

Aus dem Fachbereich Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

aus dem
Zentrum der Chirurgie
Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie
Direktor: Prof. Dr. med. Ingo Marzi

betreut am
SPORTHOLOGICUM, Zentrum für Sport- und Gelenkverletzungen,
Frankfurt am Main
Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas Stein

Propriozeptive Regenerationsfähigkeit der Schulter nach arthroskopischem Bankart-Repair

Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Medizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Klara Kloberdanz

aus Schlüchtern

Frankfurt am Main, 2021

Dekan: Prof. Dr. Stefan Zeuzem
Referent: Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas Stein
Korreferent: Prof. Dr. med. Mark Lehnert
Tag der mündlichen Prüfung: 14.03.2022

Für meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	- 4 -
1. Einleitung.....	- 9 -
1.1 Anatomie der Schulter.....	- 9 -
1.1.1 Aufbau der Gelenkkapsel.....	- 10 -
1.1.2 Stabilisatoren des Schultergelenkes.....	- 11 -
1.1.2.1 Dynamische Stabilisatoren.....	- 12 -
1.1.2.2 Statische Stabilisatoren.....	- 16 -
1.2 Propriozeption in der Gelenkkapsel.....	- 24 -
1.2.1 Grundlagen der Propriozeption.....	- 24 -
1.2.2 Propriozeptiver Feedbackmechanismus.....	- 27 -
1.2.3 Propriozeption im Schultergelenk.....	- 28 -
1.3 Schulterluxationen.....	- 30 -
1.3.1 Anteriore Schulterluxationen.....	- 33 -
1.3.2 Posteriore Schulterluxationen.....	- 36 -
1.4 Posttraumatische Schulterinstabilität.....	- 37 -
1.4.1 Definition.....	- 37 -
1.4.2 Pathologien.....	- 38 -
1.4.3 Veränderung der Propriozeption durch eine Schulterinstabilität....	- 40 -
1.4.3.1 Bankart-Läsion.....	- 41 -
1.4.4 Therapie.....	- 42 -
1.4.4.1 Konservative Therapie.....	- 43 -
1.4.4.2 Operative Therapie.....	- 44 -
1.4.4.3 Offen versus arthroskopisch.....	- 44 -
1.4.4.4 Bankart-Repair.....	- 45 -
1.4.5 Die Rolle der Propriozeption für die glenoidale Stabilität.....	- 45 -

1.5	Risikofaktoren für eine Rezidivinstabilität.....	- 46 -
1.6	Stand der aktuellen Literatur.....	- 47 -
2	Material und Methoden.....	- 49 -
2.1	Beschreibung der Studie.....	- 49 -
2.2	Material.....	- 50 -
2.2.1	Vicon Kameras	- 50 -
2.2.2	Cybox Gerät	- 51 -
2.3	Patientenkollektiv	- 51 -
2.3.1	Einschlusskriterien	- 52 -
2.3.2	Ausschlusskriterien.....	- 53 -
2.4	Methoden	- 54 -
2.4.1	Winkelreproduktionstests	- 54 -
2.4.2	Vicon-Untersuchung	- 55 -
2.4.3	Cybox-Untersuchung	- 56 -
2.5	Veränderung der Propriozeption der verletzten Schulter	- 58 -
2.6	Klinische Scores.....	- 58 -
2.7	Operationstechnik und Operationsablauf.....	- 59 -
2.8	Statistische Auswertungen	- 62 -
2.8.1	Bildung von Mittelwerten.....	- 63 -
2.8.2	Statistische Grundlagen.....	- 63 -
2.8.2.1	Prüfung der Voraussetzungen.....	- 63 -
2.8.3	Varianzanalyse.....	- 64 -
2.8.4	Wilcoxon matched-pairs-Test.....	- 66 -
2.8.5	Mann-Whitney-U-Test	- 68 -
3	Ergebnisse.....	- 70 -
3.1	Deskriptive Analyse des Patientenkollektivs.....	- 70 -

3.2	Deskriptive Analyse der Follow-Ups.....	- 71 -
3.2.1	Varianzanalyse der Propriozeption der verletzten Schultern.....	- 72 -
3.2.2	Zeitpunktvergleiche – Wilcoxon-matched-pairs-Test.....	- 73 -
3.2.2.1	FU0 versus FU1 - Propriozeption.....	- 73 -
3.2.2.2	FU0 versus FU2 - Propriozeption.....	- 75 -
3.2.2.3	FU0 versus FU3 - Propriozeption.....	- 77 -
3.2.2.4	FU1 versus FU2 Propriozeption	- 78 -
3.2.2.5	FU1 versus FU3 / FU2 versus FU3.....	- 79 -
3.3	Vergleich der gesunden und der verletzten Seite	- 80 -
3.3.1	Varianzanalyse.....	- 81 -
3.3.2	Mann-Whitney-Test.....	- 84 -
3.3.2.1	Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU0.....	- 84 -
3.3.2.2	Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU1.....	- 85 -
3.3.2.3	Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU2.....	- 85 -
3.3.2.4	Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU3.....	- 86 -
3.4	Subgruppenanalyse dominante versus nicht-dominante Schulter	- 86 -
3.4.1	Deskriptive Analyse	- 87 -
3.5	Methodenvergleich Vicon versus Cybex.....	- 88 -
3.5.1	Wilcoxon-matched-pairs-Test	- 88 -
3.6	Klinische Scores.....	- 89 -
3.6.1	Walch-Duplay-Score	- 89 -
3.6.2	Constant-Murley-Score.....	- 90 -
3.6.3	Rowe-Score.....	- 91 -
3.6.4	Bewertung Scores	- 93 -
3.7	Bewegungsausmaße der Außenrotationsbewegungen.....	- 93 -
3.7.1	Übersicht	- 93 -
3.7.2	Tiefe Außenrotation.....	- 94 -

3.7.3	Hohe Außenrotation	- 95 -
3.7.4	Zusammenfassung.....	- 96 -
3.8	Fallzahlberechnung.....	- 96 -
4	Diskussion.....	- 98 -
4.1	Propriozeptive Regeneration.....	- 98 -
4.1.1	Propriozeption und Rezeptorenverteilung.....	- 100 -
4.1.2	Einfluss dominante Seite und Geschlecht auf Propriozeption	- 102 -
4.1.3	Einfluss Rehabilitationsprogramm auf propriozeptives Defizit.....	- 103 -
4.2	Vergleiche von Studien	- 103 -
4.2.1	Allgemeiner Vergleich.....	- 103 -
4.2.2	Vergleich der Winkelabweichungen.....	- 106 -
4.2.3	Vergleich der Cybex-Messungen.....	- 107 -
4.2.4	Studiendesign	- 107 -
4.3	Klinische Schulterstabilität.....	- 108 -
4.4	Messmethode	- 109 -
4.4.1	Cybex Gerät	- 109 -
4.4.2	3D-Messmethoden der Propriozeption.....	- 110 -
4.5	Limitationen und Ausblick.....	- 111 -
4.6	Fazit.....	- 112 -
5	Zusammenfassung	- 114 -
5.1	Zusammenfassung deutsch.....	- 114 -
5.2	Zusammenfassung englisch.....	- 116 -
	Abkürzungsverzeichnis.....	- 118 -
	Literaturverzeichnis.....	- 120 -
	Tabellenverzeichnis	- 135 -
	Abbildungsverzeichnis.....	- 136 -

Anhang - 142 -

Danksagung..... - 155 -

Lebenslauf.....Fehler! Textmarke nicht definiert.

Schriftliche Erklärung..... - 156 -

1. Einleitung

1.1 Anatomie der Schulter

Die Schulter kann als das beweglichste Gelenk des Menschen bezeichnet werden. Dies hat sie ihrem anatomischen Aufbau zu verdanken. Die Agilität des Kugelgelenks wird durch die Inkongruenz der Gelenkpartner verstärkt, weshalb korrelativ eine gewisse Instabilität entsteht^{1,2}.

Dies bedeutet, dass ein Ungleichgewicht zwischen dem Caput humeri und der Cavitas glenoidalis der Scapula vorliegt. Es besteht ein Größenverhältnis von circa 4:1, denn auf den 24 cm² großen Humeruskopf trifft die 6 cm² kleine Gelenkpfanne^{3,4}. Hierbei artikuliert das knorpelüberzogene, halbkugelförmige Caput humeri, welches in der frontalen Ebene einen Radius von 2,5 cm aufweist, mit der birnenförmigen etwa 6 cm² großen Cavitas glenoidalis⁵.

Die alleinige knöcherner Gelenkpfanne ist sehr flach und bietet dem Humeruskopf wenig Widerlager⁶. Für eine Vergrößerung der Cavitas glenoidalis und zur Vertiefung liegt das Labrum als Gelenkklippe dem Glenoid ringförmig an. Durch diese funktionelle Zusammenarbeit entsteht so eine kommunizierende Gelenkpfanne⁶. Das Labrum besteht aus vielen kollagenen Fasern und wenigen knorpeligen Anteilen, welche hauptsächlich zirkulär angeordnet sind⁷. Nur wenige Fasern verlaufen radiär zur Verankerung des Labrums am Skapulahals⁵. Die Gelenkklippe bildet zusätzlich eine funktionelle Einheit mit der Gelenkkapsel und den glenohumeralen Bändern³.

Muskulär umrahmt wird das Schultergelenk von der Rotatorenmanschette. Ventral liegt der Musculus subscapularis, kranial und dorsal liegen die Musculi supra- und infraspinati und der Musculus teres minor.

Überdacht werden die knöchernen Strukturen des Schultergelenks von der Fornix humeri, bestehend aus Acromion, Processus coracoideus und Ligamentum coracoacromiale, welches den Humeruskopf vor Dislokationen in die kraniale Richtung schützt^{2,4}. Eine grobe Übersicht dieser topographischen Gegebenheiten ist in *Abbildung 1* (Seite 9) dargestellt.

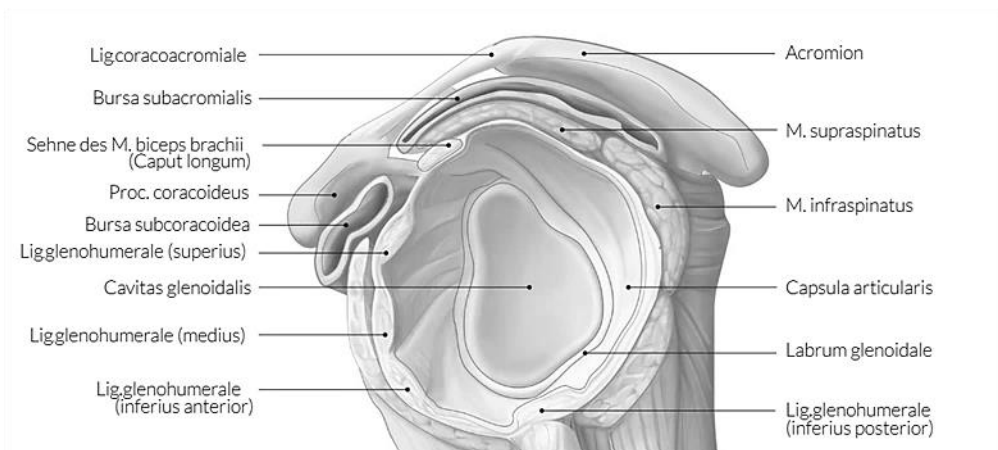


Abbildung 1: Anatomie linkes Schultergelenk, Ansicht von lateral auf das Glenoid und die umgebenden Strukturen (<https://amboss.miamed.de> MIAMED GmbH Berlin und Köln, Germany 06.03.2018)

Die Bewegungen, die durch diese komplexe Anatomie ermöglicht werden, sind die Ante- und Retroversion, die Innen- und Außenrotation, die Ab- und Adduktion sowie die Elevation. Diese ist definiert als eine Abduktion über 90° zur Vertikalen⁴. Diese drei rotatorischen Freiheitsgrade des Kugelgelenkes werden durch zwei translatorische Freiheitsgrade, je nach Verschieblichkeit des Caput humeri, ergänzt. Ein Grund für diese Bewegungsmöglichkeiten ist auch, dass neben dem Glenohumeralgelenk noch weitere benachbarte Gelenke existieren, wie das Akromio- und Sternoklavikulargelenk^{3,4}. Zusätzlich hat auch der Schultergürtel mit seinen skapulothorakalen Nebengelenken Einfluss auf die Bewegungen des Schultergelenkes. Besonders deutlich wird dies bei der Abduktionsbewegung. Hier erreicht nur das Glenohumeralgelenk einen Bewegungsspielraum von 120° , mit dem Schultergürtel werden insgesamt 180° erreicht⁴.

Abschließend kann man sagen, dass der große Bewegungsumfang des Schultergelenkes mit einer gewissen Instabilität einhergeht, sodass die stabilisierenden Strukturen mehr beansprucht werden, als bei anderen Gelenken².

1.1.1 Aufbau der Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel umgreift das knöcherne Gelenk, so bildet sie die Gelenkhöhle inklusive der synovialen Gelenksflüssigkeit, mit einem Volumen von ca. 20 cm^3 .

In mittlerer Gelenkstellung befindet sie sich in schlaffem Zustand, sodass sie dort keine stabilisierende Funktion ausüben kann⁴. Um stabilisierend zu wirken, muss

sich das Gelenk in Endpositionen befinden und dadurch die Kapsel in den gespannten Zustand kommen⁴.

Von der Kapsel umgriffen wird auch das Tuberculum supraglenoidale sowie die beiden oberen Anteile der Tubercula majora et minora. An der ventralen Seite besitzt die Gelenkkapsel eine Aussackung nach kaudal, welche in der Bursa subtendinea musculi subscapularis zu liegen kommt⁴.

Die Gelenkkapsel besteht aus zwei Anteilen, die Membrana synovialis, welche der Außenfläche des Labrums anliegt und eine zirkuläre Rinne bildet. Außerdem gibt es die Membrana fibrosa, der fibröse Anteil der Kapsel, welcher aus straffem Bindegewebe besteht und an den Insertionsstellen der Bänder fest mit dem Labrum verflochten ist⁴. Die Membrana fibrosa besteht aus straffem und kollagenem Bindegewebe und reicht zur Verankerung mit ihren Fasern bis ins Periost des Knochens³⁶.

Die Gelenkkapsel wird vor allem vom Lig. coracohumerale, aber auch den sehr variabel vorkommenden glenohumeralen Bändern verstärkt. Sie besitzt eine durchschnittliche Dicke von etwa einem Millimeter⁴. Am dünnsten ist die Gelenkkapsel auf ihrer dorsalen Seite. Die Sehnen der Rotatorenmanschette sind über tiefe Fasern fest mit der Kapsel verwachsen. Der Recessus axillaris geht in Muskelsehnen über, welche von innen mit der Membrana synovialis bedeckt sind. Besonders fest und fächerförmig verankert sind die Sehnen der Musculi supra- und infraspinatus⁵⁰. Hierdurch lässt sich die dynamische Teil-Funktion der Gelenkkapsel erklären.

Als einzige Ausnahme verläuft die Sehne des M. biceps brachii longus durch die Gelenkkapsel⁴.

1.1.2 Stabilisatoren des Schultergelenkes

Die mangelnde knöcherner Führung im Schultergelenk setzt voraus, dass andere Strukturen die Stabilisierung des Schultergelenkes bewerkstelligen müssen. Unterteilt werden diese in dynamische und statische Stabilisatoren^{3,2,4,1}. Die statischen Stabilisatoren sind durch den anatomischen Aufbau des glenohumeralen Gelenks vorhanden, die dynamischen Stabilisatoren hingegen sind die Wirkungen der Muskeln des Schultergürtels und der Rotatorenmanschette⁴.

Die große Bedeutung dieser Strukturen wird durch den Wegfall deren Funktionen bei Verletzungen sichtbar. Bei der Schulterinstabilität führt dies zum Beispiel zu einer enormen Einschränkung der Funktionalität des Gelenks³.

Individuelle Faktoren, welche die Stabilität des Schultergelenkes beeinflussen, sind beispielsweise der Winkel vom Humeruskopf zur Cavitas glenoidalis. Bei einer physiologischen 140° Neigung des Humeruskopfes gegen die Schaftachse und einer dorsalen Drehung von 40° zum distalen Humerusende, ist das Gelenk stabil^{8,9}. Bei Patienten mit rezidivierenden vorderen Schulterluxationen liegen demgegenüber oftmals verkleinerte Winkel vor³. Zusätzlich spielt die glenoidale Retroversion eine Rolle, zur Unterscheidung der Richtung der Instabilität. Im physiologischen Zustand beträgt die Retroversion 0°-40°. Bei Vorliegen einer ausgeprägten Anteversion ist dies ein Risikofaktor für eine vordere und bei vermehrter Retroversion für eine hintere Instabilität^{3,4}.

Interindividuelle Unterschiede existieren auch bei der Laxität im Schultergelenk. Diese ist definiert als das Ausmaß der glenohumeralen Translation beim entspannten Patienten durch Einwirkung von geringer Kraft⁴.

Viele Faktoren haben also einen kleineren oder größeren Einfluss auf die Stabilität des Schultergelenks. Im Zusammenspiel ist ihre Aufgabe, die anatomisch korrekte Artikulation zu sichern¹⁰⁻¹². Nachfolgend werden die verschiedenen Stabilisatoren detaillierter erläutert.

1.1.2.1 Dynamische Stabilisatoren

Das wichtigste Prinzip der dynamischen Stabilisation ist die **aktive Zentrierung des Humeruskopfes zum Glenoid**, sodass der Großteil der einwirkenden Kraft zentral durch die Mitte des Glenoids verläuft¹³. Wenn der Mechanismus der Zentrierung intakt ist, ist die Schulter ohne die Wirkung weiterer Stabilisatoren strapazierfähig. Sobald dieser Mechanismus jedoch gestört wird, kann eine Luxation erfolgen⁴.

Der zweite Mechanismus ist die **Konkavitätskompression**. Der Humeruskopf wird mit Druck in die vertiefte Gelenkpfanne gepresst und durch die konkave Form des Glenoids zentriert („cavity compression“)^{4,14,15}. Dafür erforderlich ist das Labrum, da dieses 50% der Kavität aufbaut^{1,3}, sodass es entscheidend zur Bildung einer

stabilisierenden Gelenkpfanne beiträgt¹⁶. Außerdem sorgt der Zug der Rotatorenmanschettenmuskulatur dafür, dass der Humeruskopf in Richtung der Gelenkpfanne gebracht wird. Veranschaulicht wird dieser Prozess im Glenoidogramm¹⁷. Hier wird der Zusammenhang zwischen der lateralen Verschiebung des Humeruskopfes und der Translation in der Ebene des Glenoids verbildlicht. Der Punkt mit der größten Translationsbewegung und der dazugehörigen Lateralverschiebung beschreibt die effektive Tiefe der Konkavität, in der *Abbildung 2* erkennbar.

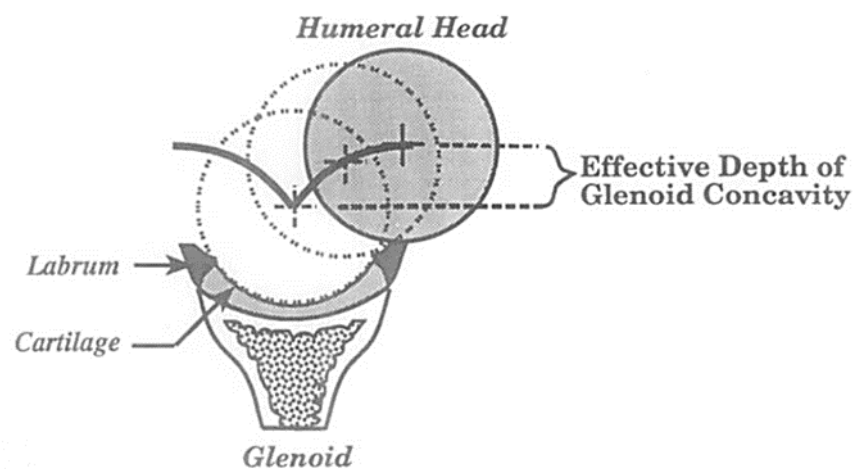


Abbildung 2: Prinzip der Konkavitätskompression. Dargestellt wird die effektive Tiefe der Konkavität (Lippitt et al¹⁷)

Die Tiefe der Gelenkpfanne beträgt in der superioren-inferioren Richtung durchschnittlich 9mm sowie 5mm in anterior-posteriorer Richtung¹⁸. Bedeutend ist die Konkavitätskompression als stabilisierender Prozess vor allem im mittleren Bereich der Schulterbewegungen¹⁴.

