and related research*, 475(11), 2726-2739. doi:10.1007/s11999-017-5433-3
- Sheth, M. M., Morris, B. J., Laughlin, M. S., Cox, J. L., Jones, S., Elkousy, H. A., & Edwards, T. B. (2020). Outcomes of anatomic shoulder arthroplasty performed on B2 vs. A1 type glenoids. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 29(12), 2571-2577. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jse.2020.03.050>
- Shukla, D. R., McLaughlin, R. J., Lee, J., Nguyen, N. T. V., & Sanchez-Sotelo, J. (2020). Automated three-dimensional measurements of version, inclination, and subluxation. *Shoulder & elbow*, 12(1), 31-37. doi:10.1177/1758573218825480
- Slabaugh, M. A., Friel, N. A., Karas, V., Romeo, A. A., Verma, N. N., & Cole, B. J. (2012). Interobserver and intraobserver reliability of the Goutallier classification using magnetic resonance imaging: proposal of a simplified classification system to increase reliability. *Am J Sports Med*, 40(8), 1728-1734. doi:10.1177/0363546512452714
- Somerson, J. S., Hsu, J. E., Gorbaty, J. D., & Gee, A. O. (2016). Classifications in Brief: Goutallier Classification of Fatty Infiltration of the Rotator Cuff Musculature. *Clin Orthop Relat Res*, 474(5), 1328-1332. doi:10.1007/s11999-015-4630-1
- Soslowky, L. J., Flatow, E. L., Bigliani, L. U., & Mow, V. C. (1992). Articular geometry of the glenohumeral joint. *Clin Orthop Relat Res*(285), 181-190. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1446435>
- Spencer, E. E., Jr., Dunn, W. R., Wright, R. W., Wolf, B. R., Spindler, K. P., McCarty, E., . . . Kuhn, J. E. (2008). Interobserver agreement in the classification of rotator cuff tears using magnetic resonance imaging. *Am J Sports Med*, 36(1), 99-103. doi:10.1177/0363546507307504
- Sperling, J. W., Cofield, R. H., & Rowland, C. M. (1998). Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am*, 80(4), 464-473. doi:10.2106/00004623-199804000-00002

- Sperling, J. W., Cofield, R. H., & Rowland, C. M. (2004). Minimum fifteen-year follow-up of Neer hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients aged fifty years or younger. *J Shoulder Elbow Surg*, *13*(6), 604-613. doi:10.1016/S1058274604001296
- Stone, B., Mason, B. S., Warner, M. B., & Goosey-Tolfrey, V. L. (2019). Shoulder and thorax kinematics contribute to increased power output of competitive handcyclists. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *29*(6), 843-853. doi:<https://doi.org/10.1111/sms.13402>
- Tanner, C. J., Barakat, H. A., Dohm, G. L., Pories, W. J., MacDonald, K. G., Cunningham, P. R. G., . . . Houmard, J. A. (2002). Muscle fiber type is associated with obesity and weight loss. *American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism*, *282*(6), E1191-E1196. doi:10.1152/ajpendo.00416.2001
- Tauber, M., & Martetschläger, F. (2019). [Shoulder Osteoarthritis-pathogenesis, classification, diagnostics and treatment]. *Orthopade*, *48*(9), 795-808. doi:10.1007/s00132-019-03792-9
- Terrier, A., Ston, J., & Farron, A. (2015). Importance of a three-dimensional measure of humeral head subluxation in osteoarthritic shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, *24*(2), 295-301. doi:10.1016/j.jse.2014.05.027
- Thomas, M., Dieball, O., & Busse, M. (2003). [Normal values of the shoulder strength in dependency on age and gender--comparison with the constant, UCLA, ASES scores and SF36 health survey]. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, *141*(2), 160-170. doi:10.1055/s-2003-38662
- Thompson, W. O., Debski, R. E., Boardman, N. D., Taskiran, E., Warner, J. J. P., Fu, F. H., & Woo, S. L.-Y. (1996). A Biomechanical Analysis of Rotator Cuff Deficiency in a Cadaveric Model. *Am J Sports Med*, *24*(3), 286-292. doi:10.1177/036354659602400307
- Tingart, M. J., Apreleva, M., Lehtinen, J. T., Capell, B., Palmer, W. E., & Warner, J. J. (2003). Magnetic resonance imaging in quantitative analysis of rotator cuff muscle volume. *Clin Orthop Relat Res*(415), 104-110. doi:10.1097/01.blo.0000092969.12414.e1
- Torchia, M. E., Cofield, R. H., & Settergren, C. R. (1997). Total shoulder arthroplasty with the Neer prosthesis: long-term results. *J Shoulder Elbow Surg*, *6*(6), 495-505. doi:10.1016/s1058-2746(97)90081-1
- v. Eisenhart-Rothe, R., Kroetz, M., Wiedemann, E., Engelmeier, K. H., & Graichen, H. (2002). Fixierte und funktionelle Dezentrierung des Humeruskopfes bei Patienten mit Omarthrose. *Der Unfallchirurg*, *105*(6), 517-522. doi:10.1007/s00113-001-0388-x
- van den Bosch, M. H. J. (2019). Inflammation in osteoarthritis: is it time to dampen the alarm(in) in this debilitating disease? *Clin Exp Immunol*, *195*(2), 153-166. doi:10.1111/cei.13237
- Vargas, V. Z., Motta, C., Vancini, R. L., Barbosa de Lira, C. A., & Andrade, M. S. (2021). Shoulder Isokinetic Strength Balance Ratio in Overhead Athletes: A Cross-Sectional Study. *International journal of sports physical therapy*, *16*(3), 827-834. doi:10.26603/001c.22162
- Vidt, M. E., Santago, A. C., 2nd, Tuohy, C. J., Poehling, G. G., Freehill, M. T., Kraft, R. A., . . . Saul, K. R. (2016). Assessments of Fatty Infiltration and Muscle Atrophy From a Single Magnetic Resonance Image Slice Are Not Predictive of