Der Humeruskopf hat dadurch in der Gelenkpfanne die Möglichkeit, sich um 8mm nach vorne und hinten sowie 11mm nach unten und oben zu verschieben^{11,16}.

Bei einer Ablösung des Labrums wird die Konkavitätskompressionskraft um 50% reduziert¹, da ein Großteil der Kavität verloren geht.

Die **muskuläre Balance** ist für die optimale Positionierung der Scapula verantwortlich⁶. Die Muskeln, die essentiell an der Positionseinstellung der Scapula mitwirken, sind die Pars acromialis et clavicularis des M. deltoideus sowie die Pars descendens des M. trapezius, der M. supraspinatus und die Pars convergens des M.

serratus anterior¹⁹. Als Voraussetzung für eine adäquate Grundposition der Scapula dient laut Jaggi et al. eine gute Körperhaltung²⁰.

Die optimale Stellung der Gelenkpfanne durch die Adjustierung der Scapula ist essentiell, um den Humeruskopf im Glenoid zu stabilisieren¹. In Ruhestellung der Schulter reicht der Tonus der ansetzenden Muskeln aus, um den Humeruskopf in die Gelenkpfanne stabilisiert zu halten²¹. Bei stärkeren Krafteinwirkungen oder Kräften in eine Richtung, wie die kraniale Translation, wird mehr Muskelanspannung benötigt, um den Humeruskopf zu stabilisieren sowie vor Verschiebungen oder einer Luxation zu bewahren²².

Ein Risiko für eine Schulterluxation stellt die Einwirkung von Scherkräften, parallel zur Pfannenebene auftretend, dar. Die Scherkraft, die im Verhältnis zur zentrierenden Kraft erreicht werden kann, sodass trotzdem das Gelenk stabil gehalten wird, wird in Form einer Prozentzahl als **Stabilitätsindex** berechnet¹⁷.

$$\text{Stabilitätsindex} = \frac{\text{Scherkraft}}{\text{zentrierende Kraft}} \times 100$$

Die birnenartige Form der Gelenkpfanne ist die Ursache dafür, dass der Stabilitätsindex in den verschiedenen Richtungen unterschiedlich groß ist. So sind auch die zwei Hauptluxationsrichtungen nach anterior und posterior erklärbar, da dort der Stabilitätsindex mit 34% am niedrigsten ist^{17,16}. Am stabilsten, also mit dem höchsten Stabilitätsindex (64%), wie in der *Abbildung 3* ersichtlich, ist die superiore und inferiore Richtung ausgestattet. Das Labrum hat einen Anteil von mindestens 20% an dem Stabilitätsindex, bei jungen Patienten ist der Prozentsatz auch noch höher¹⁶.

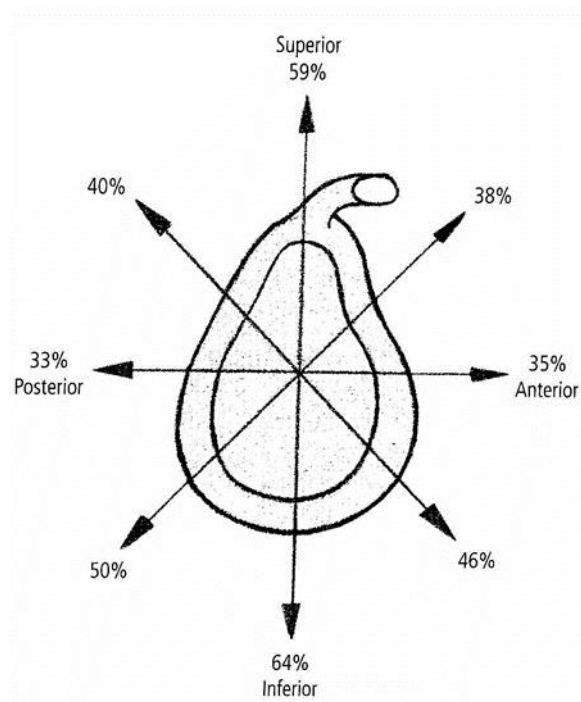


Abbildung 3: Mittlere Stabilitätsindizes von zehn Schultergelenken mit intaktem Labrum, gemessen mit einer zentrierenden Kraft von 50 N (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl.; Urban Fischer Verlag, Kap 2.2, Seite 23)⁴

Zu den dynamischen Stabilisatoren wird auch der **Vakuumeffekt** gezählt, obwohl ihm nur wenig stabilisierende Wirkung zugeschrieben werden kann²³. Der Vakuumeffekt ist ein geringer negativer Druck, der im Schultergelenk vorherrscht. Er wandelt sich zu einem Unterdruck um, wenn eine Krafteinwirkung den Zusammenhalt von Humerus und Glenoid stört. Liegt eine Bankartläsion vor, geht dieser Unterdruck durch den Defekt des „abdichtenden“ Labrums verloren, mit dem Resultat einer Schulterinstabilität²³.

Auch physikalische Effekte wirken an den Gelenkflächen. Zwischen den knöchernen Gelenkpartnern und der Synovialflüssigkeit besteht eine **Adhäsion**, welche durch die große **Kohäsion** der Synovialis zustande kommt⁴. Es wird also eine Anhaftung erzeugt, aber gleichzeitig auch eine gewisse Verschieblichkeit ermöglicht. Es ist jedoch fraglich, wie groß der stabilisierende Einfluss dieser Vorgänge ist⁴.

1.1.2.2 Statische Stabilisatoren

Als Grundlage für die glenohumerale statische Stabilität sind die knöchernen Gebilde zu sehen^{3,1}. Des Weiteren gehören das Labrum, die Gelenkkapsel und die glenohumeralen Bänder dazu.

Das Labrum glenoidale

Die Aufgaben des Labrums sind sehr vielfältig. Die Hauptaufgabe stellt die Vergrößerung der Kontaktfläche zum Humerus dar. Zusätzlich ist es an der Konkavitätskompression beteiligt und dient der Vertiefung der Gelenkpfanne zur optimierten Zentrierung des Humeruskopfes^{1,3}.

Die dadurch entstehende Vergrößerung des Glenoids in die Tiefe beträgt durchschnittlich 9mm in supero-inferiore und 5mm in antero-posteriore Richtung²⁴.

Im Komplex mit der Gelenkkapsel und den glenohumeralen Bändern ist das Labrum für die Stabilität bei endgradigen Bewegungsabläufen verantwortlich („Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex“)^{1,3,17,24}. Die Relevanz der Gelenkklippe wird besonders deutlich, wenn die Labrumfunktion nicht intakt ist und ihre bis zu 50% stabilisierend-wirkende Vertiefung fehlt²⁴.

Ferner dient das Labrum als Abpolsterung zwischen dem Glenoid und der umliegenden Gelenkkapsel sowie den glenohumeralen Bändern^{25,26}. Auch die Funktion als Insertionsareal für eine Vielzahl der gelenkumgreifenden Bänder und der Gelenkkapsel ist nicht zu vernachlässigen²⁷⁻²⁹.

Das Labrum besteht hauptsächlich aus dicht gepackten kollagenen Fasern, die zum Großteil zirkulär um den Skapulahals angelagert sind. Ein geringer Anteil der Fasern verläuft radiär zur Fixation^{3,4}. Im Querschnitt stellt sich das Labrum keilförmig und ungefähr 4 mm breit und dick dar. Die Faserbündel verlaufen konzentrisch um die Gelenkpfanne, wobei der vordere obere Quadrant ausgespart wird und das Labrum unterschiedlich fest mit dem Glenoid verwachsen ist^{30,4}. Genau genommen ist das Labrum direkt am Skapulahals befestigt und nicht am Glenoid, da ein schmaler Spalt zum hyalinen Gelenkknorpel des Glenoids besteht⁴.

Im inferioren Glenoidabschnitt ist es besonders stark verankert, wohingegen es sich im superioren und anterioren Bereich als deutlich mobiler darstellt und nur schwer von dem Labrum-Bizepssehnenkomplex (LBS) und den glenohumeralen Bändern

abzugrenzen ist²⁴. In diesem Bereich liegt es im Querschnitt annähernd in einer rundlichen Form vor³¹.

Am superioren Oberrand des Labrums inseriert die lange Bizepssehne und anterosuperior der vordere Zügel des Ligamentums glenohumerale inferius (IGHL). An diesen Stellen kann bei einem Großteil der Bevölkerung nicht mehr zwischen der Herkunft der Bindegewebsanteile unterschieden werden, sodass man von einem Labrum-IGHL-Komplex sprechen kann²⁴.

Zusätzlich inseriert im kräftig ausgebildeten unteren Segment des Labrums der mittlere Zügel des IGHL. Der hintere Anteil des IGHL ist im posterioren Labrumbereich verankert. An dieser Stelle ist das Labrum häufig am schwächsten ausgebildet, sodass die dorsale Kapsel und die Gelenkfasern mehr in die knöchernen Anteile des Glenoids als in das Labrum inserieren²⁴.

Aufgrund verschiedener Normvarianten des Labrums sowie dessen Insertionsstellen, ist die gerade beschriebene Form zwar die häufigste, aber abweichende Befunde sind nicht zwingend als pathologisch anzusehen³².

Morphologisch besitzt die Gelenkklippe kein einheitliches Gewebe, sondern kann laut Barthel et al. in drei Zonen gegliedert werden²⁴. Diese Aufgliederung ist im histologischen Bild in *Abbildung 4* anhand der unterschiedlichen Verläufe der Faserzüge gut erkennbar.

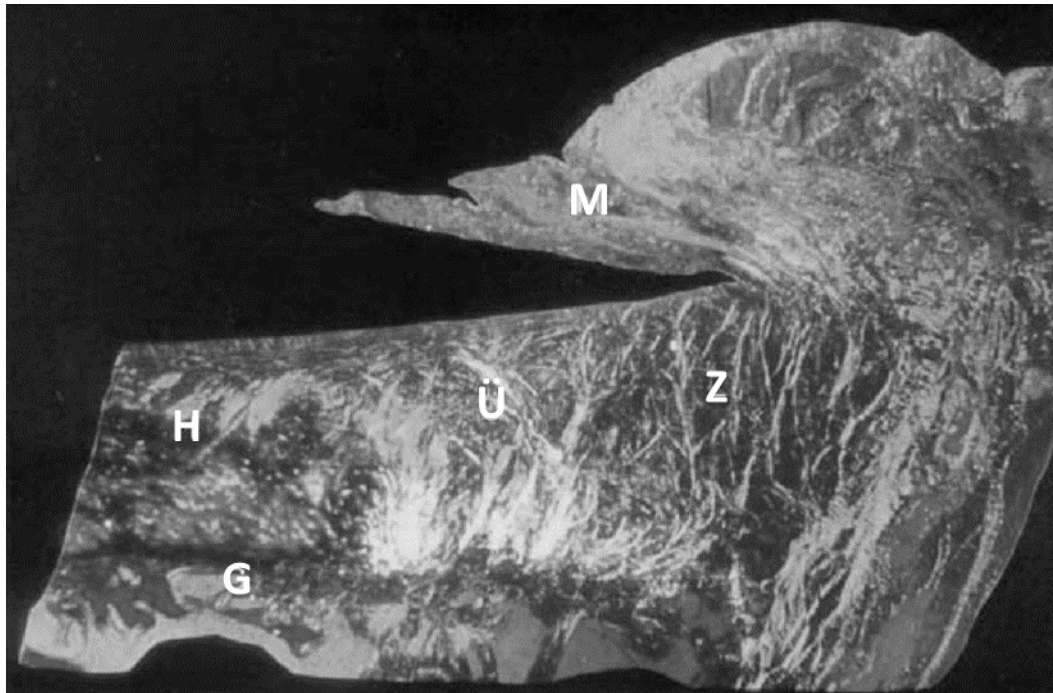


Abbildung 4: Aufbau des Labrum glenoidale, die Faserzüge wurden mit der Richardson-Färbung sichtbar gemacht. Die verschiedenen Zonen sind mit Buchstaben versehen: G-Glenoid, H-hyaliner Knorpel, Ü-Übergangszone, Z-zirkuläre Faserbündel, M-meniskoide Falte (Barthel, T.; König, U.; et al. (2003): Die Anatomie des Labrum glenoidale. In: Der Orthopäde 32 (7), S. 578-585)

Die Zone 1 wird auch Übergangs- oder Verankerungszone genannt und stellt die Verbindung zwischen dem hyalinen Knorpel von der Gelenkfläche des Glenoids und des Labrums dar (ist in der Abbildung mit Ü gekennzeichnet). Die Fasern sind scherengitterartig angeordnet, sie verlaufen von der Verkalkungszone zwischen Knorpel und Knochen der Gelenkpfanne in die tangential aufgereihten Fasern des hyalinen Knorpels und von dort bis in die peripherer gelegene Zone 2 der Gelenkklippe. Am stärksten ausgeprägt ist die Verankerungszone im anterioren und inferioren Bereich, mit bis zu 3mm Breite. Posterior liegt sie deutlich schmaler vor und superior ist diese Labrumschicht nicht ausgebildet. Somit verbindet diese Zone das Glenoid und das Labrum und stellt einen fließenden Übergang zum hyalinen Knorpel dar.

Die deutlich größere Zone 2 (als Z gekennzeichnet in der Abbildung) überragt die Gelenkfläche sowie die Übergangszone und erzeugt so die vertiefende Komponente des Labrums. Histologisch gesehen, besteht sie aus zirkulär angeordneten Kollagenfaserbündeln und bildet so den Hauptanteil des Labrums. Nach zentral besteht eine Verankerung durch Sharpey-Fasern bis in den subchondralen Knochen des Glenoids, sodass eine Verbindung zur Zone 1 besteht. Vor allem postero-

superior können die zirkulär verlaufenden Kollagenfasern schwer detektiert werden, da in diesem Segment eine Vielzahl von Bändern in das Labrum einstrahlen und es dadurch ersetzen.

Die variabel vorkommende meniskoide Falte wird als die 3. Zone des Labrums beschrieben und wird in der Abbildung mit M gekennzeichnet. Sie tritt vor allem superior und anterior auf und kann sich bis zu 5mm über die hyaline Gelenkfläche legen. Die meniskoide Falte ist über Kollagenfasern zwischen Zone 1 und 2 am Labrum verankert und wird durch eine synoviale Deckschicht charakterisiert, welche auf einem breiteren, gefäßdurchzogenen, lockeren Bindegewebe aufsitzt²⁴. Zusammenfassend kann man sagen, dass in den verschiedenen Arealen des Labrums ein unterschiedlicher morphologischer und makroskopischer Aufbau vorliegt^{31,33,34}.

Diese Struktur weist auf eine weitere Funktion des Labrums hin, den Gelenkknorpel als Widerlager vor Querdrehungen zu schützen, welche durch hohe Gelenkdrücke zustande kommen²¹.

Durch die räumliche Nähe zur Gelenkkapsel wurde versucht, eine Verbindung zwischen dem Labrum und der Gelenkkapsel zu finden. Embryologisch stellt sich das Labrum als eine Fortsetzung der Gelenkkapsel dar³⁵. Laut einer Studie von Moseley und Övergaard ist das Labrum als eine Verstärkungsfalte der Kapsel definiert⁷. Über eine sogenannte „transition zone“ besteht eine Verbindung zwischen den beiden Strukturen. Diese Zone befindet sich zwischen zirkulär-verlaufenden Fasern und hyalinem Knorpel und dient dem Labrum als Insertionsareal²⁴.

Die arterielle Versorgung des Labrums wird durch die Arteria suprascapularis, die A. circumflexa scapulae und die A. circumflexa humeri posterior gewährleistet³⁶. Durch die periostalen und kapsulären Gefäße wird das Labrum von der Peripherie her versorgt, sodass die superioren und anterosuperioren Bereiche weniger vaskularisiert sind, als die posterioren und inferioren Abschnitte³¹.

Die Gelenkkapsel

Die Gelenkkapsel als statischer Stabilisator greift erst im Extrembereich von Schulterbewegungen ein. In Neutralstellung umschließt die Kapsel in schlaffem Zustand den Humeruskopf, bei Bewegungen jedoch, wird sie spiralförmig um den

Humeruskopf gewunden. Hierbei verändern sich die Spannungszustände im Bindegewebe und es kommt zu einer Straffung der Gelenkkapsel⁴. Infolgedessen können die extremen Endbereiche der Schulterbewegungen effektiv begrenzt werden^{37,4}. Verstärkt wird die Gelenkkapsel aus Anteilen der glenohumeralen Bänder, dem Lig. coracohumerale sowie der langen Bizeps- und Trizepssehne, welche in die Kapsel einstrahlen^{2,37}. Aufgrund dieser anatomischen Situation wird der „Gelenkkapsel-Komplex“ auch periartikuläres Fasersystem (PAFS) genannt, dargestellt ist dieser in der *Abbildung 5*. Die verstärkte Kapsel stabilisiert das Schultergelenk vor allem in den Endstellungen der Außenrotation und Abduktion. Aber auch der kaudale Kapselabschnitt, welcher bei der Elevation angespannt wird, kann ohne Hilfsstrukturen bei der Abduktion von unten stabilisieren^{38,39}.

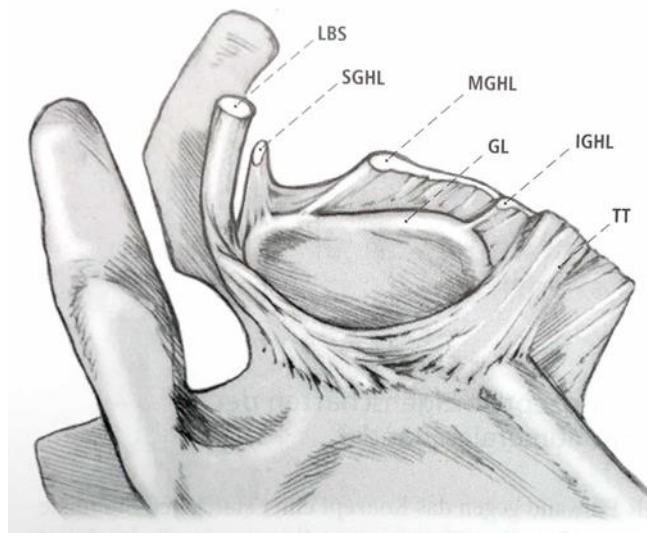


Abbildung 5: Übersicht des PAFS, Blick von dorsal in die rechte Gelenkpfanne, Die lange Bizeps- und Trizepssehne, die glenohumeralen Bänder und das Labrum bilden einen Faserkorb, der vom Skapulalahals ausgeht und den Humeruskopf umfängt und abstützt. LBS: lange Bizepssehne, GL: Labrum TT: lange Trizepssehne; SGHL, MGHL, IGHL: glenohumeralen Bänder. (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl.; Urban Fischer Verlag, Kap. 2.2, S. 25)⁴

Durch die Verbindung zu den Ansätzen der Rotatorenmanschette existiert die Möglichkeit, dass die Kapsel sich auch dynamisch anspannen und dadurch beschränkend wirken kann, weshalb sie genau genommen nicht nur ein statischer Stabilisator ist.