- 3-Dimensional Measurements. *Arthroscopy*, 32(1), 128-139.
doi:10.1016/j.arthro.2015.06.035
- von Eisenhart-Rothe, R., Muller-Gerbl, M., Wiedemann, E., Englmeier, K. H., & Graichen, H. (2008). Functional malcentering of the humeral head and asymmetric long-term stress on the glenoid: potential reasons for glenoid loosening in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 17(5), 695-702.
doi:10.1016/j.jse.2008.02.008
- Walch, G., Asceni, C., Boulahia, A., Nove-Josserand, L., & Edwards, T. B. (2002). Static posterior subluxation of the humeral head: an unrecognized entity responsible for glenohumeral osteoarthritis in the young adult. *J Shoulder Elbow Surg*, 11(4), 309-314. doi:10.1067/mse.2002.124547
- Walch, G., Badet, R., Boulahia, A., & Khoury, A. (1999). Morphologic study of the glenoid in primary glenohumeral osteoarthritis. *J Arthroplasty*, 14(6), 756-760. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10512449>
- Walch, G., Boulahia, A., Boileau, P., & Kempf, J. F. (1998). Primary glenohumeral osteoarthritis: clinical and radiographic classification. The Aequalis Group. *Acta Orthop Belg*, 64 Suppl 2, 46-52. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9922529>
- Walker, K. E., Simcock, X. C., Jun, B. J., Iannotti, J. P., & Ricchetti, E. T. (2018). Progression of Glenoid Morphology in Glenohumeral Osteoarthritis. *J Bone Joint Surg Am*, 100(1), 49-56. doi:10.2106/jbjs.17.00064
- Wall, K. C., Politzer, C. S., Chahla, J., & Garrigues, G. E. (2020). Obesity is Associated with an Increased Prevalence of Glenohumeral Osteoarthritis and Arthroplasty: A Cohort Study. *Orthop Clin North Am*, 51(2), 259-264.
doi:10.1016/j.ocl.2019.12.001
- Wang, C.-H., McClure, P., Pratt, N. E., & Nobilini, R. (1999). Stretching and strengthening exercises: Their effect on three-dimensional scapular kinematics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 923-929.
doi:[https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90084-9](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90084-9)
- Ward, S. R., Hentzen, E. R., Smallwood, L. H., Eastlack, R. K., Burns, K. A., Fithian, D. C., . . . Lieber, R. L. (2006). Rotator cuff muscle architecture: implications for glenohumeral stability. *Clin Orthop Relat Res*, 448, 157-163.
doi:10.1097/01.blo.0000194680.94882.d3
- Webb, J. D., Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2014). 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17(8), 829-837. doi:10.1080/10255842.2012.719605
- Werthel, J. D., Boux de Casson, F., Burdin, V., Athwal, G. S., Favard, L., Chaoui, J., & Walch, G. (2021). CT-based volumetric assessment of rotator cuff muscle in shoulder arthroplasty preoperative planning. *Bone Jt Open*, 2(7), 552-561.
doi:10.1302/2633-1462.27.Bjo-2021-0081.R1
- Wiater, J. M., & Fabing, M. H. (2009). Shoulder arthroplasty: prosthetic options and indications. *J Am Acad Orthop Surg*, 17(7), 415-425. doi:10.5435/00124635-200907000-00002
- Wilkinson, D. J., Piasecki, M., & Atherton, P. J. (2018). The age-related loss of skeletal muscle mass and function: Measurement and physiology of muscle fibre atrophy and muscle fibre loss in humans. *Ageing Res Rev*, 47, 123-132.
doi:10.1016/j.arr.2018.07.005

- Wong, C. K., Coleman, D., diPersia, V., Song, J., & Wright, D. (2010). The effects of manual treatment on rounded-shoulder posture, and associated muscle strength. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(4), 326-333. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2009.05.001>
- Woolf, A. D., & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bulletin of the World Health Organization*, 81, 646-656. Retrieved from http://www.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0042-96862003000900007&nrm=iso
- Wulker, N., Rossig, S., Korell, M., & Thren, K. (1995). [Dynamic stability of the glenohumeral joint. A biomechanical study]. *Sportverletz Sportschaden*, 9(1), 1-8. doi:10.1055/s-2007-993413
- Yanai, T., Hay, J. G., & Miller, G. F. (2000). Shoulder impingement in front-crawl swimming: I. A method to identify impingement. *Med Sci Sports Exerc*, 32(1), 21-29. doi:10.1097/00005768-200001000-00005
- Yian, E. H., Ramappa, A. J., Arneberg, O., & Gerber, C. (2005). The Constant score in normal shoulders. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(2), 128-133. doi:10.1016/j.jse.2004.07.003
- Zanetti, M., Gerber, C., & Hodler, J. (1998). Quantitative assessment of the muscles of the rotator cuff with magnetic resonance imaging. *Invest Radiol*, 33(3), 163-170.
- Zoeller, R. F., Ryan, E. D., Gordish-Dressman, H., Price, T. B., Seip, R. L., Angelopoulos, T. J., . . . Hoffman, E. P. (2008). Allometric scaling of isometric biceps strength in adult females and the effect of body mass index. *Eur J Appl Physiol*, 104(4), 701-710. doi:10.1007/s00421-008-0819-2

7. Appendix

7.1 Fragebogen

v1.1 06.05.16 Anlage 3

Aufkleber Patient

Fragebogen Early Onset Osteoarthritis

Klinische und röntgenmorphologische Eigenschaften der Patienten mit „Early Onset Osteoarthritis“ der Schulter

Welche Beruf/e haben Sie bisher ausgeübt und wie lange?

_____ Jahre
_____ Jahre
_____ Jahre

Gab/gibt es in Ihrem Beruf Über-Kopf Belastungen? Wenn ja, für ca. wie viele Stunden/Arbeitstag?

_____ Stunden

Üben Sie Über-Kopf Sportarten aus? Wenn ja, wie lange schon?

_____ Jahre
_____ Jahre

Machen Sie Kraftsport? Wenn ja, seit wann und ca. mit welcher Spitzenbelastung in kg?

_____ Jahre _____ kg

(Wird von Prüfarzt ausgefüllt)

Umfang Thorax Mamillenhöhe: _____ cm

AP Durchmesser Thorax Xiphoid: _____ cm

Armlänge (Lat. Akromion bis Ende

Mittelfinger bei gestrecktem,

v1.1 06.05.16 Anlage 3

herabhängendem Arm): _____ cm

Körperlänge: _____ cm

Oberkörperlänge

(Scheitel bis Spina iliaca ant. sup.): _____ cm

Gewicht: _____ kg

Bitte schreiben Sie alle Erkrankungen und Operationen auf, die bei Ihnen festgestellt wurden:

Bitte schreiben Sie alle Medikamente auf, die Sie regelmäßig einnehmen:

7.2 Einwilligung und Datenschutzerklärung

06.05.15 v1.1
Anlage 1

Aufkleber Patient

Informationen, Datenschutzerklärung und Einwilligung zur Studienteilnahme (Für Patient)

-Klinische und röntgenmorphologische Eigenschaften der Patienten mit „Early Onset Osteoarthritis“ der Schulter-

Mir ist bekannt, dass bei dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde, über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der Studie folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, d.h. ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der klinischen Prüfung teilnehmen.