Wenn in bestimmten Gelenkpositionen die dynamischen Stabilisatoren ausgeschaltet werden, droht eine Luxation des Humeruskopfes.

Auch bei der Gelenkkapsel werden verschiedene Normvarianten beschrieben, laut Palma et al. existieren 6 verschiedene Typen, abhängig von dem Vorhandensein von Recessus und der Anordnung der glenohumeralen Bänder²⁴.

Die glenohumeralen Bänder

Die glenohumeralen Bänder, welche am Labrum glenoidale inserieren und die Gelenkkapsel verstärken, können je nach ihrer Lage in das superiore (SGHL), das mittlere (MGHL) und das inferiore (IGHL) glenohumerale Ligament eingeteilt werden⁴. Eine Übersicht der räumlichen Anordnung der glenohumeralen Bänder gibt die *Abbildung 6*.

Das **superiore glenohumerale Ligament (SGHL)** verläuft an der Innenseite der Gelenkkapsel vom Tuberculum supraglenoidale und dem Oberrand der Gelenkpfanne zum Tuberculum minus und bildet zusammen mit dem Lig. coracohumerale die Rotatorenintervallschlinge. Eine Verletzung des SGHL gilt als Risikofaktor für eine inferiore Instabilität der Schulter³.

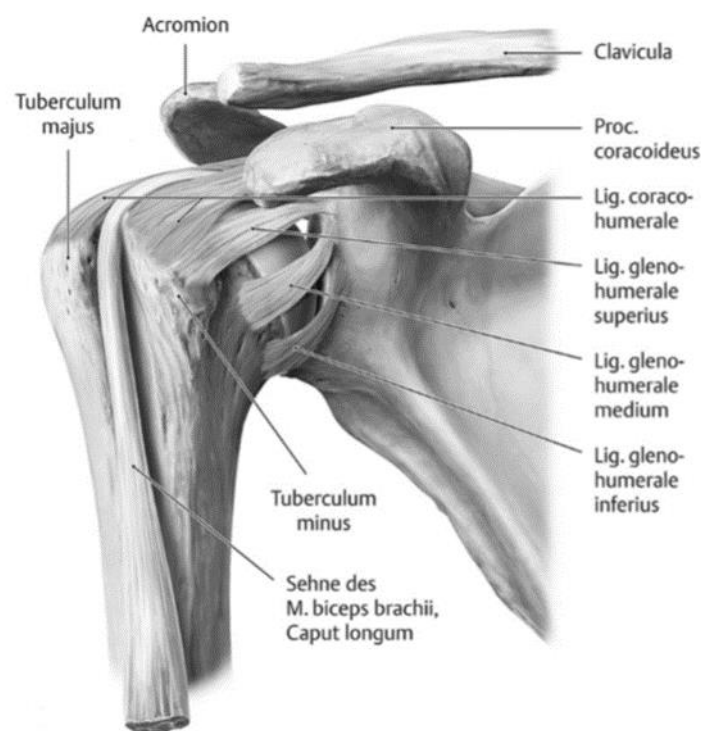


Abbildung 6: Übersicht der glenohumeralen Bänder. Ansicht von ventral auf die kapselverstärkenden glenohumeralen Bänder in ihrem physiologischen Verlauf am Schultergelenk (Schünke, Michael; Schulte, Erik; et al. (2011): *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem*. 182 Tabellen. 3., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme Kap. 1.14, S. 264)

Weiter kaudal, parallel zum SGHL aber in fast rechtem Winkel zur Ansatzsehne des M. subscapularis, orientiert sich das **mittlere glenohumerale Ligament (MGHL)** auch vom Tuberculum supraglenoidale zum Collum anatomicum des Humerus. Es sorgt dadurch vor allem für Stabilität bei der mittleren Abduktionsstellung und Außenrotation und begrenzt die vordere Translation des Humeruskopfes⁴⁰. Das mittlere glenohumerale Ligament ist bei Patienten mit einer vorderen Schulterinstabilität häufig nicht existent³.

Als Stabilisator der Abduktion und Rotation wirkt das **inferiore glenohumerale Ligament (IGHL)**, welches vom kaudalen Gelenkpfannenrand zum medialen Hals des Humerus verläuft. Es kann in drei Anteile differenziert werden: einen anterioren und posterioren Anteil sowie den dazwischen gelegenen Recessus axillaris^{2,41}.

Der **vordere Zügel des IGHL** ist besonders kräftig ausgebildet und bei 90° Abduktion der primäre Stabilisator gegen eine ventrale Instabilität.

Der **hintere Zügel des IGHL** stabilisiert bei kombinierten Adduktions- und Innenrotationsbewegungen.

Zusammen begrenzen die Anteile des IGHL die inferiore Translation des Humeruskopfes, wobei sich bei diesem Vorgang das gesamte IGHL zu einer Art Hängematte entfaltet^{26,17,42,36}. Das Caput humeri wird aus der Gelenkpfanne in die Kapsel und das IGHL (die „Hängematte“) gedrückt^{43,39}.

Je weniger das glenohumerale Gelenk sich in Abduktionsstellung befindet, desto mehr verliert das IGHL an Bedeutung, das MGHL hingegen gewinnt an Relevanz^{44,38,45}.

Generell besteht die Funktion der glenohumeralen Bänder jedoch in ihrer Zügelwirkung, die die Translation und Rotation des Humeruskopfes im Vergleich zum Glenoid begrenzt¹. Deswegen sind sie die bedeutendsten Stabilisatoren des Schultergelenks in endgradigen Bewegungsabläufen^{46,10,15}.

Die glenohumeralen Bänder weisen eine große Variabilität in ihrem Vorkommen auf, grob werden die Varianten in vier Typen nach Morgan eingeteilt⁴⁷. Diese sind in der *Abbildung 7* dargestellt.

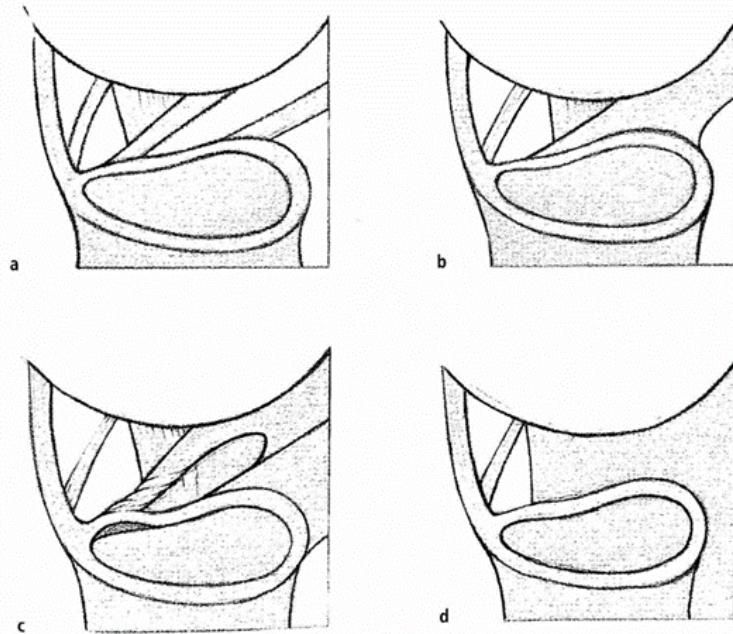


Abbildung 7: Schema der verschiedenen Vorkommenstypen glenohumeralen Bänder, a = Typ I bis d = Typ IV (Morgan, C. (1991): *Anatomical variations of the glenohumeral ligaments. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; Anaheim, California*)

Bei Typ I sind drei glenohumerale Bänder abgrenzbar, die jeweils durch einen Recessus in der Gelenkkapsel voneinander getrennt werden. Bei Typ II verlaufen IGHL und MGHL zusammen ohne trennenden Recessus. Unterschieden werden kann der Typ III durch ein „cord-like“ MGHL, also ein besonders kräftiges Band. Bei Typ IV lassen sich keinerlei Bänder mehr von der Kapsel unterscheiden. Diese Form wurde gehäuft bei instabilen Schultern beobachtet. Sie wird als Risikofaktor für eine vordere Instabilität beschrieben^{43,4}. Das bei Typ III vorliegende verdickte MGHL scheint demgegenüber als protektiv zu wirken⁴⁸.

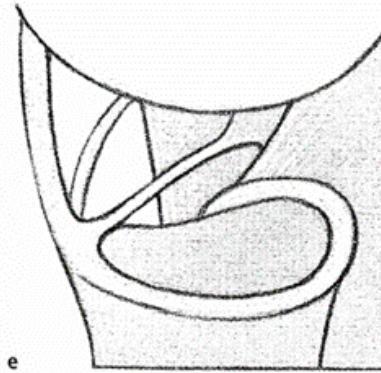


Abbildung 8: Schema der verschiedenen Vorkommenstypen glenohumeralen Bänder – Teil 2, e = Buford-Komplex (Morgan, C. (1991): *Anatomical variations of the glenohumeral ligaments. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; Anaheim; California*)

Der in *Abbildung 8* dargestellte **Buford-Komplex** ähnelt dem Typ III in der Unterteilung von Morgan durch das Vorliegen eines verdickten MGHL. Die Besonderheit des Buford-Komplexes besteht in dem „Fehlen“ des antero-superiorem Labrumquadranten. Das übrige Labrum ist physiologisch vorhanden. Laut Williams et al. kann diese seltene Variante der glenohumeralen Bänder irrtümlich als Pathologie interpretiert werden⁴⁹. Falls das MGHL in der Folge am Glenoid fixiert wird, leidet der Patient postoperativ oftmals unter einer schmerzhaften Bewegungseinschränkung⁴⁹.

Ein wichtiger statischer Stabilisator ist das **Ligamentum coracohumerale**, welches vom Processus coracoideus nach lateral in die Gelenkkapsel verläuft und dabei zwei Stränge zu den Tubercula majora et minora bildet. Zwischen diesen zwei Zügeln verläuft die lange Bizepssehne, welche durch die Bandanteile geführt und gesichert wird^{3,36}.

1.2 Propriozeption in der Gelenkkapsel

1.2.1 Grundlagen der Propriozeption

Der propriozeptiven Wahrnehmung werden verschiedene Komponenten zugeordnet: der Lagesinn, der Bewegungssinn (Kinästhesie) und der Kraftsinn⁵¹.

Der Bewegungssinn ist für die Registrierung der Richtung und Geschwindigkeit einer Positionsänderung zuständig. Dabei ist festzustellen, dass an proximalen Gelenken viel kleinere Winkel registriert werden können als an distalen Gelenken.

Diese Tatsache hängt damit zusammen, dass kleine Winkelveränderungen in den proximalen Gelenken eine größere Veränderung bewirken⁵².

Der Lage- oder auch Stellungssinn genannt, ist für die Registrierung der statischen Gelenkposition zuständig, hierbei erfolgt nur eine geringe Adaptierung der Rezeptoren.

Der Kraftsinn ist für die Messung der eingesetzten Kraft verantwortlich, sodass die Kraftentfaltung der Muskulatur angepasst werden kann⁵².

Die Mechanorezeptoren, welche der Wahrnehmung von Druck, Berührung, Dehnung und Vibration dienen, liegen zumeist in der Haut vor. Die Propriozeptoren dienen der Tiefensensorik und der Detektion von Veränderungen der Gelenkposition und Bewegungen durch wahrgenommene Längen- und Spannungsänderungen der Gelenkkapsel^{36,53}. Die Propriozeptoren können als Mechanorezeptoren des Bewegungsapparats definiert werden. Spezifische Rezeptoren hierbei sind die Golgi-ähnlichen Endigungen, neben diesen finden sich auch Ruffini- und Pacini-Körperchen, sowie freie Nervenendigungen in der Gelenkkapseln und den umgebenden Bändern, was eine Besonderheit von Gelenken darstellt⁵³.

Die verschiedenen Untertypen der Propriozeptoren unterscheiden sich in ihrer Funktionsweise (siehe *Tabelle 1*). Es können langsam- (slow-) und schnell- (rapid-) reagierende (adapting) Rezeptoren unterschieden werden.

Hieraus ergeben sich Unterschiede in den wahrzunehmenden Qualitäten, wie Kompression, Druck oder Zugkraft.

Beispielsweise kann die Dauer einer Druckbelastung von schnell-adaptierenden Rezeptoren über die Messung des Anfangs- und Endzeitpunktes detektiert werden. Die langsam-adaptierenden Rezeptoren hingegen sind die gesamte Zeitspanne der Kompression aktiviert und können so die Intensität, also die Stärke der Krafteinwirkung messen⁵⁴.

Tabelle 1: Klassifikation artikulärer Rezeptortypen nach Freeman und Wyke unter der Berücksichtigung der Klassifizierung afferenter Nerven^{51,55} (Gohlke F, Janßen E, Leidel J, Heppelmann B, Eulert J. Histomorphologische Befunde zur Propriozeption am Schultergelenk. Orthopade. 1998)

Rezeptortyp	I	II	III	IV
Bezeichnung	Ruffini-Körperchen	Pacini-Körperchen	Golgi-ähnliche Endigung	Freie Nervenfasere ndigung
Morphologie	Globuläre oder ovoide Form, feine, 1 bis 2-schichtige Kapsel, Vorkommen in Gruppen von 3 -6 Körperchen	Zylindrisch oder konische Form. Dicke, 10-16 schichtige, lamelläre Kapsel, Vorkommen in Gruppen von 2-3 Körperchen	Fusiform, dünne, 1 bis 3-schichtige Kapsel, dichte Aufzweigung von Nervterminalen	Unmyelinisierte Nervenfasere ndigung oder unmyelinisierter Plexus
Funktion	Afferenter Mechanorezeptor, niedrige Schwelle, langsam adaptierend; auf statische und dynamische Kräfte reagierend	Afferenter Mechanorezeptor, niedrige Schwelle, schnell adaptierend; auf Beschleunigung reagierend	Afferenter Mechanorezeptor, hohe Schwelle, sehr langsam adaptierend; inhibitorische Reaktion	Afferenter Nozizeptor oder vasomotorische Efferenz, nicht adaptierend
Zugehörige, afferente Nervenfasern (mittlerer Faserdurchmesser und Leitungsgeschwindigkeit)	Typ II (A-beta): 8 µm, 30-70 m/s	Typ II (A-beta): 8 µm, 30-70 m/s	Typ I: 13 µm, 70-120 m/s	III und IV: 1-3 µm (0,5-25 m/s)

Um diese wahrgenommenen Informationen nutzen zu können, müssen diese ins ZNS gelangen. Dort werden die Daten aus sensiblen Afferenzen von den Gelenken, Sehnen, Muskeln und der Haut mit der Efferenzkopie, welche aus eingespeicherten Bewegungsmustern auf kortikaler Ebene vorbesteht, verrechnet³⁶.

Nach Eintritt des peripheren Nervs in das Rückenmark über das Hinterhorn, erfolgt die Weiterleitung über den Fasciculus cuneatus. Dieser Nervenstrang leitet die epikritische Sensibilität der oberen Extremität zum ZNS. Im Hirnstamm findet die Umschaltung auf das zweite Neuron sowie die Kreuzung auf die Gegenseite statt. Anschließend verlaufen die sensiblen Bahnen als Lemniscus medialis zum Thalamus, wo sie auf das dritte Neuron umgeschaltet werden, welches über den hinteren Schenkel der Capsula interna zum somatosensorischen Cortex zieht. Dort erfolgt die Zuordnung der Informationen zu der genauen Ursprungsregion und die Interpretation der Daten^{56,57}.

1.2.2 Propriozeptiver Feedbackmechanismus

Die neurohistologischen Strukturen dienen der Erkennung, Weiterleitung und Verarbeitung propriozeptiver Informationen⁵⁸. Die Mechanorezeptoren haben vor allem die Aufgabe den Spannungszustand im Kapsel-Komplex zu detektieren, welcher durch Translationsbewegungen entsteht und über einen Feedbackmechanismus weitergegeben wird. Dieser Vorgang wird schematisch in der *Abbildung 9* dargestellt.

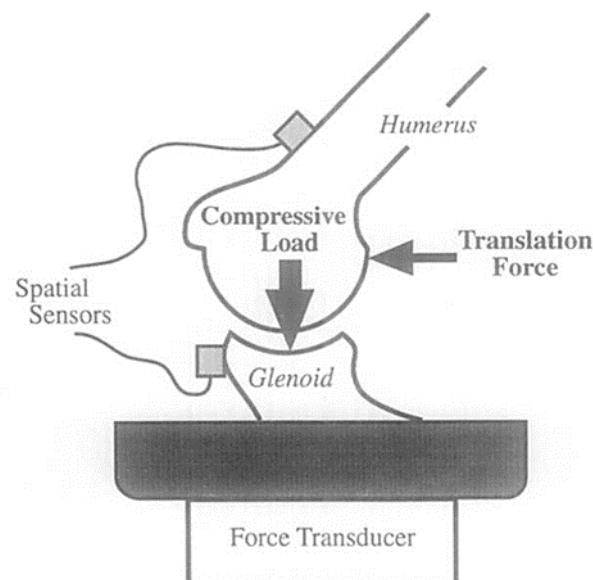


Abbildung 9: Messung der Translation über Sensoren in der Gelenkkapsel, Darstellung des Vorgangs und der beteiligten Strukturen (Lippitt, Steven B.; Vanderhooft, J. Eric; et al. (1993): Glenohumeral stability from concavity-compression. A quantitative analysis. In: *Journal of Shoulder and Elbow Surgery* 2 (1), S. 27-35)

Der Feedbackmechanismus funktioniert über eine Verknüpfung der Mechanorezeptoren mit peripheren Nervenfasern. Diese leiten die Informationen weiter über das Hinterhorn, welches effizient mit dem zentralen Nervensystem verschaltet ist. Hierdurch kann die Muskulatur auf Vorgänge in der Gelenkkapsel reagieren und eine exakte Steuerung vornehmen^{4,56}.

Die neuronalen Rezeptoren sind über periphere Nervenfasern mit den Muskeln verschaltet, um bei dem Erkennen von starken Spannungszuständen in der Gelenkkapsel eine kompensatorische Aktivierung von „stabilisierenden“ Muskeln zu erreichen und die Kapsel so zu schützen⁵⁹. Als „echter“ Reflex kann die neuronale Aktivierung allerdings nicht gewertet werden, da diese zu zeitintensiv ist, also länger als 110ms dauert⁴. Ob sie dadurch wirklich relevant an der Stabilisierung des Schultergelenks beteiligt sind, ist fraglich⁵¹.

Nachgewiesen wurde ein gelenkschützender Reflex, der aber nur die Folgen „alltäglicher“ Krafteinwirkungen begrenzen kann, indem er die inferiore Dezentrierung limitiert⁶⁰. Somit kann er keinesfalls eine Luxation verhindern. Interessant ist, dass dieser Feedback-Mechanismus auch bei posttraumatisch geschädigten Schultergelenken nicht beeinträchtigt ist, es zu keiner Zeiteinbuße im Vergleich zur gesunden Gegenseite kommt^{61,62}.

1.2.3 Propriozeption im Schultergelenk

Das Schultergelenk hat das große Bewegungsspektrum vor allem einer „differenzierten neuromuskulären Führung“ zu verdanken⁴. Begründet wird sie durch eine Vielzahl an nervalen Sinneszellen, die sich vor allem im Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex befinden. Somit hat der Kapsel-Komplex neben seiner Funktion als Stabilisator eine wichtige propriozeptive Aufgabe.