Inhalt der Studie ist die Untersuchung der Muskelverhältnisse der Rotatorenmanschette in Bezug auf die bei mir vorliegende Erkrankung, einer frühen Arthrose der Schulter („Early Onset Osteoarthritis“).

Unser Anliegen ist es, Ihre Körpermaße, Informationen zu Ihrer Gesundheit und Beruf/körperlichen Belastungen sowie die MRT Bilder Ihrer Schulter zu vermessen. Es werden keine neuen Röntgenbilder im Rahmen der Studie durchgeführt. Alle bei Ihnen durchgeführten Röntgenaufnahmen, stehen in Zusammenhang mit Ihrer Erkrankung und deren Behandlung bzw. der Verlaufskontrolle und werden nicht zum Zwecke der Studie angefertigt. D.h. Sie werden genauso behandelt wie jeder andere Patient mit Ihrer Erkrankung der nicht Teilnehmer dieser Studie ist.

Die **Risiken** der Studie liegen in der Anfertigung neuer MRT Aufnahmen. Die MRT eine Untersuchung ohne Strahlenrisiko. Daher kann von einem geringem Risiko für die Untersuchung ausgegangen werden. Während der MRT kann wegen der Platzverhältnisse ein Engegefühl entstehen (Platzangst). Falls dies Auftreten sollte, wird auf Ihren Wunsch hin die Untersuchung unmittelbar abgebrochen. Eine Verabreichung von Substanzen wie z.B. Kontrastmittel ist nicht vorgesehen.

Ich hatte während der Aufklärung zur Studienteilnahme mit _____
ausreichend Zeit fragen zu stellen. Vor der Unterzeichnung dieser Einwilligungserklärung hatte ich genügend Bedenkzeit. Meine Fragen wurden zur Zufriedenheit beantwortet.

Ich weiß, dass meine Teilnahme **freiwillig** ist und ich **jederzeit meine Einwilligung ohne Angabe von Gründen widerrufen** kann, ohne dass dies irgendeinen Einfluss auf meine Behandlung hat.

Ich habe eine Kopie dieser Einverständniserklärung erhalten.

Bad Neustadt,

Ort, Datum Unterschrift des aufklärenden Arztes

Bad Neustadt,

Ort, Datum Unterschrift des Patienten [eigenhändig zu datieren!]

Einwilligungserklärung zum Datenschutz

Mir ist bekannt, dass bei dieser klinischen Prüfung personenbezogene Daten, insbesondere medizinische Befunde über mich erhoben, gespeichert und ausgewertet werden sollen. Die Verwendung der Angaben über meine Gesundheit erfolgt nach gesetzlichen Bestimmungen und setzt vor der Teilnahme an der klinischen Prüfung folgende freiwillig abgegebene Einwilligungserklärung voraus, das heißt ohne die nachfolgende Einwilligung kann ich nicht an der klinischen Prüfung teilnehmen.

1. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie personenbezogene Daten, insbesondere Angaben über meine Gesundheit, über mich erhoben und in Papierform sowie auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet werden. Soweit erforderlich, dürfen die erhobenen Daten pseudonymisiert (verschlüsselt) weitergegeben werden.

2. Außerdem erkläre ich mich damit einverstanden, dass autorisierte und zur Verschwiegenheit verpflichtete Beauftragte in meine beim Prüfarzt vorhandenen personenbezogenen Daten, insbesondere meine Gesundheitsdaten, Einsicht nehmen, soweit dies für die Überprüfung der ordnungsgemäßen Durchführung der Studie notwendig ist. Für diese Maßnahme entbinde ich den Prüfarzt von der ärztlichen Schweigepflicht.

3. Die Einwilligung zur Erhebung und Verarbeitung meiner personenbezogenen Daten, insbesondere der Angaben über meine Gesundheit, ist unwiderruflich. Ich bin bereits darüber aufgeklärt worden, dass ich jederzeit die Teilnahme an der klinischen Untersuchung beenden kann. Im Fall eines solchen Widerrufs meiner Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, erkläre ich mich damit einverstanden, dass die bis zu diesem Zeitpunkt gespeicherten Daten weiterhin verwendet werden dürfen, soweit dies erforderlich ist.

4. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass meine Daten nach Beendigung oder Abbruch der Prüfung aufbewahrt werden, wie es die Vorschriften über diese Studie bestimmen. Auch nach Entlassung/Therapieende wird mein Gesundheitsstatus abfragt. Daher werden meine personenbezogenen Daten (Ihre Zustimmung vorausgesetzt) über den gesetzlich vorgeschriebenen Rahmen von 10 Jahren hinaus lebenslang aufbewahrt und gepflegt.

5. Ich bin über folgende gesetzliche Regelung informiert: Falls ich meine Einwilligung, an der Studie teilzunehmen, widerrufe, müssen alle Stellen, die meine personenbezogenen Daten, insbesondere Gesundheitsdaten, gespeichert haben, unverzüglich prüfen, inwieweit die gespeicherten Daten für die in Nr. 3 genannten Zwecke noch erforderlich sind. Nicht mehr benötigte Daten sind unverzüglich zu löschen.

Bad Neustadt,

Ort, Datum Unterschrift des aufklärenden Arztes

Bad Neustadt,

Ort, Datum Unterschrift des Patienten [eigenhändig zu datieren!]

7.3 DASH- und Constant-Murley-Score-Fragebögen

(Fragebögen der Rhön Klinikum AG Bad Neustadt an der Saale nach Böhm et al. (Boehm et al., 2004))

1945055818

Der vorliegende Fragebogen beschäftigt sich sowohl mit Ihren Symptomen als auch mit Ihren Fähigkeiten, bestimmte Tätigkeiten/Aktivitäten auszuführen.

Bitte beantworten Sie alle Fragen gemäß Ihrem Zustand, indem Sie einfach das entsprechende Feld ankreuzen.

Es ist nicht entscheidend, mit welchem Arm oder Hand Sie Ihre Tätigkeiten/Aktivitäten ausüben. Antworten Sie einfach entsprechend Ihrer Fähigkeiten, egal wie Sie die Aufgaben meistern können.