Es liegen aber nicht nur in der Gelenkkapsel Mechanorezeptoren vor, sondern auch in der Bursa subacromialis, dem Ligamentum coracoacromiale sowie der Rotatorenmanschette und dem Labrum glenoidale. In der Kapsel befinden sich jedoch die meisten Rezeptoren^{51,54}. Sie liegen vor allem in den interfaszikulären Bindegewebsspalten und periligamentären Binde- und Fettgewebe, jedoch kaum in straffen Bindegewebsbereichen und Bereichen sehr dicht gepackter Kollagenfaserbündel, sodass diese annähernd aneural sind⁵¹.

In der Bursa und dem Ligamentum coracoacromiale liegen hauptsächlich ruffiniforme Endigungen, welche vermutlich über ihre sensorischen Funktionen die Druckentwicklung im Subakromialraum reduzieren⁶³. Zudem finden sich ebendort die meisten Nozizeptoren, welche über die nachfolgenden drei Nervenäste versorgt werden, N. suprascapulares, N. axillaris und Nn. pectoralis laterales⁶⁴.

In der Rotatorenmanschette sind ein Großteil der Mechanorezeptoren Ruffini-Körperchen, sie befinden sich in der Nähe des superioren Labrums und des Rotatorenintervalls.

In der Schulterkapsel selbst liegen in den anteroinferioren Arealen vor allem korpuskuläre Nervenfasereindigungen, welche in den Bindegewebespalten zwischen der oberflächlichen und tiefen Schicht (Zone 1 und 2) auffindbar sind. In Bereichen der ligamentären Verstärkung durch das SGHL und IGHL befinden sich viele schnell-adaptierende paciniforme Endigungen, an der Insertionsstelle des MGHL hingegen sind kaum neurale Rezeptoren aufzufinden⁵¹. Insgesamt sind im anterioren Kapselbereich im Durchschnitt die meisten Rezeptoren vertreten, in absteigender Reihenfolge schließen sich die superioren, inferioren und posterioren Anteile an⁶⁵.

Die Anzahl der freien Nervenfasereindigungen und Korpuskel nehmen jedoch zu⁵¹. Der Grund dafür kann mit dem Vorliegen von einer Großzahl sehr schnell-adaptierender paciniformer Rezeptoren im Recessus axillaris erklärt werden^{66,51}. Ihre Besonderheit besteht in einer außerordentlich niedrigen Reizschwelle für Rotationsbewegungen, ganz im Gegensatz zu den Mechanorezeptoren in anderen großen Gelenken, wodurch sie die exakte Positionierung des Humerus und damit des Arms im Raum während schnellen Bewegungen unterstützen^{67,51}.

Um diese Aufgabe optimal auszuführen, könnte es von Vorteil sein, dass besonders viele Mechanorezeptoren in der Gelenkkapsel in unmittelbarer Nähe zum Humerus angesiedelt sind. Eine besonders starke Aktivierung der Mechanorezeptoren erfolgt bei außenrotiertem oder abduziertem Arm und unterstützt so die enormen Ausmaße der Schulterbewegungen⁶⁸.

Grundsätzlich kann man also sagen, dass die propriozeptive Wahrnehmung die Hauptaufgabe der glenohumeralen Bänder ist, weil sie zwar zur Gelenkkapsel

zugehörig sind, aber eigentlich nur eine geringe Reißfestigkeit besitzen⁶⁹. Ihre stabilisierende Funktion ist somit eine Nebenaufgabe.

Bei der Untersuchung der Gelenkkapseln zeigten sich zudem deutliche Unterschiede in der Häufigkeit des Vorkommens der einzelnen Rezeptoren. Am häufigsten konnten Typ I Rezeptoren (Ruffini-Körperchen) mit einer Dichte von $2,97 \text{ U/cm}^3$, anschließend die Rezeptoren des Typs IV (freie Nervenendigungen) mit einer Dichte von $2,25 \text{ U/cm}^3$ detektiert werden. Es folgen die Typ II-Rezeptoren (Pacini-Körperchen) mit einem Vorkommen von $1,40 \text{ U/cm}^3$ und die Rezeptoren des Typs III (Golgi-ähnliche Endigungen) mit der niedrigsten Dichte von $0,24 \text{ U/cm}^3$ ⁶⁵.

1.3 Schulterluxationen

Das Schultergelenk nimmt mit 50% der gesamt auftretenden Gelenkluxationen eine führende Rolle ein⁴.

Die Bedeutung wird auch an der jährlichen Inzidenz der Gesamtbevölkerung von etwa 1,7% bis 2% sichtbar^{70,71}. Der männliche Anteil ist hierbei dreimal häufiger betroffen. Dies kann durch den höheren Männeranteil bei Kontaktsportarten erklärt werden⁷². Ein Großteil der Patienten mit Schulterluxationen betreibt Kontakt- oder Überkopfsportarten oder andere schulterbelastende Sportdisziplinen. Die Inzidenz ist mit dem Alter abnehmend, das typische Patientenkollektiv sind somit junge, sportliche Männer⁴.

Unterschieden werden kann die häufigste Luxation des Menschen z.B. nach Richtung des Traumas, woraus sich die grobe Einteilung in die anteriore versus die posteriore Schulterluxation ergibt.

Bei der traumatischen Schultererstluxation erfolgt in circa 95% der Fälle die Luxation unidirektional nach vorne unten⁴. Nur ungefähr 2% luxieren unidirektional nach hinten, der restliche Anteil besteht aus multidirektionalen Luxationen⁴. Der große Anteil der vorderen Luxationen ist durch die birnenförmige Konfiguration der Gelenkpfanne, dem niedrigen Stabilitätsindex an dieser Seite, aber auch den Hauptbewegungsrichtungen der Schulter verschuldet.

Klassifiziert wird die Schulterinstabilität, welche mindestens durch eine oder aber mehrere Luxationen entsteht, **nach Gerber** in 6 verschiedene Typen⁷³ (siehe *Tabelle 2*).

Der Typ I beschreibt die chronische Luxation, welche als Maximalform einer Luxation angesehen werden kann, da sich das Schultergelenk in einem verhakten Zustand befindet.

Die unidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität wird als Typ II beschrieben, mit dem Vorliegen einer Hyperlaxität ist es als Typ III definiert.

Die Typen IV und V beschreiben die multidirektionale Instabilität mit (V) und ohne (IV) Hyperlaxität.

Die besondere Form der willkürlichen Luxation, welche unabhängig von der Richtung der Luxation auftritt, ist als Typ VI festgelegt⁷³.

Table 2: Einteilung der Schulterinstabilität nach Gerber (1997), (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag, Kap. 2.4, S. 27)

Typ	Beschreibung
I	Chronische Luxation
II	Unidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität
III	Unidirektionale Instabilität mit multidirektionaler Hyperlaxität
IV	Multidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität
V	Multidirektionale Instabilität mit multidirektionaler Hyperlaxität
VI	Uni- oder multidirektionale willkürliche Luxation

Bei einer vorliegenden Hyperlaxität der Schulter, wie sie in ca. 30% der Erstluxationen zu finden ist, reicht zum Teil schon ein inadäquates Trauma zur Luxation². Die mögliche Hyperlaxitätskomponente und der Traumamechanismus ist hierbei auch entscheidend für die Therapiempfehlung^{2,4,2}.

Der Schweregrad der typischen Läsionen nach einer Luxation ist auch vom Alter der Patienten abhängig. Bei jungen Personen (<25 Jahre) tritt eine Kapselablösung mit einer größeren Häufigkeit auf^{74,75}. Bei älteren Patienten hingegen treten gehäuft interstitielle Kapselrupturen sowie begleitende Rotatorenmanschettenrupturen auf, da die Gewebestrukturen schwächer und mehr vorbelastet sind als beim jungen Patienten^{76,77}.

Bei der traumatischen vorderen Schulterluxation liegt meistens eine maximale Abduktion und Außenrotation vor, sodass der anteriore Schenkel des IGHL gespannt ist. In dieser Position der hohen Abduktion spielt vor allem der

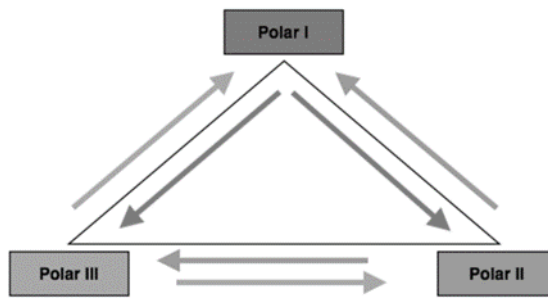
Bandapparat eine große Rolle für die Stabilität⁴¹. Durch die Kenntnis der genauen anatomischen Strukturen und der funktionellen Anatomie können Rückschlüsse auf die verletzten Strukturen nach einer Luxation gezogen werden. Die typischen Verletzungen bei der vorderen Schulterluxation sind im anterioren Bereich des Kapsel-Labrum-Band -Komplexes.

Nach **Matsen et al.** 1994¹³ und 2009⁷⁸ gibt es eine grobe Einteilung der Schulterinstabilitätspatienten in zwei typische Gruppen. Die Gruppierung ist zwar nicht so genau und findet wenig Anwendung in der Klinik, aber es spiegelt sehr gut die typischen Merkmale unserer Studienpopulation wider.

Unterschieden wird in die Gruppen TUBS und AMBRII. Das Akronym TUBS steht für **T**raumatisch, **U**nidirektional, **B**ankart-Läsion, **S**urgical Repair. Nach Matsen sollten demnach Patienten mit einer unidirektional traumatischen Schulterluxation mit einer Bankart-Läsion am ehesten operativ therapiert werden. Diese Beschreibung trifft gut auf die aufgenommenen Studienpatienten zu.

Die andere Gruppenbenennung AMBRII steht für **A**traumatisch, **M**ultidirektional, **B**ilateral, **R**ehabilitation, **I**nferiorer Kapsel-Shift, **I**ntervallverschluss. Dies sind meist Patienten mit einer atraumatischen multidirektionalen Schulterinstabilität. Die Therapie sollte zunächst konservativ erfolgen⁴. Bei ausbleibendem Therapierfolg besteht in dieser Gruppe nur die Möglichkeit eines inferioren Kapselshifts bzw. eines Intervallverschlusses⁴.

Eine modernere Klassifikation der Schulterinstabilität wurde 2006 von **Bayley** veröffentlicht⁷⁹. Hierbei wird nach traumatischer Genese, strukturellen Schäden am Gelenk und muskulärer Dysfunktion unterteilt. Da diese Pathologien sogenannte polare fließende Übergänge haben und nicht nur einzeln auftreten, lässt sich die Klassifikation in einem Dreieck darstellen, was in der *Abbildung 10* zu sehen ist.



- **Polar I:** traumatisch-strukturell
- **Polar II:** atraumatisch-strukturell
- **Polar III:** habituell nicht-strukturell

Abbildung 10: Klassifikation nach Bayley: Drei Polare/Symptomkomplexe und ihre Übergänge und Wechselwirkungen werden schematisch in dem Bayley-Dreieck dargestellt⁸⁰ (Bayley JIL. *The classification of shoulder instability–new light through old windows*. 16th Congress; 2002; Budapest, Ungarn.)

An den Ecken befindet sich jeweils die Maximalausprägung einer einzelnen Pathologie und ein Patient kann so mit seinem Befund in die Fläche des Dreiecks eingeordnet werden^{81,79}. Dies ist äußerst sinnvoll, wenn bei einem Patienten verschiedene Verletzungen in unterschiedlichem Schweregrad vorliegen.

Insgesamt muss festgehalten werden, dass nur ein geringer Anteil der Patienten, welche eine Schulterluxation erlitten haben, rezidivierende Luxationen erfahren oder es zu einer Instabilität kommt⁸².

1.3.1 Anteriore Schulterluxationen

Definitionsgemäß disloziert der Humeruskopf bei der anterioren Luxation nach anteroinferior². Um eine solche Dislokation herbeizuführen, ist das Einwirken von großen Kräften erforderlich, sodass mögliche Unfallhergänge der Sturz auf den ausgestreckten Arm, der direkte Aufprall auf die Schulter oder ein Schlag/Stoß auf das Schultergelenk sind.

Durch den traumatischen Austritt des Humeruskopfes aus der Gelenkpfanne nach vorne, sind im schlimmsten Falle Verletzungen der Gelenkkapsel, des Bandapparates, des Labrums und des Pfannenrands zu erwarten². Am Kapsel-Labrum-Komplex können bei der vorderen Luxation Läsionen an drei verschiedenen Stellen auftreten, dem vorderen unteren Pfannenrand, im Verlauf der Kapsel bzw. der unterstützenden Bänder oder am Ansatz der Kapsel und Bänder am Humeruskopf⁸³.

Dabei kommt es häufig, mit 87% bis zu 100%, zu einer Läsion des vorderen Labrum glenoidale am vorderen, unteren Pfannenrand, welche als **Bankart-Läsion** bekannt ist. Im Englischen wird sie als „lesion of necessity“, der unumgänglichen Läsion bezeichnet^{84,85}. Diese Verletzung kann zu einer rezidivierenden Instabilität führen, aber auch Schmerzen und Bewegungseinschränkungen verursachen^{2,4}.

Begleitet wird die Dislokation oftmals von weiteren Schädigungen, wie zum Beispiel der dorsolateralen Impression des Humeruskopfes, der **Hill-Sachs-Läsion**. Hierbei schlägt die Gelenkpfanne mit großem Druck gegen den Humeruskopf, sodass ein intraossäres Hämatom am Humeruskopf entsteht. Bei einer vorderen Schulterluxation ist eine dorsale Hill-Sachs-Delle aufzufinden, bei einer hinteren Schulterluxation hingegen eine ventrale⁴.

Eine Behandlungsbedürftigkeit kann anhand des „glenoid-track“-Konzepts identifiziert werden. Mithilfe einer MR-Bildgebung in verschiedenen Ebenen kann der Knochendefekt des anterioren Glenoids, gleichbedeutend mit der Breite des „glenoid-tracks“ (GT) und die Breite der Hill-Sachs-Läsion sowie der Abstand vom Rand der Läsion zur Insertionsstelle der Rotatorenmanschette ausgemessen werden (daraus ergibt sich das „Hill-Sachs-Intervall“ (HSI)). Wenn der Wert des HSI größer ist als der Wert des GT, dann wird die vorliegende Pathologie als „off-track“-Läsion bezeichnet. Im gegenteiligen Fall ($HSI < GT$) wird die Bezeichnung einer „on-track“-Läsion verwendet. Diese Unterscheidung hat sich als gutes Kriterium erwiesen, um Patienten zu differenzieren. Die eine Gruppe „on-track“-Läsionen lässt sich mithilfe eines Bankart-Repairs zufriedenstellend therapieren (fast keine Reluxationen). Die zweite Gruppe „off-Track“-Läsionen fällt durch Reluxationen nach einem alleinigen Bankart-Repair auf und kann mit zusätzlichen operativen Maßnahmen, wie einem „bony block“ (Einsatz Knochenstück in anteriores Glenoid) oder einer „remplissage“ (Teil Sehne M. infraspinatus an Hill-Sachs-Delle adaptieren) besser therapiert werden⁸⁶.

Zusätzlich sind **Frakturen** des Tuberculum majus oder des Glenoids möglich². Bei der vorderen Schulterluxation sind Absprengungen von schmalen Kortikalisfragmenten zusammen mit dem Labrum, die sogenannte knöcherne

Bankart-Läsion, häufig. Im Gegensatz dazu steht die Bankart-Fraktur, bei der bis zu ein Drittel der Gelenkpfanne abgelöst wird⁸⁷.

Die Einteilung der Glenoidranddefekte erfolgt nach Bigliani und Scheibel. Die Klassifikation unterteilt die Frakturen in akute und chronische Formen (Abbildung 11). Bei knöchernen Defekten mit einem Anteil der Fläche von mehr als 17,3% besteht ein negativer Einfluss auf die Stabilität⁸⁸.

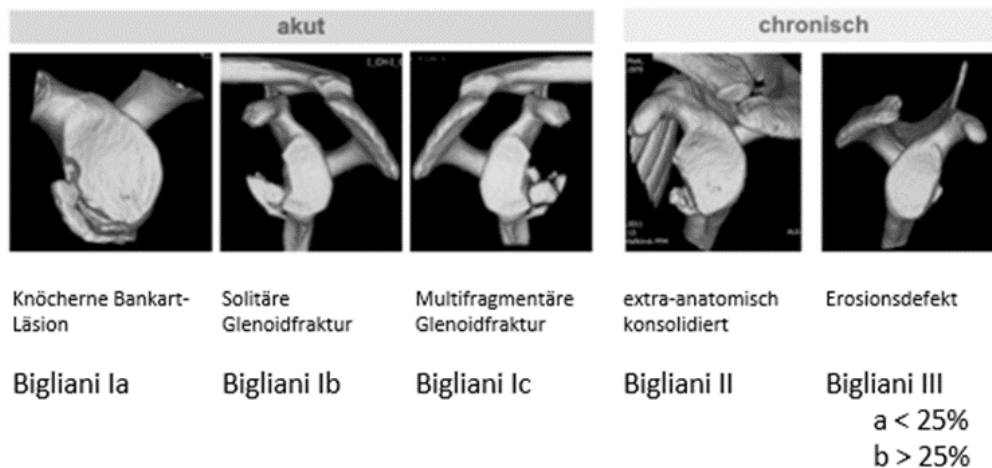


Abbildung 11: Klassifikation Glenoidranddefekte nach Bigliani und Scheibel (Bigliani et al., AJSM 1998; Scheibel et al., Orthopäde 2009)

Supplementär kann es zu **Knorpeldefekten** kommen, die zwar keinen Einfluss auf die Stabilität des Schultergelenkes nehmen, dafür aber als Vorläufer einer Instabilitätsarthrose auftreten können⁴.

Auch die plastische Deformität durch Dehnung bzw. Erweiterung der Kapsel und der glenohumeralen Bänder muss bei der Therapieplanung beachtet werden^{83,26}.

Bei Patienten mit höherem Alter treten oftmals **Rotatorenmanschettenläsionen** auf, wobei im Rahmen der vorderen Luxation am häufigsten der Musculus subscapularis von einer Läsion betroffen ist^{76,77}.

Mit steigendem Alter erhöht sich die Inzidenz von **Nervenverletzungen**. In 5% bis 14% kommt es zu einer Verletzung des N. axillaris⁸⁹. Als Gründe hierfür sind die Kompression durch den Humeruskopf oder die Einwirkung von Zugkräften zu

nennen⁴. Durch die häufige spontane Abheilung der N. axillaris-Läsion, ist die Prognose für die Patienten günstig⁹⁰. Auch Plexusläsionen werden in der Literatur beschrieben. Die Kombination aus einer Plexusverletzung, einer Bankartläsion und einer Rotatorenmanschettenruptur wird als „terrible triad“ bezeichnet⁹¹.

1.3.2 Posteriore Schulterluxationen

Die posteriore Schulterluxation ist deutlich seltener als die anteriore Luxation und wird im klinischen Alltag nicht selten übersehen.

Die posteriore Dislokation erfolgt meist in flektierter, adduzierter und innenrotierter Position der oberen Extremität. Um eine posteriore Instabilität zu „erreichen“, muss eine Verletzung des IGHL sowie der antero-superioren Kapsel vorliegen^{25,1}. Diese Kapselregion umfasst das MGHL, das SGHL, das coracohumerale Band und den zugehörigen Kapselquadranten, das sogenannte Rotatorenintervall⁹²⁻⁹⁴.

Die hintere Schulterinstabilität wird nach Lévine in 4 Formen unterteilt (siehe *Tabelle 3*). Typ I ist die posteriore Erstluxation. Bei Typ II liegt eine rezidivierende posteriore Instabilität ohne Hyperlaxität vor. Eine rezidivierende Subluxation mit Hyperlaxität beschreibt den Typ III. Der Typ IV wird durch das willkürliche Erreichen dieser Position ergänzt⁹⁵.

Tabelle 3: Übersicht der Klassifikation der hinteren Schulterinstabilität nach Lévine (2008), (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag; Kap. 2.6, S. 33)

Typen	Beschreibung
Typ I	Posteriore Erstluxation
Typ II	Rezidivierende posteriore Instabilität (Luxationen oder Subluxationen) ohne Hyperlaxität
Typ III	Rezidivierende posteriore Subluxationen mit Hyperlaxität, unwillkürlich
Typ IV	Rezidivierende posteriore Subluxationen mit Hyperlaxität, willkürlich

Als Ursache für die posteriore Erstluxation liegt meistens ein Makrotrauma, ein Elektrotrauma/-unfall oder ein epileptischer Anfall vor. Ohne Ausheilung führt sie zu einer chronischen posterioren Instabilität.

Die typischen Verletzungen, die bei einer posterioren Luxation auftreten, sind die hintere oder reversed Bankart-Läsion (Läsion), also eine Ablösung des posterioren Labrums. Außerdem kann eine hintere knöchernen Bankart-Läsion und eine Insuffizienz der hinteren Kapsel vorkommen, welche von Grund auf sehr dünn angelegt ist⁹⁵.

1.4 Posttraumatische Schulterinstabilität

Patienten mit wiederkehrenden Schulterluxationen entwickeln häufig eine rezidivierende Schulterinstabilität, da aufgrund von Schäden des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes die Stabilität des Gelenkes nicht mehr gewährleistet werden kann⁴¹.

Die Instabilität entsteht durch eine vermehrte Translation des Humeruskopfes im Vergleich zum Glenoid, das Ausmaß ist aber individuell sehr unterschiedlich^{46,42,14}. Häufig liegt bei einer traumatischen Schulterinstabilität neben der Bankart-Läsion ein interstitieller Schaden an der Gelenkkapsel vor, der mit einem erhöhten Kapselvolumen und einer vermehrten anterioren Translation einhergeht¹.

Hinweisend für eine posttraumatische Schulterinstabilität ist das neuaufgetretene Instabilitätsempfinden des Patienten in bestimmten Positionen. Bei einer vorderen Instabilität besteht dieses bei Abduktion und Außenrotation, bei der hinteren Instabilität typischerweise in Flexion- und Innenrotationsstellung. Ein positiver Apprehension-Test der Schulter zusammen mit einem positiven Relocation-Test ist ein hochspezifisches klinisches Testergebnis für die Diagnose einer anteroinferioren Schulterinstabilität^{94,96}.

1.4.1 Definition

Die posttraumatische Schulterinstabilität muss zeitlich nach einem Trauma meist in Form einer Luxation auftreten. Es ergibt sich dann ein Instabilitätsgefühl für den Patienten, das aufgrund einer Dysfunktion eines Gelenkpartners und/oder eines beteiligten Stabilisators zustande kommt. Es entsteht eine pathologische „Laxität“

im Schultergelenk¹. Durch die Zunahme der glenohumeralen Translation, also der Bewegungsfreiheit des Humeruskopfes im Vergleich zum Glenoid, wird die Instabilität im Schultergelenk definiert. Sie weist eine sehr große individuelle Variabilität auf^{42,25}.

1.4.2 Pathologien

Eine grobe Unterteilung der Schulterinstabilität besteht darin, diese nach der Verletzung des Labrum glenoidale oder anderen vorliegenden Pathologien zu klassifizieren.

Die typischste dieser Pathologien ist die Bankart-Läsion, welche einen Abriss des Labrums vom Glenoid aufweist. Schematisch sind die häufigsten Instabilitätspathologien in *Abbildung 12* dargestellt. Wenn additiv auch die Kapsel vom Labrum abgetrennt wird, spricht man von einer Double-Läsion².

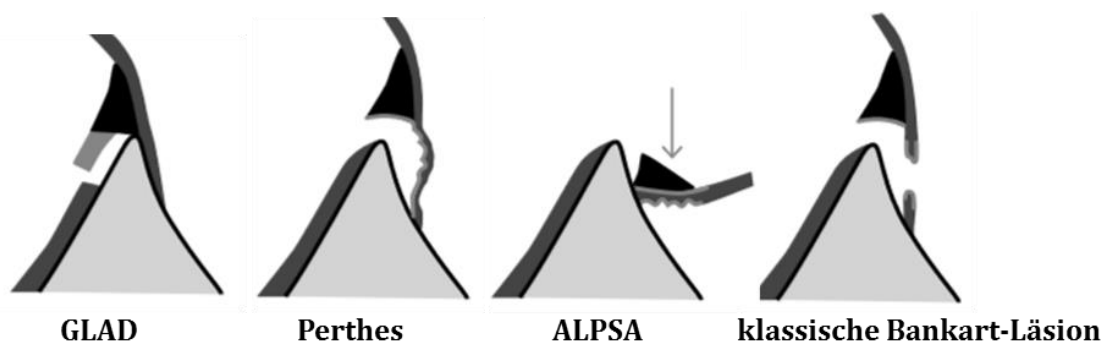


Abbildung 12: Schematische Darstellung von häufigen Gelenkkapsel- und Labrum pathologien, (Fischer, Wolfgang (2017): *MR-Atlas.com. Lehrbuch und Fallsammlung zur MRT des Bewegungsapparates*. 2. Auflage. Augsburg: mr-Verlag)

Bei einer subperiostalen Ablösung des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes vom Skapulahals spricht man von einer Perthes-Läsion⁹⁷. Tritt sie zusätzlich zur Double-Läsion auf, wird sie Triple-Läsion genannt. Um eine Quattro-Läsion zu „erreichen“, muss neben den zuvor beschriebenen Pathologien zusätzlich ein Substanzdefekt des aIGHL bestehen⁴.

Eine ALPSA-Läsion („anterior labroligamentous **p**eriosteal **s**leeve **a**vu**l**sion“) bezeichnet den Abriss des Labrums inklusive des Periosts vom Skapulahals. Diese Verletzung führt zu einer Dislokation des Labrums nach medial. Durch die

Medialisierung und spätere Vernarbung der Kapsel entsteht eine Verkürzung der Kapsel, wodurch Bewegungseinschränkungen auftreten können⁹⁸.

Der labrumnahe Glenoidknorpeldefekt, welcher durch das Abreißen des Labrums mit einem Knorpelfragment entsteht, wird als GLAD (**g**lenolabral **a**rticular **d**isruption) bezeichnet^{99,97}. Eine Übersicht dieser Pathologien ist in *Tabelle 4* zu finden.

Tabelle 4: Übersicht der verschiedenen Labrum- und Kapselläsionen, bzw. deren Kombinationen (Lobenhoffer, Philipp (2001): *Traumatische Schultererstluxation. In: Trauma und Berufskrankheit 3 (8), S519-S526*)

Läsion	Morphologie
Perthes-Bankart-Läsion, Broca-Hartmann-Läsion	Gemeinsame Ablösung von Labrum und IGHL vom Glenoidrand unter Bildung einer Periosttasche
ALPSA-Läsion	Als Variante sind Labrum und IGHL nach medial „zurückgerollt“ und an der medialen Begrenzung der Periosttasche vernarbt
Double-Labrum-Läsion	Das Labrum ist sowohl vom Glenoidrand als auch vom IGHL abgerissen, wobei die Bandinsertion intakt geblieben ist. Diese Läsion geht meist mit schwerer Substanzschädigung des Labrums einher
Triple-Labrum-Läsion	Abriss des Labrums vom Glenoidrand und vom IGHL, zusätzlich Abriss des IGHL vom Glenoid
Quattro-Labrum-Läsion	Abriss des gesamten Kapsel-Labrum-Komplexes vom Glenoidrand, wobei die einzelnen Strukturen nicht mehr zu differenzieren sind
Non-Bankart-Läsion	Das IGHL inseriert nicht im Labrum, sondern direkt medial am Skapulahals und erzeugt so eine Kapseltasche
HAGL-Läsion	Abriss des glenohumeralen Bandapparats vom Humerus, wobei die Verletzung isoliert oder zusätzlich zu Labrumläsionen auf der Glenoidseite auftreten kann

Nicht selten finden sich auch knöcherne Begleitpathologien in Form einer knöchernen Bankart-Läsion, einer sogenannten Bankart-Fraktur oder einer Hill-Sachs-Impression².

Durch die vordere Schulterinstabilität und die Ablösung des antero-inferioren Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes kommt es zum Funktionsverlust verschiedener stabilisierender Mechanismen:

Die Kavität der Gelenkpfanne ist deutlich vermindert, infolgedessen ist der Stabilitätsindex um mindestens 20% reduziert. Auch der Vakuumeffekt geht durch die fehlende abdichtende Wirkung des Labrums verloren²³. Zudem sind die glenohumeralen Bänder in ihrer Funktion, der Stabilisierung in Extrempositionen der Schulter, eingeschränkt, da ihnen zum Teil der Ursprung fehlt bzw. abgelöst ist. Vor allem bei dem IGHL fällt die stabilisierende Wirkung weg, da es typischerweise genau in dem abgelösten Bereich seinen Ursprung hat. Physiologischerweise wirkt es als Hauptstabilisator bei der Abduktion und Außenrotation^{41,2}.

1.4.3 Veränderung der Propriozeption durch eine Schulterinstabilität

Die Ablösung des Kapsel-Labrum-Komplexes von der Gelenkpfanne durch die Luxation führt zu einer Einschränkung des propriozeptiven Feedback-Mechanismus. Eine Zerstörung von Rezeptoren und Nervenfasern führt konsekutiv zu einer Verschlechterung der aktiven muskulären Stabilisierung des Glenohumeralgelenks¹⁰⁰. Dies führt, wie in *Abbildung 13* verdeutlicht, zu einer Instabilität, welche wiederum in einer additiven Zerstörung von propriozeptiven Strukturen endet.

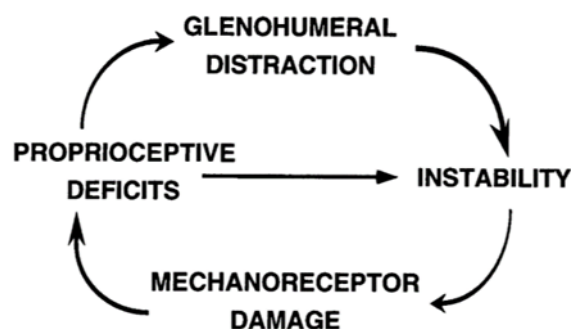


Abbildung 13: Wechselwirkungen durch propriozeptive Defekte: wachsende Zerstörung der propriozeptiven Strukturen führt zu Defiziten, die zu weiteren Schäden führen und so die Schulterinstabilität voranschreitet (Lephart et al. ¹⁰⁰)

Der Patient befindet sich also in einem Teufelskreis. Durch ein propriozeptives Defizit kommt es zu einer mangelnden Wahrnehmung von langsamen passiven Bewegungen in der betroffenen Schulter und zu einer reduzierten Reproduzierbarkeit passiv vorgegebener Gelenkpositionen¹⁰⁰.

Bei einem propriozeptiven Defizit kommt es zu einer eingeschränkten Erkennung, Weiterleitung und Verarbeitung propriozeptiver Informationen⁵⁸. Sodass der Feedbackmechanismus zur Detektion von Translationsbewegungen in der Gelenkkapsel nur limitiert ausgeführt werden kann.

Aufgrund der komplexen nervalen Verarbeitung der propriozeptiven Informationen ist es nahezu unmöglich, die Wichtigkeit der einzelnen Quellen und Verarbeitungsschritte darzustellen. Und so möglicherweise eine Ursache für ein propriozeptives Defizit zu detektieren. Es bleibt z.B. bei dem Ausfall von einem Teil der periartikulären Messkörperchen fraglich, ob Folgen auftreten oder die fehlenden Afferenzen gut ausgeglichen werden können^{101,102}. Ebenso bleibt die Frage offen, wie groß die Verminderung von Propriozeptoren sein muss, damit ein messbares propriozeptives Defizit vorliegt.

In der klinischen Untersuchung und klinischen Scores zeigt sich propriozeptives Defizit häufig in Form von Schmerzen, einer verminderten Beweglichkeit und Funktionseinschränkungen des entsprechenden Gelenks^{103,104}. Dies kann zu einer Patientenunzufriedenheit, sowie Einschränkungen im sozialen und beruflichen Umfeld führen¹⁰⁴.

1.4.3.1 Bankart-Läsion

Die Bankart-Läsion, ein Ablösen des Kapsel-Labrum-Komplexes vom vorderen unteren Pfannenrand, liegt bei 87% bis 100% der traumatischen vorderen Erstluxationen vor^{84,85}. Schematisch dargestellt wird die typische Lokalisation dieser Verletzung in der *Abbildung 14*.

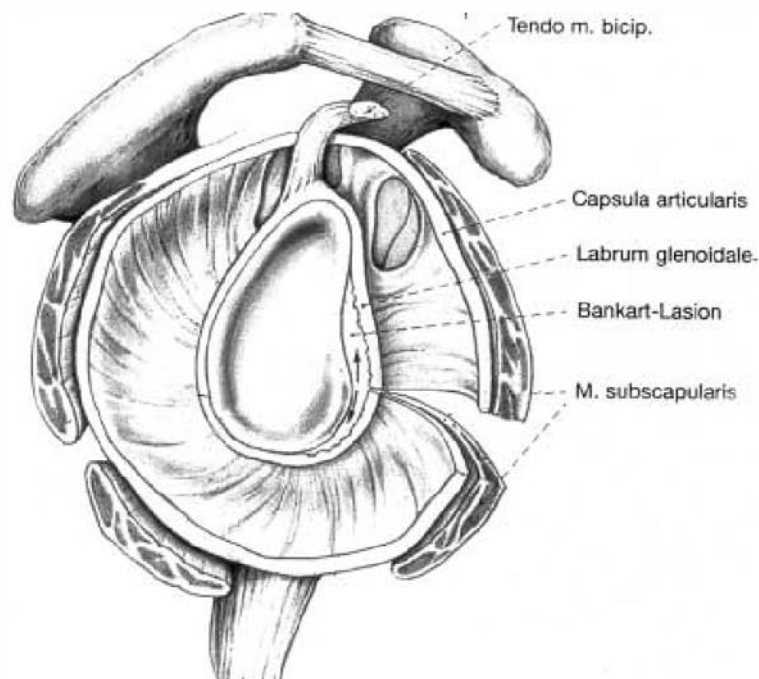


Abbildung 14: schematische Darstellung der Bankart-Läsion, Lokalisation der Labrumablösung (Lobenhoffer, Philipp (2001): *Traumatische Schultererstluxation*. In: *Trauma und Berufskrankheit 3 (8)*, S519-S526)

Die Pathologie lässt sich durch den Aufbau des Labrums erklären. Der Großteil der Fasern des Labrums verläuft zirkulär um die Gelenkpfanne, nur ein geringer Anteil strahlt in den Skapulahals ein. Beim Einwirken enormer Kräfte, wie bei einer Luxation, kommt es zu einer Abscherung der zirkulär angeordneten Faserbündel und nachfolgend zu einer Läsion, der Bankart-Läsion^{37,105}. Bei der vorderen Erstluxation ist der Kapsel-Labrum-Komplex am antero-inferioren Pfannenrand betroffen, wohingegen bei der hinteren Erstluxation das posteriore Labrum beschädigt wird^{4,106}.

1.4.4 Therapie

Das Ziel der Behandlung einer posttraumatischen Schulterinstabilität ist die Wiederherstellung der Stabilität, Funktion und Beweglichkeit mit einer hohen subjektiven Zufriedenheit des Patienten in Sport, Beruf und Freizeit.

Die Therapie kann grundsätzlich konservativ oder operativ erfolgen. Möglich ist eine rein funktionelle Therapie, die Immobilisation sowie die arthroskopische oder offene Operation^{107,108}. Ohne Therapie kommt es zu einem durchschnittlichen Reluxationsrisiko von 50% in einem Normalkollektiv, wobei zusätzlich mindestens

die Hälfte der Patienten auch ohne Relaxation eine chronische Instabilitätssymptomatik aufweist. Bei Sportlern ist die Rezidivrate größer als 90 %, sodass eine Therapie angemessen erscheint^{109,110}.

Die Entscheidung zu einer konservativen oder operativen Therapie sollte immer zusammen mit dem Patienten getroffen werden und beruht auf unterschiedlichsten Faktoren, wie dem Alter des Patienten, dem sportlichen und/oder beruflichen Anspruch, möglichen Begleitverletzungen, Allgemeinerkrankungen, aber auch Patientenfaktoren wie die ausreichende Compliance zur Durchführung der notwendigen Nachbehandlung.

1.4.4.1 Konservative Therapie

Um sich für eine konservative Therapie zu entscheiden, sollten die Risikofaktoren für eine Rezidivluxation erhoben werden. Hierbei zählen vor allem Alter, Geschlecht und die sportliche Aktivität inklusive der Schulterbelastung. Es bleibt das Risiko für Sekundärschäden durch Rezidivluxationen bestehen, aber auch ein persistierendes Instabilitätsgefühl oder Bewegungseinschränkungen sind möglich².

Grundsätzlich sollte die betroffene Schulter nach der Luxation bis zur Schmerzfreiheit für einige Tage ruhiggestellt werden. Anschließend erfolgt ein intensives Training der Schulter durch physiotherapeutische, physikalische und propriozeptive Übungen¹¹¹. Während in der Vergangenheit die Immobilisation in Innenrotation beschrieben wurde, waren es vor allem die Studien von Itoi et al., welche die Erfolge der konservativen Therapie in Abduktion und Außenrotation beschrieben¹¹².

Durch die Ruhigstellung in 60° Außenrotation und 30° Abduktion wird nach MRT-Studien das abgelöste Labrum an den Glenoidrand angelegt und so in einer anatomischen Stellung ruhiggestellt¹¹³.

Nach vier Wochen beginnt anschließend die Reha-Phase mit aktiv-assistiver Physiotherapie, wodurch die muskulären Elemente gestärkt, die Propriozeption trainiert und die Bewegungsumfänge erhalten werden sollen. Durch das physiotherapeutische Training wird die Stabilität der Schulter positiv beeinflusst¹¹⁰.

1.4.4.2 Operative Therapie

Das Ziel der operativen Versorgung ist die bestmögliche Rekonstruktion der Anatomie¹. Durch die Sicht ins Gelenk können die Defekte erkannt und adäquat versorgt werden. Bei einer zusätzlich bestehenden Kapselerweiterung kann diese bei dem operativen Eingriff auch therapiert werden, indem sie angemessen gerafft wird¹¹⁴.

Insgesamt bestehen durch einen chirurgischen Eingriff zwar operationstypische Risiken, wie z.B. durch die Allgemeinanästhesie oder mögliche Verletzungen von Nachbarstrukturen. Die Reluxationsrate wird jedoch deutlich gesenkt und das funktionelle Ergebnis im Vergleich zur konservativen Therapie verbessert^{74,115}. Während die Schultererstluxation nach adäquater Risikoanalyse und Diagnostik von möglichen Begleitpathologien grundsätzlich konservativ therapiert werden kann, besteht bei der chronisch rezidivierenden Instabilität mit einer erneuten Reluxation die Indikation zur operativen Stabilisierung¹¹⁶.

Dies bedeutet, dass die zweite und dritte Reluxation meist zu keiner signifikanten Steigerung der Kapsel-Komplex-Verletzung führt, sondern multiple Reluxationen für eine größere Pathologie verantwortlich sind¹¹⁶.

1.4.4.3 Offen versus arthroskopisch

Über 200 operative Methoden zur Stabilisierung der Schulter werden in der Literatur beschrieben⁴. Bei Patienten mit einer Bankart-Läsion loco typico ohne signifikanten knöchernen Glenoiddefekt wird in der Literatur die operative Schulterstabilisierung mittels Bankart-Repair als Goldstandard sowohl für die offene als auch die arthroskopische Vorgehensweise beschrieben.