Fragebogen wird ausgefüllt bei: **Aufnahme** **Entlassung**

Teil A:

Bitte schätzen Sie Ihre Fähigkeiten ein, wie Sie folgende Tätigkeiten/Aktivitäten in den letzten Wochen durchgeführt haben, indem Sie die entsprechende Zahl ankreuzen.

	keine Schwierigkeiten	wenig Schwierigkeiten	merkliche Schwierigkeiten	erhebliche Schwierigkeiten	nicht möglich
1. Ein Marmaladen-, Einmach-, Honigglas öffnen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Schreiben	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Einen Schlüssel umdrehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Eine Mahlzeit zubereiten	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Eine schwere Tür aufstoßen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Einen Gegenstand über Kopfhöhe auf ein Regal stellen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Schwere Hausarbeit (Boden putzen, Wände abwaschen)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Garten- oder Hofarbeit	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Betten machen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
10. Eine Einkaufstasche od. einen Aktenkoffer tragen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
11. Einen schweren Gegenstände tragen (über 5 kg) [*]	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
12. Eine Glühbirne über Kopf austauschen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
13. Haare waschen oder föhnen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
14. Den Rücken waschen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
15. Einen Pullover anziehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
16. Ein Messer benutzen um Lebensmittel zu schneiden	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
17. Freizeitaktivitäten, die wenig körperliche Anstrengung verlangen (z.B. Karten spielen, Stricken, usw.)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

- 1 -

	keine Schwierigkeiten	wenig Schwierigkeiten	merkliche Schwierigkeiten	erhebliche Schwierigkeiten	nicht möglich
18. Freizeitaktivitäten, bei denen auf Ihren Arm Schulter oder Hand Druck oder Stoß ausgeübt wird (z.B. Tennis, Heimwerken, Golf, usw.)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
19. Freizeitaktivitäten, bei denen Sie Ihren Arm frei bewegen (z.B. Badminton, Frisbee, usw.)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
20. Am Straßenverkehr teilnehmen oder öffentliche Verkehrsmittel benutzen, um von einem Platz zum anderen zu gelangen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
21. Sexuelle Aktivität	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
22. In welchem Ausmaß haben Ihre Schulter-, Arm oder Handprobleme Ihren normalen Kontakt zu, Familie, Freunden, Nachbarn oder anderen Gruppen während der <u>vergangenen Woche</u> beeinflusst?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	überhaupt nicht	kaum	merklich	deutlich	extrem
23. Waren Sie in der <u>vergangenen Woche</u> durch Ihre Schulter-, Arm oder Handprobleme in Ihrer Arbeit oder einer anderen täglichen Aktivitäten eingeschränkt?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	überhaupt nicht	kaum	merklich	deutlich	extrem

Teil B:

Bitte schätzen Sie die Schwere der folgenden Symptome während der letzten Woche ein.
(Bitte kreuzen Sie das entsprechende Feld an)

	keine	wenig	mittel	erheblich	extrem
24. Schmerzen in Schulter, Arm, Hand	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
25. Schmerzen in Schulter, Arm, Hand, nachdem Sie eine bestimmte Tätigkeit ausgeführt haben	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
26. Kribbeln (Nadelstiche) in Schulter, Arm, Hand	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
27. Schwächegefühl in Schulter, Arm, Hand	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
28. Steifheit in Schulter, Arm, Hand	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
29. Hatten Sie in der <u>letzten Woche</u> Schlafstörungen wegen der Schmerzen in Schulter, Arm, Hand?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	keine	wenig	merkliche	erheblich	so stark, dass ich nicht schlafen konnte
30. Durch meine Probleme in Schulter, Arm, Hand fühle ich meine Fähigkeiten eingeschränkt, habe weniger Selbstvertrauen oder ich fühle, dass ich mich weniger nützlich machen kann.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	stimme überhaupt nicht zu	stimme nicht zu	weder Zustimmung noch Ablehnung	stimme zu	stimme sehr zu

Allgemeine Einschätzung der Gebrauchsbarkeit (bitte ankreuzen)

normal, keine Einschränkungen	<input type="checkbox"/>	eingeschränkt, nur bei speziellen Tätigkeiten	<input type="checkbox"/>
erhebliche Einschränkungen	<input type="checkbox"/>	starke Einschränkungen bereits im Alltag	<input type="checkbox"/>

Teil C:

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den Einfluss, den Ihr Schulter-, Arm-, oder Handproblem auf das Spielen Ihres Musikinstrumentes oder das Ausüben Ihres Sports hat.

Wenn Sie mehr als ein Instrument spielen, oder mehr als eine Sportart ausführen, so geben Sie bitte hier an, welches Instrument oder welche Sportart für Sie am wichtigsten ist.

Bitte in dieses Feld schreiben:

Ich treibe keinen Sport / spiele kein Instrument (Sie können diesen Bereich auslassen)

Bitte kreuzen Sie das Feld an, das Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt.

Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	keine	wenig	mittel	erheblich	nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	<input type="checkbox"/>				
2. Wegen der Schmerzen in Schulter/Arm/Hand ihr Musikinstrument oder Sport zu treiben	<input type="checkbox"/>				
3. So gut, wie Sie es gewohnt waren, Ihr Musikinstrument zu spielen oder Sport zu treiben?	<input type="checkbox"/>				
4. Ihre gewohnte Zeit mit dem Spielen ihres Musikinstrumentes oder mit Sporttreiben zu verbringen?	<input type="checkbox"/>				

Teil D:

Die folgenden Fragen beziehen sich auf den Einfluss, den Ihr Schulter-, Arm-, oder Handproblem auf Ihre Arbeit (einschließlich Haushaltsführung, falls dies Ihre Hauptbeschäftigung ist).

Bitte geben Sie Ihre/n Arbeit/Beruf hier an.

Bitte in dieses Feld schreiben:

Ich bin nicht berufstätig (Sie können diesen Bereich auslassen)

Bitte kreuzen Sie das Feld an, das Ihre körperlichen Fähigkeiten in der vergangenen Woche am besten beschreibt.

Hatten Sie irgendwelche Schwierigkeiten:

	keine	wenig	mittel	erheblich	nicht möglich
1. In der üblichen Art und Weise zu arbeiten?	<input type="checkbox"/>				
2. Aufgrund der Schmerzen in Schulter/Arm/Hand Ihre übliche Arbeit zu erledigen?	<input type="checkbox"/>				
3. So gut zu arbeiten wie Sie möchten?	<input type="checkbox"/>				
4. Die bisher gewohnte Zeit mit Ihrer Arbeit zu verbringen?	<input type="checkbox"/>				

Schulterstudie:

Liebe Patienten!

Auf den folgenden Seiten finden Sie Fragen zu gesundheitlichen Einschränkungen. Wir möchten Sie bitten, für beide Schultern möglichst genaue Angaben zu machen.

Bitte kreuzen Sie die entsprechende Antwort an!

Wir danken für Ihre Mitarbeit!

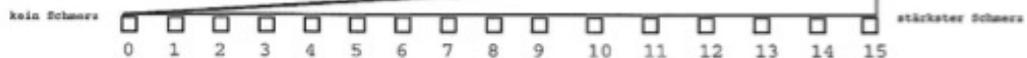
Beeinträchtigte Schulter (bzw. aktuell behandelte Schulter): rechts: links: beide:

Sind Sie Rechtshänder oder Linkshänder ?

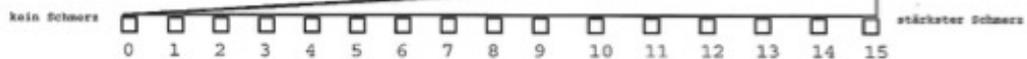
I. Schmerz:

Bitte kreuzen Sie für beide Schultern die durchschnittliche Stärke Ihrer Schmerzen während der letzten Woche an.

rechte Schulter



linke Schulter



II. Beruf:

Bitte kreuzen Sie für beide Schultern an, ob Sie durch deren Einsetzbarkeit bzw. Schmerzen bei den Tätigkeiten in Ihrem Beruf eingeschränkt sind. (Sollten Sie nicht berufstätig sein, dann treffen Sie bitte die Angaben entsprechend der Haupttätigkeiten Ihres Alltags.)

	nicht eingeschränkt	weniger als zur Hälfte eingeschränkt	zur Hälfte eingeschränkt	mehr als zur Hälfte eingeschränkt	vollständig eingeschränkt
<u>rechte Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<u>linke Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

III. Freizeit:

Bitte kreuzen Sie für beide Schultern an, ob Sie durch deren Einsetzbarkeit bzw. Schmerzen bei den Aktivitäten in Ihrer Freizeit (Hobby, Sport, Garten etc.) eingeschränkt sind.

	nicht eingeschränkt	weniger als zur Hälfte eingeschränkt	zur Hälfte eingeschränkt	mehr als zur Hälfte eingeschränkt	vollständig eingeschränkt
<u>rechte Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<u>linke Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

IV. Arbeitshöhe:

Bitte kreuzen Sie an, bis zu welcher Höhe Sie Tätigkeiten verrichten können, ohne eingeschränkt zu sein oder Schmerzen zu empfinden. Tätigkeiten (wie z.B. Wäsche auf die Leine zu hängen) sind möglich bis einschließlich...

	Gürtelhöhe	Brusthöhe	Nackenhöhe	Scheitelhöhe	Über den Kopf
<u>rechte Schulter</u>	<input type="checkbox"/>				
<u>linke Schulter</u>	<input type="checkbox"/>				

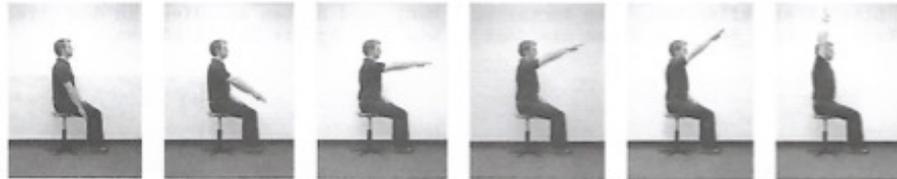
V. Schlaf:

Bitte kreuzen Sie an, ob Sie in Ihrem Schlaf durch Schmerzen in der Schulter gestört sind.

	nicht gestört	gelegentliches Aufwachen	regelmäßiges Aufwachen
<u>rechte Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<u>linke Schulter</u>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Kreuzen Sie bitte bei jedem Bild und für beide Schultern an, ob Sie die Bewegung schmerzfrei ausführen können!

VI. Schmerzfrees Heben des Armes nach vorne:



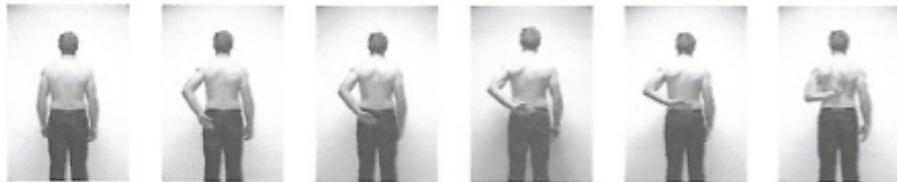
rechts: 0 - 30° 31 - 60° 61 - 90° 91 - 120° 121 - 150° >150°
links: 0 - 30° 31 - 60° 61 - 90° 91 - 120° 121 - 150° >150°

VII. Schmerzfrees seitliches Anheben des Armes:



rechts: 0 - 30° 31 - 60° 61 - 90° 91 - 120° 121 - 150° >150°
links: 0 - 30° 31 - 60° 61 - 90° 91 - 120° 121 - 150° >150°

VIII. Schmerzfrees Innendrehung hinter dem Körper:



rechts: keine möglich Taschenbeginn unter Gürtel Gürtel über Gürtel Schulterblätter
links: keine möglich Taschenbeginn unter Gürtel Gürtel über Gürtel Schulterblätter

IX. Schmerzfrees Außenrotation:



rechts:
links:

Keine der Bewegungen ist schmerzfrei möglich!

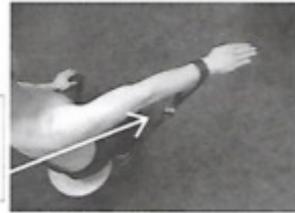
2295055817

X. Kraftmessung:

Zur Kraftmessung füllen Sie bitte eine Tasche mit Gewichten (z.B. 1 Liter Tetra-Pack Tüten, 1 Liter Plastikflaschen, 1 kg Zucker oder Mehl) und halten Sie diese in der unten abgebildeten Stellung für 5 Sekunden. Geben Sie dann an wie viel kg Sie halten können.



Arm im rechten Winkel vom Körper abspitzen und ihn leicht vor den Körper halten



rechts: Gewicht _____ kg

links: Gewicht _____ kg

7.4 MRT-Protokoll

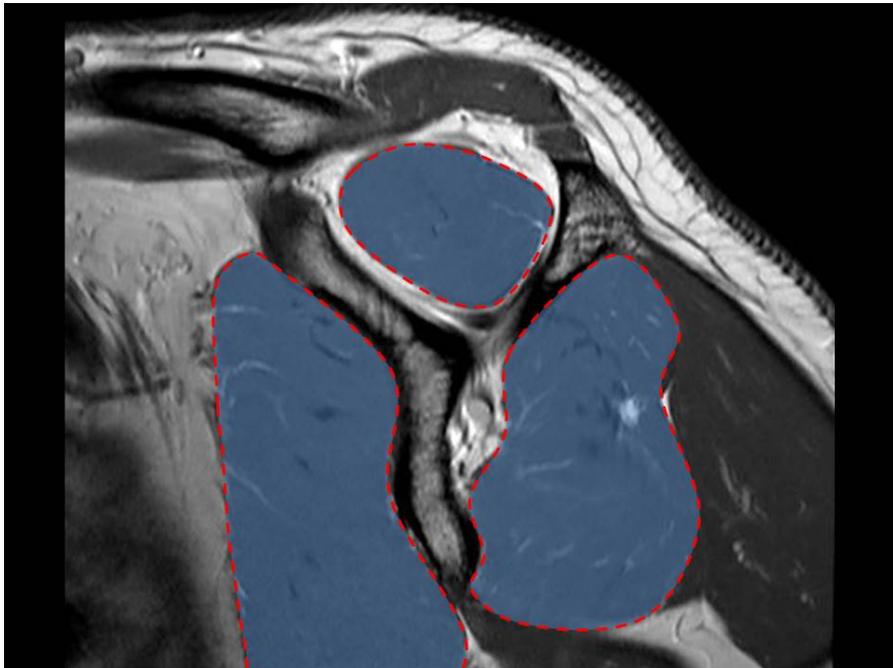
Protokoll MRT Early Onset Osteoarthritis v.1.1