Während der offene Bankart-Repair als technisch einfacher beschrieben wird mit konstant guten Ergebnissen seit über 50 Jahren, bietet das arthroskopische Vorgehen den Vorteil der geringeren Zugangsmorbidität, der postoperativ geringeren Bewegungseinschränkung sowie der besseren Darstellung und Adressierung von Begleitpathologien^{117,118}.

Die Refixation des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes mittels einer Fadenankertechnik wird in der heutigen Zeit als Goldstandard definiert und ermöglicht neben der Refixation auch die Raffung der Kapsel (Kapselshift)^{49,119,120}.

Von den funktionellen Ergebnissen sind die offene und die arthroskopische Methode als gleichwertig zu betrachten¹. Auch die Reluxationsraten sind bei den Operationsmethoden ähnlich hoch, sie liegen bei 5%-10%.

Zusammenfassend hat die arthroskopische Vorgehensweise die Vorteile der verringerten Morbidität und der verbesserten postoperativen Beweglichkeit^{49,119,41}.

1.4.4.4 Bankart-Repair

Der Bankart-Repair, indiziert bei einer Bankart-Läsion ist eine Standardtherapie der anterioinferoren Schulterinstabilität. Es wird der antero-inferiore Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex repositioniert und am Pfannenrand refixiert, um die Stabilität der Schulter wiederherzustellen⁴¹.

Die Kavität der Gelenkpfanne wird rekonstruiert und die abgelösten glenohumeralen Bänder damit an ihrem Ursprung refixiert. Es werden die verloren gegangenen Funktionen des Labrums wiederhergestellt^{121,122}.

1.4.5 Die Rolle der Propriozeption für die glenoidale Stabilität

Durch die Arbeit der Mechanorezeptoren kann ein Feedback über Krafteinwirkungen und die Gelenkstellung an das zentrale Nervensystem weitergeleitet werden, wodurch die muskuläre Stabilisierung und die Koordination des Schultergelenkes gestärkt wird^{4,58}. Es liegt eine relativ große Vorkommenszahl an Propriozeptoren im umgebenden Bindegewebe des Schultergelenkes vor (siehe Abschnitt 1.2.3). Aufgrund dessen muss davon ausgegangen werden, dass durch das traumatische Geschehen sowie den operativen Eingriff zur Refixation, welcher eine zusätzliche Manipulation an der Schulterkapsel darstellt, eine bedeutende Anzahl an Mechanorezeptoren beschädigt oder zerstört wird, sodass es zu einer nachweisbaren Einschränkung der Propriozeption kommt¹⁰⁰.

Generell wurde nachgewiesen, dass in instabilen Gelenken die propriozeptive Funktion deutlich eingeschränkt sind (siehe Abschnitt 1.4.3) ^{100,68}.

Es stellt sich die Frage nach der Regeneration der verletzten Propriozeptoren. Die Regeneration nach arthroskopischem Bankart-Repair ist Gegenstand der im Nachfolgenden beschriebenen Studie.

Die chirurgische Rekonstruktion des gelenkumgebenden Gewebes scheint zu einer Verbesserung der propriozeptiven Fähigkeit zu führen¹⁰⁰. Pötzl et al. zeigte in einer langen Follow-up-Studie (5,9 Jahre), dass sich im Vergleich zum präoperativen propriozeptiven Zustand eine deutliche Verbesserung bis zum Ende des nachuntersuchten Zeitraumes einstellte, nachdem ein offener Bankart-Repair erfolgt war^{58,123}.

Jedoch scheint auch ein konservatives Prozedere mit speziellem propriozeptivem Training über mehrere Wochen zu einer Verbesserung eines propriozeptiven Defizits zu führen¹⁰³.

Zudem stellt sich die Frage, ob als Ursache für die Verletzung ein propriozeptives Defizit vorlag.

Bei den Untersuchungen von Schwab et al. zeigte sich ein Zusammenhang zwischen zwei Screening-Untersuchungen der Kraft bei Außenrotationsbewegungen der Schulter vor der Sportsaison und Schulter-Verletzungen während der nachfolgenden Saison¹²⁴

Der Kraftsinn und Ablauf von Bewegungen kann als indirektes Maß für die Propriozeption genutzt werden laut Uri et al., sodass im weitesten Sinne ein propriozeptives Defizit vor der Saison hätte vorliegen können¹²⁵.

Pontillo et al. konnten keinen Zusammenhang zwischen einer Schulterverletzung und der neuromuskulären Rumpfkontrolle, sowie der Haltungsstabilität der unteren Extremitäten. Obwohl das Training der Rumpfstabilität eine große Rolle in der Rehabilitation nach Schulterverletzungen spielt^{126,125}

1.5 Risikofaktoren für eine Rezidivinstabilität

Trotz der fortschrittlichen, anatomisch-adaptierten Refixation des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes wird in der Literatur eine Reluxationsrate von 4%-17% beschrieben^{127,128}.

Diese wird durch ein erneutes Trauma sowie diverse intrinsische und extrinsische Faktoren verursacht⁸². Zu den extrinsischen Faktoren gehören eine unzureichende operative Versorgung oder technische Operationsfehler. Eine unzureichende präoperative Diagnostik und die Missachtung möglicher Glenoiddefekte stellt den wichtigsten Risikofaktor für eine Reluxation dar^{129,130}. Ob die Anzahl der

implantierten Fadenanker auch eine Rolle für die Relaxationsrate spielt, ist bis dato nicht abschließend geklärt^{131,128}.

Zu den patientenabhängigen (intrinsischen) Faktoren zählt vor allem die erhöhte Beanspruchung der Schulter bei Hochleistungs- oder Kontaktsportlern^{2,132,128}. Das Patientenalter ist jedoch als wichtigster Risikofaktor anzusehen, denn je jünger die Patienten sind, desto höher ist das Relaxationsrisiko^{133,134}. Bei den Studien von Voos et al. konnte bei Patienten mit einem Alter unter 20 Jahren eine Rezidivinstabilität von 37,5% erhoben werden¹²⁸. Diese ist signifikant höher als der Gesamtanteil der Rezidivinstabilitäten. Zu den intrinsischen Risikofaktoren gehören auch anatomisch-individuelle Faktoren wie die Hyperlaxität des Kapsel-Band-Apparats, eine große Hill-Sachs-Läsion (größer als 250 mm³) und das Vorliegen einer verschmälerten Gelenkpfanne durch eine knöcherne Begleitverletzung des Humerus oder Glenoids^{135,128}.

1.6 Stand der aktuellen Literatur

Mit der Testung der propriozeptiven Fähigkeit von Probanden haben sich schon verschiedene Studien beschäftigt.

Fanning et al. erstellten eine Zusammenfassung von diversen Studien, um einen Überblick über die Methodik und Parameter und eine mögliche Standardisierung zu erlangen, welche das Outcome bei Athleten nach einer operativen glenohumeralen Stabilisierung untersuchten. Bei den meisten Studien wurde das objektive klinische Outcome und der Bewegungsumfang (ROM) erhoben. In 35% der Fälle wurde der Rowe-Score verwendet¹³⁶. Jedoch nur in 3 % der Studien erfolgte eine Messung des JPS (joint position sense). Daraus lässt sich schlussfolgern, dass im Vergleich zur Gesamtheit der untersuchten Studien nur wenige propriozeptive Messungen erfolgen.

In der Studie von Uri et al. erfolgt die Untersuchung von gesunden Probanden sowie nach arthroskopischem und offenem Bankart-Repair¹²⁵. Die Propriozeption wurde indirekt über die Qualität von Bewegungsabläufen gemessen. Letztere wurde mithilfe von 3D-Kameras gemessen und ausgewertet. Die Untersuchungen fanden präoperativ, sowie nach circa 2-3 Jahren postoperativ statt.

Besonders hervorzuheben sind ein Systematic review von Ager et al., bei welchem verschiedene Methoden, welche für propriozeptive Messungen

verwendet wurden, verglichen wurden. Dabei stellte sich heraus, dass häufig ein isokinetisches Dynamometer verwendet wurde, welches eine hohe Reliabilität aufwies. Andere Methoden wurden seltener verwendet und zeigten insgesamt eine geringere Reliabilität¹³⁷.

Das isokinetische Dynamometer wurde in den Studien von Gomes et al. sowie Fabis et al. für propriozeptive Messungen verwendet^{138,139}.

In der Studie von Diefenbach et al. wurde eine neue 3-dimensionale Methode für die propriozeptive Wahrnehmung getestet, diese zeigte eine gute Erhebung von propriozeptiven Defiziten in Form von Winkelabweichungen. Besonders geeignet zeigte sich die Außenrotationsbewegung mit zusätzlicher Elevation¹⁴⁰.

Ramos et al. verwendeten erstmalig eine App (Anwendungssoftware für Mobilgeräte) zur Beurteilung des JPS der Schulter bei 110° Flexion und des Ellenbogens. Dabei konnte eine gute Reliabilität und Verwendbarkeit der App nachgewiesen werden. Zudem konnte eine hilfreiche Ergänzung bei der Rehabilitation erreicht werden¹⁴¹.

Bei Echalié et al. wurde die Propriozeption von gesunden Probanden getestet. Hierbei wurden beide Schultern getestet und auf Einflüsse der Geschlechter oder der dominanten Seite geachtet¹⁴².

Bei den Untersuchungen von Eshoj et al. wurden die propriozeptiven Fähigkeiten von Probanden mit einer primär traumatischen Schulterinstabilität und rezidivierenden Luxationen verglichen¹⁴³.

2 Material und Methoden

2.1 Beschreibung der Studie

Die vorliegende prospektive randomisierte und kontrollierte Studie wurde an der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik in Frankfurt am Main in der Abteilung der Sportorthopädie, Knie- und Schulterchirurgie durchgeführt. Zu Beginn der Studie lag die Genehmigung der Ethikkommission vor (FF14/2013).

Die Messungen wurden im Zeitraum von November 2013 bis Oktober 2018 durchgeführt.

Es nahmen 32 Patienten an der Studie teil. Sie hatten alle aufgrund einer traumatischen Schulterluxation, eine Bankart-Läsion erlitten. Diese wurde in der Folge arthroskopisch mittels eines Bankart-Repairs versorgt.

Alle Patienten erhielten präoperativ ein ausführliches ärztliches Aufklärungsgespräch sowohl über die Studie und die Ziele der Untersuchungen als auch das operative Vorgehen mit möglichen Risiken und Komplikationen sowie die Nachbehandlung.

Die Patienten erklärten sich mündlich und schriftlich mit ihrer Teilnahme an der Studie einverstanden. Nach standardisiertem Nachuntersuchungsprotokoll erfolgten insgesamt vier Untersuchungen (Follow up, FU). Die erste Untersuchung (FU0) erfolgte unmittelbar vor der operativen Versorgung. Die weiteren (FU1, FU2, FU3) wurden nach 6, 12 und 24 Monaten postoperativ durchgeführt.

Bei jedem FU wurden neben einer standardisierten klinischen Untersuchung spezielle propriozeptive Untersuchungen vorgenommen sowie funktionspezifische Schulderscores erhoben.

Die propriozeptive Testung erfolgte mittels Winkelreproduktionstests in tiefer und hoher Außenrotation. Zur Durchführung der Untersuchungen wurden Infrarotkameras (Vicon) und ein Cybex Gerät verwendet.

Für die statistischen Auswertungen wurden neben der Software Vicon Nexus 1.5.1, Microsoft Excel 2016, die Statistikprogramme BiAS (Biometrische Analyse von Stichproben, Epsilon-Verlag) und SPSS (Statistical Package for the Social Sciences, IBM) verwendet.

2.2 Material

2.2.1 Vicon Kameras

Zur Beurteilung der propriozeptiven Eigenschaften nach der Verletzung und im postoperativen Verlauf erfolgte eine Winkelreproduktionstestung mittels drei Infrarotkameras der Firma Vicon (Vicon Inc., Oxford, Großbritannien). Mithilfe der eingebrachten Infrarotdioden wurde die optische Registrierung der Probanden durchgeführt. Die drei Infrarotkameras wurden über das Computersystem Vicon Nexus 1.5.1 miteinander vernetzt. Diese Software wurde auf einem separaten Laptop installiert und zur Durchführung und Auswertung der Versuche genutzt.

Zusätzlich wurde vor den Messungen eine Kalibrierung durchgeführt, welche zur Ermittlung des sog. „Image error“ diente.

Das Messverfahren mit einem Vicon-System wurde schon in biomechanischen Studien getestet (Windolf et al. 2008), dabei betrug die Genauigkeit der Messungen $0,1^\circ$ bzw. $100 \mu\text{m}^{144}$. Aufgrund der Ähnlichkeit der verwendeten Messinstrumente und Software kann bei den durchgeführten Untersuchungen von einer analogen Genauigkeit ausgegangen werden.

Für die Untersuchung am Patienten wurden Reflektoren sowie Aufklebematerial verwendet. Diese Reflektoren waren rund und hatten einen Durchmesser von etwa einem Zentimeter. Sie wurden an anatomischen Orientierungspunkten der Schulter und des Arms angebracht. Der Arm wurde außerdem in einer speziellen Armschiene in 90° Flexion im Ellenbogengelenk stabilisiert.

Mithilfe des Kamerasystems können Winkelreproduktionstests durchgeführt werden.

Hierfür werden von den Kameras Infrarotlichtsignale ausgesendet, welche von den Reflektoren zurückgeworfen und von den Kameras erfasst werden. Mithilfe der drei Kameraperspektiven kann die Bewegung der Reflektoren im Raum dreidimensional wahrgenommen und aufgezeichnet werden. Die Ausrichtung der Kameras war für alle Messungen identisch.

Die aufgenommenen Armbewegungen können von dem Computerprogramm in eine graphische Darstellung umgewandelt werden, sodass aus den Graphen die reproduzierten Winkelabweichungen als Zahlenwerte erhoben werden können.

Diese Voraussetzungen bieten dem Untersucher die Möglichkeit, das Gesamtausmaß von Bewegungen zu erfassen sowie verschiedenste Bewegungsabläufe aufzuzeichnen und dabei Winkeltests durchzuführen.

2.2.2 Cybex Gerät

Das „Cybex Gerät“ ist ein Dynamometer mit dem Vertriebsnamen System 4 Pro der Firma Biodex. Dieses wird für das physiotherapeutische und isokinetische Training und die Testung der Oberschenkel-, Schulter- und Fußmuskulatur verwendet.

Es besteht aus einem Sitz, an den unterschiedliche Schienen und Griffe montiert werden können. Für die Messungen der vorliegenden Studie wurde eine verstellbare Armschiene verwendet.

Darüber hinaus ist es mit einem Computer über ein kompatibles Programm verknüpft, sodass das Gerät nach automatischer Kalibrierung vom Benutzer für die Messungen eingestellt werden kann.

Das Cybex Gerät bietet die Möglichkeit, Winkelreproduktionstests in zwei Varianten durchzuführen und auszuwerten. Ein voreingestellter Winkel kann aktiv oder in passiver Form reproduziert werden.

Bei der passiven Reproduktion, welche auch assistiv genannt wird, erfolgt die Winkelnachahmung nicht ausschließlich durch den Probanden alleine, sondern die Armschiene bewegt den Arm des Patienten passiv in einem bestimmten Winkelbereich, sodass der Patient nur für die Bestätigung seines Zielwinkels durch einen Buzzer (mobiler Schalter zum Drücken) zuständig ist. Bei der aktiven Form erfolgt zusätzlich die Bewegung der Armschiene in die gewünschte Winkelposition durch den Patienten selbst.

Die gemessenen Winkelabweichungen werden direkt bereitgestellt sowie der Mittelwert der Abweichung, sodass der Untersucher an dem Auswertungsvorgang nicht beteiligt ist.

2.3 Patientenkollektiv

Die vorliegende Diagnose bei den Studienteilnehmern ist eine primär traumatische anteriore Schulterinstabilität. Die teilnehmenden Patienten befanden sich zum

jeweiligen präoperativen Zeitpunkt in einem durchschnittlichen Alter von $24,97 \pm 7,28$ Jahre (*Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD)*).

Die Verteilung der Patienten in Altersgruppen ist in *Abbildung 15* dargestellt. Es wird sichtbar, dass sich der Hauptprobandenanteil im Alter zwischen 20 und 29 Jahren befindet.

Von den 32 Patienten sind 30 männlich und 2 weiblich, prozentual ausgedrückt sind dies 94 % Männer und 6% Frauen.

Insgesamt kann das Patientenkollektiv als jung, hauptsächlich männlich und ausgenommen der akzidentell erlittenen Verletzung als gesund (ohne Komorbiditäten) beschrieben werden.

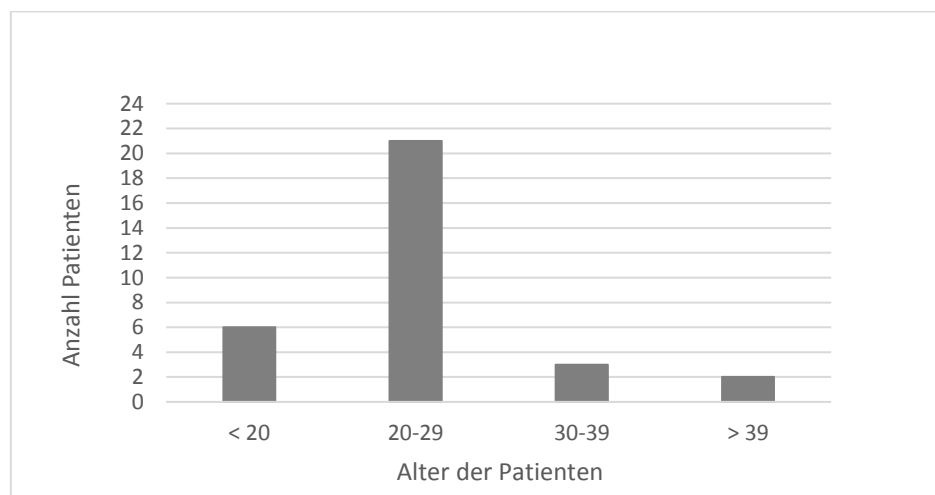


Abbildung 15: Altersverteilung beim Patientenkollektiv

2.3.1 Einschlusskriterien

Als Einschlusskriterien der Studie wurde ein präoperatives Alter in der Altersspanne zwischen 15 und 50 Jahren definiert sowie das Vorliegen einer einseitigen posttraumatischen vorderen Schulterinstabilität, welche als Typ II in der Gerber-Klassifikation eingestuft werden kann. Der Typ II ist als eine unidirektionale Instabilität ohne Hyperlaxität definiert.

Die Diagnose wurde zunächst klinisch verifiziert. Klinisch liegt eine ventrale Schulterinstabilität bei positivem Apprehension- und Relokationstest vor. Zusätzlich wurde der Befund der therapiebedürftigen Bankart-Läsion durch eine

MRT-Aufnahme gesichert. Eine beispielhafte Aufnahme von dem Glenohumeralgelenk eines möglichen Probanden ist in der *Abbildung 16* zu finden.



Abbildung 16: Magnetresonanztomographische Aufnahme eines Schultergelenks mit einer anteroinferioren Schulterinstabilität: Der dicke Pfeil zeigt eine vorliegende Hill-Sachs-Läsion, der dünne Pfeil eine Bankart-Läsion. Der Stern markiert einen artikulären Begleiterguss. (Quelle: Radiologie BG Unfallklinik Frankfurt am Main)

2.3.2 Ausschlusskriterien

Die Ausschlusskriterien besagen, dass bei den Probanden keine Hyperlaxität vorliegen durfte. Zudem wurden Patienten mit signifikanten und therapiebedürftigen knöchernen Defekten an Glenoid und Humerus ausgeschlossen.

Präoperativ erhielten alle Patienten ein konventionelles Röntgen (eine transglenoidale anterior-posterior Aufnahme und eine transkapsuläre Y-Aufnahme nach Neer) und eine MRT-Untersuchung der betroffenen Schulter.

Des Weiteren mussten präoperativ eine Rotatorenmanschettenläsion und eine Defektarthropathie, eine SLAP-Läsion (>Grad I), eine Pulley-Läsion sowie eine Omarthrose ausgenommen werden. Das Vorliegen folgender Begleiterkrankungen führte ebenfalls zum Ausschluss von der Studie: neurologische Defizite (präoperativ), ein bekanntes Tumorleiden sowie eine Steroid-Langzeittherapie (siehe *Tabelle 5*).

Tabelle 5: Übersicht der Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Alter bei OP: 15 bis 50 Jahre	Hyperlaxizität
Einseitige posttraumatische vordere Schulterinstabilität Gerber Typ II	Knöcherner Defekte Glenoid und Humerus
	Rotatorenmanschetten-Läsion oder - Defektarthropathie präoperativ
	SLAP > I° präoperativ
	Pulley-Läsion präoperativ
	Omarthrose präoperativ
	Neurologische Defizite präoperativ
	Tumorleiden jeglicher Genese
	Langfristige Steroidtherapie

2.4 Methoden

2.4.1 Winkelreproduktionstests

Bei den Winkelreproduktionstests wird den Probanden ein Winkel vorgegeben, den sie anschließend aktiv reproduzieren sollen. Dabei befindet sich der Proband in sitzender Position mit dem in 90° flektiertem Ellenbogen und Neutralstellung im Schultergelenk. Die einzunehmenden Winkel stellen Abduktions- und Außenrotationsbewegungen der Schulter dar.

Im Anschluss an die Präsentation des Winkels wird die vorgegebene Position verlassen und der Arm wird mit unveränderter Position im Ellenbogengelenk in die Neutralposition zurückgeführt. Nun werden die Probanden aufgefordert die vorgegebene Position möglichst exakt wieder einzunehmen. Als Maß für den Stellungssinn gilt die Abweichung von der vorgegebenen Position. Die Abweichung wurde in dieser Arbeit mittels 3D-Kameras ermittelt und in Grad [°] angegeben. Eine geringe Differenz zwischen vorgegebenem und reproduziertem Winkel spricht für eine gute Winkelreproduktionsfähigkeit und somit für eine intakte Funktion des Stellungssinns.

Bei der vorliegenden Untersuchung wurden durch die Vicon Kameras ausschließlich aktive Winkelreproduktionstests und durch das Cybex Gerät passive und aktive Messungen durchgeführt.

2.4.2 Vicon-Untersuchung

Mit drei 3D-Kameras der Firma Vicon wurden die Messungen der Winkelreproduktionstests durchgeführt. Die Positionen der Kameras unterschieden sich in ihrem Winkel zum zu untersuchenden Patienten bzw. dessen Schulter, sodass drei Perspektiven aufgezeichnet wurden. Mit dem Computer-Programm Nexus 1.5.1 fand die Erstellung von Graphen statt, anhand derer die Datenerhebung erfolgte. Die Graphen haben die Möglichkeit geboten, Schlussfolgerungen bezüglich der Präzision der Winkelreproduktion der Patienten zu ziehen.

Vor Beginn der Untersuchung erfolgte die Kalibrierung der Kameras und die standardisierte Einstellung des Programms, wodurch Fehlerwerte der Kamerabilder („image error“) erhoben wurden.

Nach der Instruktion des Patienten zum Ablauf der Untersuchungen, wurde der Arm auf der unverletzten Seite mittels einer speziellen Armschiene mit 90° flektiertem Ellenbogengelenk positioniert. Als Markierung für die Kameras wurden nach einem standardisierten Schema spezielle Reflektoren an anatomischen Orientierungspunkten befestigt (laterales Handgelenk (Caput ulnae), lateraler Ellenbogen (Epicondylus lateralis humeri), Acromion, Spina scapulae).

Nach der korrekten Ausrichtung der Reflektoren zu den Kameras, erfolgten die Messvorgänge. Hierbei wurde zuerst die tiefe Außenrotation getestet und die maximale Außenrotationsbewegung im Schultergelenk aktiv und passiv durchgeführt. Der hierfür benötigte Versuchsaufbau wird schematisch in *Abbildung 17* dargestellt. Für die Winkelreproduktionsmessungen wurde der Arm passiv in drei kleine Winkel (ca. 30°) positioniert, welche der Proband nacheinander, mit geschlossenen Augen, aktiv reproduzieren sollte. Anschließend wurden drei größere Winkel (ca. 60°) getestet. Hierbei mussten die Probanden ihre Augen ebenfalls geschlossen halten.

Die Messungen in der Position der hohen Außenrotation erfolgten anschließend nach demselben Schema. Eine geringfügige Veränderung wurde im Versuchsaufbau

vorgenommen, sodass der Oberarm des Patienten in 90° Abduktionsstellung der Schulter abgelegt wurde.

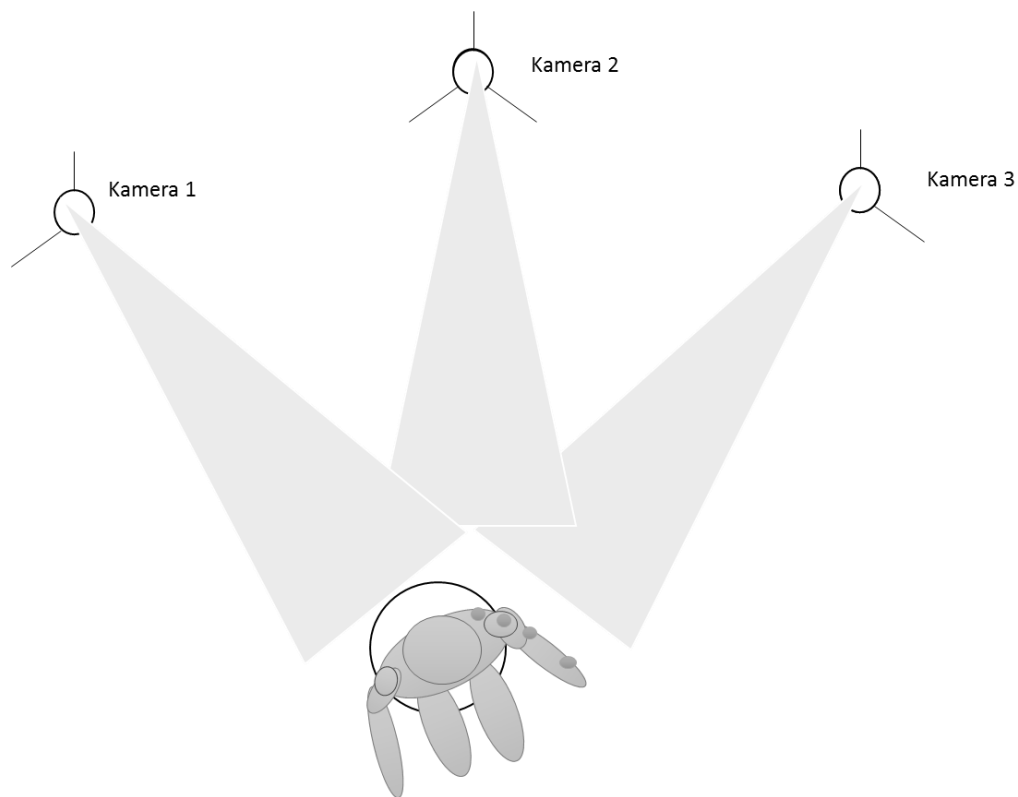


Abbildung 17: Versuchsaufbau Vicon, Ansicht von oben, Messung der tiefen Außenrotation links, Proband befindet sich in sitzender Haltung vor den Kameras, mit Blickrichtung weg von den Kameras, die Reflektoren sind als dunkelgraue Kreise dargestellt.

Analog zur gesunden Seite wurde nachfolgend die verletzte Seite mit Hilfe derselben Vorgehensweise untersucht. Hierbei wurde beachtet, dass schmerzhaftes Bewegungen vermieden und eine Anpassung der Untersuchung an vorliegende Bewegungseinschränkungen erfolgte.

2.4.3 Cybex-Untersuchung

Bei der Cybex-Messmethode wurde nach erfolgreicher Kalibrierung der „Patientensitz“ und die Armschiene, welche am Gerät befestigt wurde, auf den Patienten eingestellt. Die Armposition ähnelte der oben beschriebenen Armposition bei den Vicon-Untersuchungen.

Der Versuchsaufbau ist in der *Abbildung 18* dargestellt.



Abbildung 18: Cybex Gerät, verstellbarer Sitz mit Apparatur für die Armschiene und angeschlossenem Computer (Abbildung von der Webseite der Firma Biodex, <http://www.biodex.com/physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro>)

Zuerst erfolgte die Untersuchung der gesunden Schulter, bei der zur Verhinderung des visuellen Feedbacks die Augen geschlossen wurden.

Die Winkeltests wurden zuerst in der tiefen Außenrotation durchgeführt. Hierbei wurden vorgegebene Winkel zur Ausrichtung der Armschiene zum Sitz und zum Patienten verwendet.

Zu Beginn der Untersuchung wurden jedem Patienten fest definierte Winkel passiv vorgegeben. Anschließend erfolgte die aktive Reproduktion der vorgegebenen Winkel. Beim Erreichen der Zielposition führte eine Bestätigung durch eine Drucktaste, dem sogenannten Buzzer, zur Wertung des Winkels.

Die aktive Reproduktion bestand aus drei Winkeln, welche jeweils vom definierten Ausgangspunkt gemessen 35° besaßen.

Die anschließende passive (assistive) Reproduktion erfolgte je bei Winkeln von 30° . Hierbei erfolgte die Bestätigung des Winkels mithilfe des Buzzers während einer passiven Bewegung der Armschiene von der Ausgangsposition bis hin zu 45° Außenrotation.

Die hohe Außenrotationstestung fand nach demselben Schema, nur mit veränderten Winkeleinstellungen und einer etwas mehr liegenden Sitzposition statt.

Ebenso erfolgte die Untersuchung der verletzten Gegenseite. Hierbei wurden bei eventuell schmerzhaften Bewegungen oder Bewegungseinschränkungen die Winkelmaße angepasst.

2.5 Veränderung der Propriozeption der verletzten Schulter

Anhand der Messungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten kann die Entwicklung der propriozeptiven Fähigkeiten untersucht werden.

Aus der Gegebenheit, dass die erhobenen Daten von denselben Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten stammen, ergibt sich, dass abhängige Wertemengen vorliegen.

Die Erwartung bei dem Vergleich der Messwerte der verletzten Schultern zu den verschiedenen Nachuntersuchungszeitpunkten ist, dass sich die Messwerte zum Zeitpunkt FU1 im Vergleich zu den Messwerten vom Zeitpunkt FU0 verschlechtern haben (höhere Winkelabweichungen). Bei den nachfolgenden Messzeitpunkten wird eine Verbesserung im Vergleich zu FU1 erwartet (niedrigere Winkelabweichungen) und bei dem letzten Messzeitpunkt (FU3) kann sogar eine Verbesserung zu FU0 erwartet werden. Diese theoretische Annahme ist darin begründet, dass es ein Potential zur Regeneration der propriozeptiven Fasern nach Traumata und operativen Eingriffen gibt.

Für die statistische Überprüfung der Fragestellung kann eine Berechnung mittels einer Varianzanalyse erfolgen. Die Nullhypothese hierbei ist, dass zu den unterschiedlichen Zeitpunkten lediglich zufällige Unterschiede zwischen den Messwerten der verletzten Schultern bestehen.

Bei der Varianzanalyse erfolgt eine Testung auf Unterschiede zwischen den Untersuchungen in Abhängigkeit von der Zeit (Innersubjektfaktor).

Im vorliegenden Fall wurden aufgrund der stark reduzierten Probandenzahl in der Varianzanalyse, zusätzlich Wilcoxon-matched-pairs-Tests für einzelne Zeitpunktevergleiche durchgeführt.

2.6 Klinische Scores

Der funktionelle klinische Status wurde mithilfe etablierter Schulter scores erhoben. Dazu wurden der Walch-Duplay-Score (WDS), der Rowe Score (RS) und der

Constant-(Murley)-Score (CS) genutzt. Die Erhebung fand bei jedem Follow-up statt. Die Verwendung schulterpezifischer Scores ermöglicht eine gute Reproduzierbarkeit und Vergleichsmöglichkeit zwischen den Patienten.

Der **Walch-Duplay-Score** ist ein instabilitätsspezifischer Score, der sich aus Fragen zu vier Themen zusammensetzt: der Aktivität des Patienten, der Stabilität der Schulter, dem Schmerzensum und der Beweglichkeit des Schultergelenks¹⁴⁵. Es können 0 bis 100 Punkte erreicht werden. Die erlangte Punktzahl kann in vier Bereiche eingeteilt werden, „ausgezeichnet“ (91 bis 100 Punkte), „gut“ (76 bis 90 Punkte), „ausreichend“ (51 bis 75 Punkte) und „schlecht“ (weniger als 50 Punkte).

Bei dem **Constant-Score** wird im Gegensatz dazu der Fokus auf die Schulterfunktion gelegt. Es wird das Schmerzniveau, die Kraft, der Bewegungsumfang und das Aktivitätsniveau erfasst¹⁴⁶. Dabei werden subjektive und objektive Kriterien verwendet. Hierbei können schon geringe Veränderungen der Funktion erfasst werden. Auch beim Constant-Murley-Score können zwischen 0 und 100 Punkte erreicht werden.

Der **Rowe-Score** ist wie der WDS ein instabilitätsspezifischer Score. Es gibt verschiedene Versionen dieses Scores. In der vorliegenden Studie wurde der zuerst publizierte (1978) Rowe-Score verwendet¹⁴⁷. Es werden Fragen zu den Kategorien Stabilität (maximal 50 Punkte), Beweglichkeit (maximal 20 Punkte) und Funktion (maximal 30 Punkte) erhoben. Dabei können maximal 100 Punkte erreicht werden. Insgesamt liegt der Fokus aufgrund der Punkteverteilung auf der Instabilität. Die Ergebnisse können in die Kategorien „ausgezeichnet“ (90-100 Punkte), „gut“ (75-89 Punkte), „mäßig“ (51-74 Punkte) und „schlecht“ (50 oder weniger Punkte) eingeteilt werden.

2.7 Operationstechnik und Operationsablauf

Der arthroskopische Bankart-Repair erfolgte bei allen Patienten in Seitenlagerung mit dem Arm 45° abduziert (siehe *Abbildung 19*).

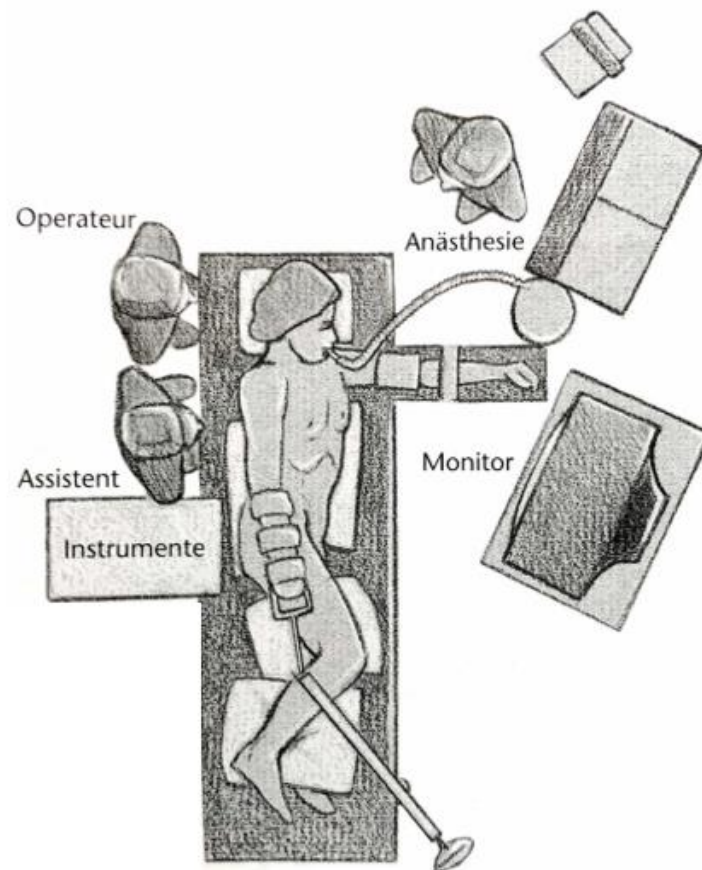


Abbildung 19: Beispielhafte schematische Darstellung einer möglichen operativen Situation beim Bankart-Repair: Patient befindet sich in der Seitenlagerung und wird umgeben von Geräten und Personal. (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; Magošch, Petra (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag, Kap. 9, S. 239)

In Narkose wurde die Schulter erneut klinisch untersucht, um die Instabilität und eine mögliche Hyperlaxität erneut zu beurteilen.

Anschließend erfolgte das sterile Abwaschen und sterile Abdecken sowie das Anzeichnen der sogenannten Landmarks, das heißt die Markierung anatomischer Orientierungspunkte.

Begonnen wurde standardisiert mit der Anlage des dorsalen Standardportals (I in der *Abbildung 20*). Nach einer ausführlichen diagnostischen Arthrooskopie und Dokumentation der vorliegenden Pathologie(n) erfolgte die Anlage des antero-inferioren Standardportals (II in der *Abbildung 20*) streng oberhalb des Musculus subscapularis mit Ausrichtung zum vorderen Glenoid.

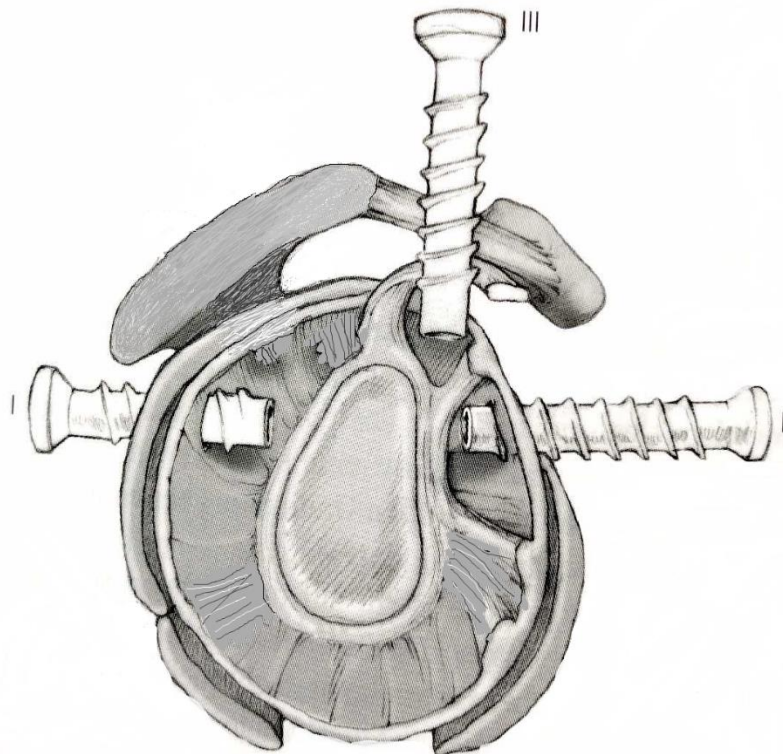


Abbildung 20: Schematische Darstellung der glenohumeralen Portale: I-dorsales, II-anteroinferiores, III-anterosuperiores Portal, (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; Magosch, Petra (2011): *Schulterchirurgie*. 4. Aufl: Urban Fischer Verlag Kap. 9, S. 242)

In die Studie eingeschlossen wurden alle Patienten, welche in der Tasthakenuntersuchung ein instabiles ventrales Labrum loco typico zeigten. Das Labrum zeigte sich hierbei instabil bis zum sogenannten 6-Uhr-Pol des Glenoids. Die Ringstruktur blieb hierbei jedoch intakt.