Die Studie **-Klinische und röntgenmorphologische Eigenschaften der Patienten mit „Early Onset Osteoarthritis“ der Schulter-** geht der Frage nach, ob das Muskelvolumen der Rotatorenmanschettenmuskeln und die Lagebeziehung der Scapula zum Thorax in Zusammenhang mit der Entwicklung der frühzeitigen Omarthrose steht. Dazu muss das Muskelvolumen der gesamten Rotatorenmanschette anhand einer nativen MRT gemessen werden. Die Lagebeziehung der Scapula zum Thorax kann anhand der Referenzebene der MRT Tisches geschätzt werden.

Die MRT sollte daher den gesamten Muskel von Supra-, Infraspintatus, Subscapularis und Teres minor darstellen. Die Einzelbilder werden in der Folge manuell segmentiert und deren Volumina werden berechnet. Der Patient sollte gerade auf dem Untersuchungstisch liegen, da nur so der Lagewinkel der Scapula zur Referenzebene des Tisches eingeschätzt werden kann.

Gegenwärtig verfügen wir über eine Liste von 27 Patienten (26 Männer, 1 Frau) die die Kriterien einer „Early Onset Osteoarthritis“ erfüllen. 14 wurden bereits in unserem Hause operiert. Somit würden aus aktueller Perspektive maximal 27 native MRT in sagittaler und transversaler Ebene benötigt die die Rotatorenmanschette vollständig darstellen. Falls eine Schulter bereits operiert wurde und Metallartefakte störend wirken, so kann die kontralaterale Seite gemessen werden. Falls beide Schultern bereits operiert sind, kann die betroffene Seite gemessen werden. Die Artefakte durch einliegende Prothesen sind wahrscheinlich zu vernachlässigen, da die Muskelvolumina erst ab der Y-Ebene sagittal sinnvoll abgrenzbar sind. In diesem Bereich sollten Artefakte keine wesentliche mehr Störung mehr darstellen.

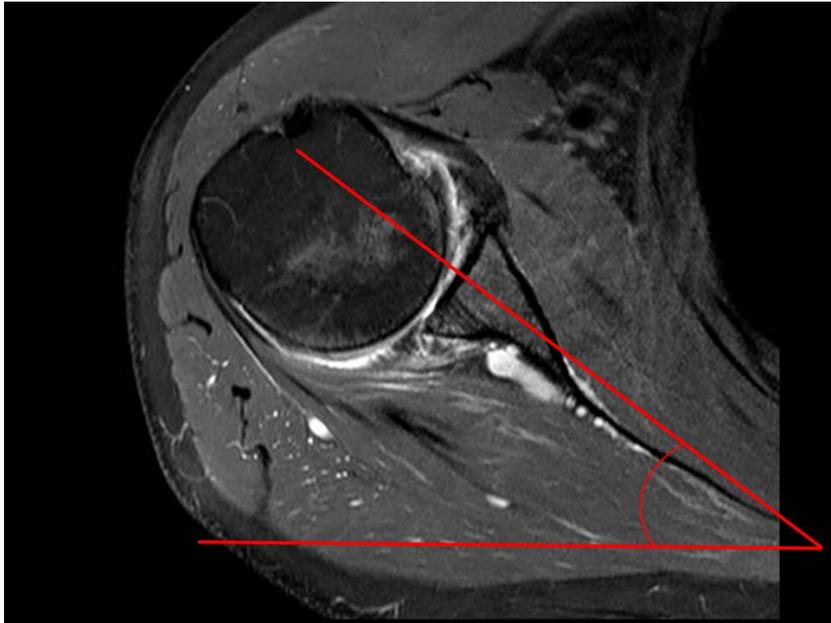
Abbildung 1: Beispielmessung der Muskelflächen sagittal



Protokoll MRT Early Onset Osteoarthritis v.1.1

Die sagittale und die transversale T1 gewichtete Ebene sind zur Messung ausreichend. Die Abbildung 1 zeigt die sagittale Ebene mit den eingezeichneten Muskelflächen, die der Volumenmessung zugeführt werden.

Abbildung 2: Beispielmessung des Winkels der Scapula (Friedman Linie zu Tischebene)



Die Tischebene dient als Referenz. Die Friedman Linie wird zur Ermittlung des Winkel zur Scapula verwendet. Dieser Winkel zeigt an, den Anstiegswinkel den die Scapula zur Tischebene hat und stellt so indirekt die Lagebeziehung zum Thorax her.

Telefonnummer für Rückfragen: Dr. Hudek intern 5045

Datum: 26.07.16

Dr. med. Robert Hudek (Studienleiter)

Prof. Dr. med. Frank Gohlke (Abteilungsleiter)

7.5 Liste der Berufsgruppen mit körperlicher Schwerarbeit

Fassung November 2019

<https://www.gesundheitskasse.at/cdscontent/load?contentid=10008.683460&version=1662704348>

<https://www.gesundheitskasse.at/cdscontent/load?contentid=10008.683461&version=1662704311>

I Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
BMI	Body Mass Index
EOA	Early Onset Arthrose
GHOA	<i>Glenohumeral Osteoarthritis</i> (Glenohumerale Arthrose)
ISP	Musculus infraspinatus
M	Musculus
OA	<i>Osteoarthritis</i> (Arthrose)
p	p-Wert zum Ausdruck des Signifikanzwertes
RM	Rotatorenmanschette
SAL	Shoulder Activity Level
SD	<i>standard deviation</i> (Standardabweichung)
SSC	Musculus subscapularis
SSP	Musculus supraspinatus
Tab	Tabelle
TM	Musculus teres minor

II Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1: Klassifizierung der Glenoidmorphologietypen der Omarthrose nach Walch et al. und modifiziert mit zusätzlichem B3 und D Typ nach Bercik et al. (Bercik et al., 2016; Walch et al., 1999), gezeichnet mit MediBang Paint Pro 3
- Abbildung 2: (links) Posteriore Humeruskopfsubluxation bei einem Patienten mit EOA. In Relation zur Glenoidmitte ist der Humeruskopf nach posterior versetzt (Gerade A schneidet das Glenoid im Lot in der Mitte, posteriorer Anteil des Humeruskopfes 3,08 cm, Durchmesser des Humeruskopfes 5,02 cm), (rechts) Glenoidretroversion von 30,55 Grad bei einem Patienten mit EOA aus der vorliegenden Studie (Winkel in weiß markiert). In Relation zum Lot der Scapularlinie ist das Glenoid nach dorsal ausgerichtet. (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale) 6
- Abbildung 3: Schultergelenk von posterior (links) und anterior mit umgebender Muskulatur (rechts). 1. Clavicula, 2. Scapula mit 3. Spina scapulae, 4. Processus coracoideus, 5. Akromion), 6. Humerus, 7. Akromioklavikulargelenk , 8. Glenohumeralgelenk, 9. Bursa, 10. Rotatorenmanschette (mit 11. M. supraspinatus, 12. M. subscapularis, 13. M. infraspinatus, 14. M. teresminor), 15. M. Biceps brachii (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Shoulder_joint_bf.svg#/media/File:Shoulder_joint_bf.svg, lizenziert unter <https://creativecommons.org/licenses/by-sa/3.0/deed.en>) 8
- Abbildung 4: Translationsbewegungen des Humeruskopfes in Relation zum Glenoid mit Änderungen der Kontaktstelle (Mit freundlicher Überlassung von Prof. Dr. med. Frank Gohlke, Klinik für Schulterchirurgie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale) 9
- Abbildung 5: Aufsicht von kranial auf eine coronare Schnittebene des glenohumeralen Gelenks bei abduziertem Arm auf Höhe des Mittelpunkts des Humeruskopfes: Anterior-posteriores Kräftepaar der Antagonisten SSC, der den Humerus innenrotiert, und ISP, der diesen außenrotiert; gezeichnet mit MediBang Paint Pro 11
- Abbildung 6: Aufsicht auf die Scapula von schräg sagittal. Schematischer Vergleich der Formveränderung der Muskelquerschnitte (SSP=M. supraspinatus, SSC= M. subscapularis, ISP+TM = M. infraspinatus und M. teres minor) bei unterschiedlichen Winkeln zwischen Coracoidbasis, Spina scapulae und Scapulakörper; gezeichnet mit MediBang Paint Pro 14
- Abbildung 7: Änderung der Kraftvektoren von M. pectoralis major (roter Pfeil) und M. teres major (blauer Pfeil) je nach Stellung der Scapula zum Thorax (Mit freundlicher Überlassung

von. Prof. Dr. med. Frank Gohlke, Klinik für Schulterchirurgie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale).....	15
Abbildung 8: Beispiel einer MRT-Aufnahme eines schultergesunden Studienteilnehmers in der Bildsequenz schräg sagittal (links mit Darstellung des „Y“ aus Coracoidbasis, Spina scapulae und Scapulakörper) bzw. axial (rechts mit Blick auf den glenohumeralen Gelenkspalt zwischen Humeruskopf und Glenoid)) (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)	21
Abbildung 9: Beispielfrage aus dem DASH-Fragebogen mit einer 5-stufigen Likert Skala (Zusammengefasster DASH- und Constantfragebogen validiert von PD Dr. Dirk Böhm) ...	24
Abbildung 10: Messung der Muskelflächen der RM in der schräg-sagittalen Bildersequenz anhand des ersten Bildes, bei dem Coracoidbasis und Scapulakörper ineinander übergehen, Fläche (Area) des SSP in grün umrandet: 5,1 cm ² , Fläche (Area) des ISP und TM in orange umrandet: 15,6 cm ² , Fläche (Area) des SSC in blau umrandet: 14,0 cm ² (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale).....	28
Abbildung 11: Messung der Winkel zwischen Coracoidbasis bzw. Spina scapulae und Scapulakörper (Winkel in schwarz eingezeichnet), „Y“ der Scapula sichtbar bestehend aus Scapulakörper, Coracoidbasis und Spina scapulae (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)	30
Abbildung 12: Messung des Winkels der Scapula (Linie von medialer Spitze der Scapula durch den Mittelpunkt des Glenoids) zur Frontalebene (parallel zur Tischebene) (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale).....	31
Abbildung 13: Messung der Glenoidretroversion (Glenoidretroversionswinkel=„Angle“) nach Friedman et al (Friedman et al., 1992) im Verhältnis zum Scapulakörper. Die Glenoidretroversion in diesem Fall betrug 7,08 Grad. (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)	32
Abbildung 14: Messung der Subluxation des Humeruskopfes nach Walch et al. in der axialen Bildsequenz der MRT. Der Subluxationsindex berechnet sich aus dem Anteil von D zu E (Walch et al., 1999). (Bildgebung durchgeführt durch die Klinik für Radiologie, Rhön Klinikum AG, Bad Neustadt an der Saale)	33
Abbildung 15: Poweranalyse für die Regressionsanalyse: Bei einer Gruppengröße von n=28 lag die Power bei >0,8.....	35
Abbildung 16: Streudiagramm der abhängigen Variable "Subluxation" mit annähernd konstanter Streuung der Residuen um die Gerade durch y=0.....	40

Abbildung 17: Histogramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Subluxation“ und einer annähernden Normalverteilung der Residuen	40
Abbildung 18: Streudiagramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Glenoidretroversion", das eine annehmbare Homoskedastizität zeigt, d.h. in etwa konstante Streuung der Residuen um die Gerade durch $y=0$	41
Abbildung 19: Histogramm der Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable "Glenoidretroversion" und einer annähernden Normalverteilung der Residuen.....	41
Abbildung 20: Vergleich der Größe der Winkel von Coracoidbasis und Scapula zwischen den Glenoidtypen A1, B1 und B2. Die Werte des Winkels bei Personen mit Glenoidtyp B1 zeigten signifikant niedrigere Werte als die von Personen mit Glenoidtyp B2. (° =Ausreißer, Wert beträgt mehr als das Dreifache des Interquartilabstands).....	53
Abbildung 21: Vergleich des transversalen Thoraxdurchmessers auf Mammillenhöhe (hier: Durchmesser Thorax Mammillenhöhe Breite) zwischen den Glenoidtypen A1, B1 und, B2. Die Werte des Thoraxdurchmessers bei Personen mit Glenoidtyp B1 zeigten signifikant niedrigere Werte als die von Personen mit Glenoidtyp B2.	54

III Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Messmethoden.....	19
Tabelle 2: Punkteverteilung der einzelnen Items bei Schmerzen, Alltagsaktivitäten und dem Bewegungsumfang im Fragebogen des Constant-Murley-Score (Fragebögen angepasst und validiert von Böhm et al. (Boehm et al., 2004)).....	25
Tabelle 3: Variablen der Gruppen, die in der logistischen Regressionsanalyse untersucht wurden	36
Tabelle 4: Eingeschlossene unabhängige Variablen der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Subluxation	38
Tabelle 5: Eingeschlossene unabhängige Variablen der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable Glenoidretroversion.....	39
Tabelle 6: Vergleich des Alters zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p=p-Wert im t-Test).....	43
Tabelle 7: Vergleich des Alters zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p=p-Wert im Exakten Test nach Fisher)	43
Tabelle 8: Übersicht der Vorerkrankungen in der ProbandInnen- und Kontrollgruppen (p-Wert im Exakten Test nach Fisher).....	43
Tabelle 9: Regelmäßige Medikamenteneinnahme im Vergleich zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p= p-Wert im exakten Test nach Fischer)	44
Tabelle 10: Vergleich der Mittelwerte der absoluten und relativen Muskelvolumina zwischen der ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p=p-Wert im t-test ¹ bzw. im Mann-Whitney U-Test ²)	45
Tabelle 11: Vergleich der Messungen der anthropometrischen Daten zwischen der ProbandInnen- und Kontrollgruppe. (p=p-Wert im t-Test ¹ bzw. Man-Whitney-U-Test ² , *: p≤0,05, **: p<0,001, SD=Standardabweichung).	46
Tabelle 12: Vergleich der Mittelwerte der Scapulawinkel, Glenoidretroversion und des Subluxationsindex zwischen ProbandInnen- und der Kontrollgruppe (*: p≤0,05, **: p<0,001, p=p-Wert im t-Test, ¹ Bei den Messungen der Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion und Subluxation wurde ein Proband aufgrund schlechter Bildqualität der axialen Bildserie ausgeschlossen)	46
Tabelle 13: Vergleich der beruflichen Tätigkeiten und Ausübung von Überkopfsportarten bzw. Kraftsport zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (*: p≤0,05, p=p-Wert im Exakten Text nach Fisher.).....	47

Tabelle 14: Vergleich der Anzahl, Dauer der Ausübung von Berufen unterschiedlichen Kalorienverbrauchs/Tag bzw. Dauer der Überkopfbelastung im Beruf zwischen ProbandInnen- und Kontrollgruppe (p=p-Wert im Mann-Whitney-U-test.).....	48
Tabelle 15: Logistisches Regressionsmodell mit der abhängigen Variable „EOA-Erkrankung“. Im Rückwärtsverfahren wurden die Variablen „Oberkörperlänge“ und „Körpergewicht“ in vorherigen Modellen ausgeschlossen. Das gesamte Modell ist mit $p < 0,001$ im Chi-Quadrat Test signifikant. (*: $p < 0,05$).....	49
Tabelle 16: Verteilung der Glenoidmorphologietypen der untersuchten Schultern in der Gruppe der ProbandInnen nach der Walch Klassifikation.....	50
Tabelle 17: Vergleich der absoluten Volumina bzw. Volumenverhältnisse der RM, Scapulawinkel und Messungen der anthropometrischen Daten zwischen konzentrischen (A-Typ Glenoide) und exzentrischen Glenoiden (B-Typ Glenoide) (p=p-Wert im Man-Whitney-U-Test).....	50
Tabelle 18: Vergleich der Muskelvolumina innerhalb der Gruppen der Glenoidtypen A1, B1, B2 (p=p-Wert im Kruskal-Wallis-Test, *: $p \leq 0,05$, ¹ Bei den Messungen der Winkel zur Tischebene, Glenoidretroversion und Subluxation wurde ein Proband aufgrund schlechter Bildqualität der axialen Bildserie ausgeschlossen)	51
Tabelle 19: Paarweise Vergleiche der Glenoidmorphologietypen und Winkel zwischen Coracoid und Scapula (p= korrigierter p-Wert im Post-hoc Test nach Dunn-Bonferroni-Test, *: signifikant $p \leq 0,05$)	53
Tabelle 20: Abschließendes Modell der linearen Regressionsanalyse zur Untersuchung des Zusammenhangs zwischen Subluxationsindex und Winkel zwischen Scapula/Spina scapulae, BMI, Über-Kopf-Belastung, Kraftsport sowie Überkopf-Sportarten. Das Modell war mit $p < 0,001$ signifikant. (* $p < 0,05$).....	54
Tabelle 21: Abschließendes Modell der linearen Regressionsanalyse mit der abhängigen Variable „Glenoidretroversion“ und der unabhängigen Variable „Winkel zwischen Coracoid/Spina scapulae“, „Gesamtvolumen“ und „Anterior-posteriorer Thoraxdurchmesser“. Das Modell war mit $p < 0,001$ signifikant. (* $p < 0,05$).....	56
Tabelle 22: Vergleich der Muskelvolumina der RM bei ProbandInnen- und Kontrollgruppe der vorliegenden Studie und anderweitigen Veröffentlichungen (* aus Volumenangaben der Studien berechnet).....	63
Tabelle 23: Vergleich der einzelnen Muskelverhältnisse der RM zum Gesamtvolumen bei ProbandInnen- und Kontrollgruppe der vorliegenden Studie und anderweitigen Veröffentlichungen.....	65

IV Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Frank Gohlke, der mir die Möglichkeit gegeben hat, diese Arbeit unter seiner Leitung durchzuführen und jederzeit für fachliche Fragen und Diskussionen zur Verfügung stand.

Herrn PD Dr. med. Robert Hudek danke ich besonders für die Themenfindung, seine hervorragende Betreuung und die vielen hilfreichen Ratschläge mit der der Abschluss dieser Arbeit ermöglicht wurde.

Besonderen Dank möchte ich Frau Prof. Dr. med. Sarah König aussprechen, die mich in der Strukturierung der Arbeit unterstützte und diese in kürzester Zeit Korrektur las, für ihre konstruktiven Anregungen und die wertvolle Kritik insbesondere im Prozess des Schreibens der Arbeit.

Für vielfältige Unterstützung bin ich besonders Herrn Dr. med. Prof. Maximilian Rudert, aus der Orthopädischen Klinik König-Ludwig-Haus in Würzburg verbunden. Bei Frau B. Sc. Joy Backhaus möchte ich mich für die unglaublich kompetente und wertvolle statistische Beratung bedanken.