Anschließend wurde zur Absicherung mit dem Tasthaken die Rotatorenmanschette überprüft, welche keine Auffälligkeiten zeigen durfte. Danach erfolgte die Beurteilung einer möglichen Hill-Sachs-Impression und Ausschluss einer sog. „Engaging Hill-Sachs Läsion“. Zur Indikation eines Bankart-Repairs muss bei maximaler Außenrotation der Humeruskopf auf dem Glenoid „on track“ sein. Abschließend wird die Beurteilung des dorsalen Kapsel-Band-Apparates und der Ausschluss einer HAGL-Läsion durchgeführt.

Zur Vorbereitung des **Bankart-Repair** wurde danach das laterale, suprabicipitale Portal (III in der *Abbildung 20*) angelegt, welches sich posterior der langen Bizepssehne befindet und für die Optik genutzt wird. Das anteroinferiore Portal

diente als Arbeitsportal und wurde mit einer 8,5mm Arbeitskanüle versehen, ohne den Gelenkknorpel oder den Musculus subscapularis zu verletzen.

Anschließend wurde zunächst mit der Bankart-Schere und dem Raspatorium der ventrale Kapsel-Labrumbereich auf 180° bis zur Subscapularissehne entlang des Glenoids und bis zum unteren Glenoidpol streng entlang des Knochens mobilisiert. Mit dem Shaver wurde anschließend der Glenoidrand und das Labrum angefrischt bis eine kapilläre Blutung generiert wurde, um einen vitalen „Rand“ zu erhalten. Nun waren die Voraussetzungen geschaffen, um den Kapsel-Labrum-Komplex am angefrischten Labrum zu fixieren.

Mit einem arthroskopischen Shuttle-System (sogenanntes Suture-Lasso) wurde der Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex durchstoßen und mit 2 Fäden (FiberWire No 2, Fa. Arthrex) umschlungen. Hierüber wurde sowohl das Labrum armiert als auch ein Kapselshift der anterioren Kapsel durchgeführt. Danach wurde nach dem sog. „Suture First“ Prinzip ein Bohrloch gesetzt und überbohrt, sodass der Fadenanker (3,5mm BioComposit-PushLock-Anker, Fa. Arthrex) eingeschlagen werden konnte. Die durchschnittlich eingebrachte Ankerzahl lag bei 2,5 Ankern pro Patient.

Zum Ende der Operation erfolgte die Kontrolle der Rekonstruktion und die Beurteilung der zentralen Stellung des Humeruskopfes auf dem Glenoid.

Abschließend erfolgte nach der Spülung der Gelenkkapsel das Operationsende durch den Hautverschluss. Unmittelbar danach wurde ein steriler Verband und ein Schulterabduktionskissen (SAS15-Kissen, Fa. Medi) zur Nachbehandlung angelegt. Die **Nachbehandlung** begann bei allen Patienten ab dem ersten Tag postoperativ mit passiver Beübung. Das Schulterabduktionskissen wurde zunächst für 4 Wochen Tag und Nacht und anschließend für 2 weitere Wochen zur Nacht getragen. Eine Wiedereingliederung in den Sport erfolgte frühestens nach 4 Monaten postoperativ. Schulterbelastende und Überkopfsportarten wurden ab dem 7. Monat postoperativ freigegeben.

2.8 Statistische Auswertungen

Die statistische Auswertung der Winkelreproduktionstests, die Berechnungen und Darstellung der Ergebnisse wurde mithilfe des Microsoft Excel 2016 Programms und der Statistikprogramme BiAS (Version 11.08) und SPSS (IBM, Version Statistics 23) durchgeführt. Bei der statistischen Auswertung wurden aus den einzelnen

Messwerten, welche durch die Winkelreproduktionstests erhoben wurden, Mittelwerte und Standardabweichungen der gesunden und verletzten Schulter errechnet.

2.8.1 Bildung von Mittelwerten

Bei der **Cybex-Untersuchung** wurde aus den Abweichungen in den Winkelreproduktionstests die mittlere Winkeldifferenz in Grad berechnet. So wurden insgesamt 3 Werte pro Seite und Bewegung (TAR und HAR) erhoben. Dies bedeutet, dass der Mittelwert für die hohe und tiefe Außenrotation aus 3 Einzelwerten besteht und der Durchschnittswert von der verletzten Patientenseite sich aus 6 Einzelwerten zusammensetzt.

Bei den Ergebnissen der **Vicon-Untersuchung** wurden pro Schulter und Bewegung drei „*kleine*“ und drei „*große*“ Winkelwerte erhoben. Zusätzlich zu den insgesamt sechs Winkeldifferenzen, wird die Differenz zwischen der aktiven und der passiven Ausführung der Bewegung gemessen. Dabei hat der letztgenannte Wert eine geringere Aussagekraft, da physiologischerweise ein Unterschied zwischen der aktiven und passiven Beweglichkeit eines Gelenkes besteht

Die Differenz der Winkelreproduktionstests zwischen dem vorgegebenen und nachgeahmten Winkel sollte im optimalen Fall null Grad sein.

2.8.2 Statistische Grundlagen

Um eine mögliche Abweichung der Winkelreproduktionstests zu beurteilen, wurde der Vergleich zur gesunden Gegenseite angestrebt. Dafür wurde eine Seitendifferenz von 2° als klinisch relevant festgelegt.

Die Irrtumswahrscheinlichkeit p , welche für die Berechnung der Signifikanz verwendet wurde, wurde auf 5% festgelegt.

Zur Auswertung wurden die Varianzanalyse (Anova), der Wilcoxon matched-pairs-Test und der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test als statistische Verfahren angewendet.

2.8.2.1 Prüfung der Voraussetzungen

Bei der grundlegenden Betrachtung der Messwerte stellt sich die Frage, ob die Messdaten normalverteilt sind, da dies die Voraussetzung für viele statistische

Testverfahren ist. Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs kann nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden, was auch die Darstellung in den Histogrammen zeigt (siehe Anhang).

Daraus ergibt sich, dass keine Testverfahren, die eine Normalverteilung voraussetzen, angewendet werden können, sondern auf sogenannte nicht-parametrische Testverfahren zurückgegriffen werden muss.

Aufgrund der mehrfachen Testung derselben Personen ergeben sich abhängige Wertepaare und bei den Schulterseiten unabhängige Wertepaare, welche die Anwendung verschiedener Testverfahren erfordern. Für abhängige Wertepaare kann der Wilcoxon matched-Pairs-Test genutzt werden, für unabhängige Datensätze der Wilcoxon-Mann-Whitney-Test.

Zuletzt sollte noch das Skalenniveau der vorliegenden Daten geprüft werden. Bei der Studie können die Messwerte als Verhältnisskala deklariert werden, welche das höchste Skalenniveau in der Statistik darstellt.

2.8.3 Varianzanalyse

Die Varianzanalyse (ANalysis Of VAriance, kurz ANOVA) stellt eine Alternative zum *t-Test* dar, wobei die Varianzanalyse den Vorteil besitzt, mehr als zwei Messzeitpunkte vergleichen zu können. Dabei wird geprüft, ob Differenzen zwischen den Gruppen und innerhalb der Gruppen zwischen den verschiedenen Messzeitpunkten bestehen.

Daher kann die Varianzanalyse optimal für die Analyse von zwei Gruppen mit Messergebnissen zu verschiedenen Zeitpunkten (Messwiederholungen), wie in der Studie vorliegend, genutzt werden.

Die Nullhypothese hierbei ist, dass zwischen den verschiedenen Gruppen, beispielsweise zwischen den verletzten und gesunden Schultern, keine signifikante Differenz in der Winkelabweichung besteht.

Bei den Berechnungen der Varianzanalyse lassen sich Innersubjektfaktoren und Zwischensubjektfaktoren unterscheiden.

Der Innersubjektfaktor ist die Zeit, dies bedeutet, dass bei der Berechnung die Entwicklung der Messwerte über die verschiedenen Messzeitpunkte analysiert wird. Dafür können verschiedene Messzeitpunkte (sogenannte

Messwiederholungen) als Stufen definiert werden, diese sollten möglichst dieselbe Größe haben, also denselben Zeitabstand.

Die Berechnung des Zwischensubjektfaktors beleuchtet die Unterschiede und Entwicklungen zwischen den beiden betrachteten Gruppen.

Allerdings werden bei der Anova nur die Wertepaare berücksichtigt, die zu allen Zeitpunkten erhoben werden konnten, sodass sich der Umfang der Stichprobe stark reduzieren kann, wenn von einem Probanden nicht zu allen Messzeitpunkten Daten erhoben wurden.

Bei dem Ergebnis der Varianzanalyse muss immer die Sphärizität geprüft werden, da diese eine Voraussetzung bei der Durchführung der Anova mit Messwiederholungen darstellt. Bei der Varianzanalyse mit SPSS wird das Vorliegen von Sphärizität mit dem Mauchly-Test überprüft. Liegt der *p-Wert* dieses Tests bei 0,05 oder ist größer, dann ist die Sphärizität gegeben. Dies bedeutet, dass die Varianzen der Differenzen aller Paare von unabhängigen Messungen gleich sind. Somit muss keine Korrektur der Freiheitsgrade erfolgen.

Zur Veranschaulichung dient das folgende Beispiel für drei Messungen:

$$d_1 = x_1 - x_2 \qquad d_2 = x_1 - x_3 \qquad d_3 = x_2 - x_3$$

Wenn $Var(d_1) \approx Var(d_2) \approx Var(d_3)$, dann liegt Sphärizität vor.

Eine Varianzanalyse hat den Vorteil, Unterschiede einer Messreihe zu analysieren, sodass eine Aussage über eine mögliche Differenz in der Messreihe direkt getroffen werden kann. Wenn in der Varianzanalyse keine Unterschiede gefunden werden, dann ist es unmöglich, bei dem alleinigen Vergleich von zwei Zeitpunkten innerhalb der Messreihe Differenzen aufzufinden. Wenn jedoch die Varianzanalyse Hinweise auf das Vorliegen einer Differenz zwischen den betrachteten Gruppen aufzeigt, sind weitere Berechnungen von Zwei-Zeitpunktvergleichen notwendig, um den genauen „Ort“ der Differenzen zu finden.

Wenn in der Varianzanalyse keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen werden können, dann ist es unmöglich, dass in den Tests der einzelnen Zeitpunkte eine signifikante Differenz auftritt. Dies bedeutet, dass die in den folgenden Kapiteln

erläuterten Tests (Wilcoxon matched-pairs- und Wilcoxon-Mann-Whitney-Test) in ihrer Wertigkeit der Varianzanalyse untergeordnet sind, da sie nur die Möglichkeit bieten, zwei Zeitpunkte (Wertepaare) zu vergleichen. Trotzdem erfolgt die Anwendung dieser Testverfahren, da in der Varianzanalyse nur Patienten mit Datensätzen zu allen Zeitpunkten verwendet werden können und dies sind nur 14 von 32 Probanden. Bei den Zeitpunktvergleichen können mehr Patienten verglichen werden, sodass der Wilcoxon matched-pairs-Test und der (Wilcoxon)-Mann-Whitney-U-Test ergänzend angewendet werden.

2.8.4 Wilcoxon matched-pairs-Test

Der Wilcoxon-matched-pairs-Test wird im Deutschen auch Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test genannt und dient dem Vergleich von zwei verbundenen Stichproben. Dies können gepaarte Beobachtungen sein, wie z.B. dieselben Probanden zu verschiedenen Zeitpunkten. Der Wilcoxon-matched-pairs Test wird angewendet, wenn nicht-normalverteilte Datensätze vorliegen, bei denen die Verwendung des *t-Tests* nicht möglich ist. Nichtparametrische Stichproben sind definiert als Datensätze, bei denen als Voraussetzung keine Annahme über die Verteilung des Merkmals gemacht werden kann. Somit besteht die Möglichkeit, dass keine Normalverteilung vorliegt. Als Voraussetzung für die Durchführung des Tests dient eine unabhängige, identisch und symmetrisch verteilte Stichprobenvariable. Die Stichprobenvariable beschreibt mit ihrer Verteilung die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Merkmals.

Der Wilcoxon-Test dient somit zur Überprüfung der symmetrischen Anordnung von Differenzen. Dabei ist die Frage, wie die paarweise angeordneten Beobachtungen um den Median gleich Null verteilt sind.

Das Hauptaugenmerk wird beim Wilcoxon-matched-pairs Test demzufolge nicht auf die Verteilung des Merkmals gelegt, sondern auf die symmetrische Anordnung der Paardifferenzen des Merkmals um den Median. Es wird die Gleichheit der zentralen Differenzen von zwei gepaarten Stichproben überprüft.

Die Nullhypothese H_0 ist definiert als:

$$H_0: \tilde{x}_{Differenz} = 0$$

Die Alternativhypothese H_1 ist dementsprechend so definiert, dass die Differenz der Mediane ungleich Null ist:

$$H_1: \tilde{x}_{Differenz} \neq 0$$

Wenn die Nullhypothese abgelehnt wird, dann wird die Alternativhypothese angenommen. In diesem Fall liegen verschiedene Verteilungen des Merkmals vor, da die Grundgesamtheit keine identischen Differenzen im Vergleich zum Median oder den Stichproben aufweist. Darauf basierend können die Hypothesen wie folgt formuliert werden:

Die Nullhypothese H_0 besagt, dass die Verteilungsfunktionen der gepaarten Beobachtungen identisch sind.

Die Alternativhypothese H_1 besagt, dass sich die Verteilungsfunktionen in ihrer Lage oder Form unterscheiden.

Im vorliegenden Fall werden vier gepaarte Stichproben in Relation gesetzt, aufgrund der Erhebung der Daten zu vier Zeitpunkten. Dies bedeutet, dass pro Durchführung des Tests je die Differenz der Messwerte von zwei Zeitpunkten gegeneinander auf die symmetrische Verteilung der zentralen Tendenzen um den Median geprüft werden. Anhand der Hypothesen kann das Ergebnis interpretiert werden. Wenn die Nullhypothese zum 5% Signifikanzniveau nicht abgelehnt werden kann, dann stammen die beiden Stichproben aus derselben Grundgesamtheit. Es besteht also keine signifikante Differenz zwischen den beiden geprüften Datensätzen. Wenn die Nullhypothese abgelehnt wird, kann auf eine Differenz zwischen den Verteilungsfunktionen geschlossen werden.

Bei der Berechnung des Wilcoxon matched-pairs-Tests wird zusätzlich der Hodges-Lehmann-Schätzer (HLS) mit zugehörigen Tukey-Konfidenzintervallen berechnet. Der HLS ist ein Schätzwert der medianen Differenz. Im Gegensatz zum Wilcoxon matched-pairs-Test haben die Ausreißer weniger Einfluss, da es bei der Berechnung des Wertes zu einer Quadrierung der Werte kommt.

Die Tukey-Konfidenzintervalle sind Konfidenzintervalle, die für alle paarweisen Differenzen erstellt werden. Bei Mehrfachvergleichen wird die Wahrscheinlichkeit

einen Fehler 1. Art zu begehen größer, sodass das Konfidenzniveau angepasst werden muss. Dies erfolgt durch die Tukey-Methode.

Bei der Anwendung des Wilcoxon-Tests fallen bei den Lageparametern zum Teil starke Ausreißer auf. Um die Daten von Ausreißern zu bereinigen, wurde eine Boxplot-Analyse durchgeführt. Dabei werden Ausreißer identifiziert, die sich außerhalb des 1,5-fachen Interquartilsabstands ober- bzw. unterhalb der Grenze des ersten oder dritten Quartils befinden. Die Datenmenge wurde nur von diesen graphisch dargestellten Ausreißern bereinigt.

2.8.5 Mann-Whitney-U-Test

Der (Wilcoxon)-Mann-Whitney-U-Test (Syn. Rangsummentest oder U-Test) dient der Testung von zwei unabhängigen Stichproben auf die Gleichheit ihrer Lageparameter Median. Er ist ein nicht-parametrisches statistisches Verfahren, welches als Alternative für den *t-Test* genutzt werden kann. Das Testprinzip ist vergleichbar mit dem des Wilcoxon-matched-pairs-Tests, nur dass beim hiesigen Testverfahren unabhängige Stichproben untersucht werden können.

Die Voraussetzung ist, dass die beiden unabhängigen Stichproben mindestens ordinalskaliert sind. Für die Testdurchführung bei Excel werden Ränge für die Messwerte definiert. Zudem werden für die Anwendung der U-Statistik-Formeln die Anzahl der Messwerte pro Gruppe sowie die Rangsumme der Gruppen benötigt. Für die Berechnung der U-Statistik können beide der angegebenen Formeln genutzt werden. In den nachfolgenden Berechnungen wurden jeweils beide Formeln genutzt.

$$U - \text{Statistik 1} = \text{Rangsumme} - \frac{n * (n + 1)}{2}$$

$$U - \text{Statistik 2} = n_1 * n_2 + \frac{(n_1 * (n_1 + 1))}{2} - \text{Rangsumme 1}$$

Aus den berechneten Werten der U-Statistik-Formeln wird der kleinste Wert verwendet (abgekürzt mit U-Wert) und mit dem kritischen Wert für den Mann-

Whitney-Test verglichen. Dieser kritische Wert existiert in Wertetabellen, abhängig von der Anzahl der Messwerte pro Gruppe (siehe Anhang).

Wenn der minimale U-Wert größer ist als der kritische Wert, bedeutet dies, dass die Nullhypothese beibehalten werden kann, da keine Differenz zwischen den Gruppen nachgewiesen werden konnte.

Wenn der minimale U-Wert jedoch kleiner ist als der kritische Wert, dann kann die Nullhypothese verworfen und eine Differenz zwischen den Gruppen angenommen werden.

3 Ergebnisse

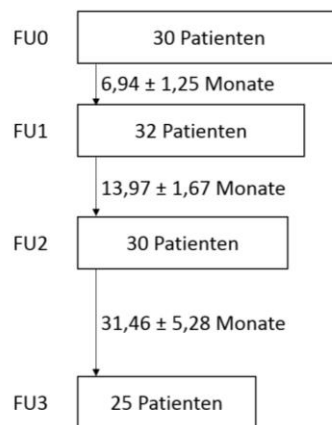
Die Ergebnisse beginnen mit einer deskriptiven Beschreibung des Patientenkollektivs und der Follow-ups. Im Anschluss werden die unterschiedlichen Berechnungen zur Prüfung der Hypothesen dargestellt. Beginnend mit der Varianzanalyse, nachfolgend mit dem Zeitpunktevergleich der Propriozeption sowie weitere Subgruppenanalysen und der Methodenvergleich. Zum Ende erfolgt die Darstellung der Ergebnisse der klinischen Scores, der Bewegungsausmaße Außenrotationsbewegung und eine Fallzahlberechnung.

3.1 Deskriptive Analyse des Patientenkollektivs

Von 2013 bis 2018 wurden insgesamt 32 Patienten unter Beachtung der in Tabelle 5 des Abschnitts 2.3.1 aufgeführten Ein- und Ausschlusskriterien in die Studie aufgenommen. Es handelt sich dabei um 30 Männer und 2 Frauen, wobei das durchschnittliche Alter aller eingeschlossenen Patienten bei $25,0 \pm 7,3$ Jahren (*Mittelwert (MW) \pm Standardabweichung (SD)*) lag.

Die durchschnittliche präoperative Luxationszahl der Studienpatienten belief sich auf $2,72 \pm 1,92$ Luxationen. Die Dauer zwischen traumatischer Schultererstluxation und der operativen Versorgung betrug durchschnittlich etwa $22,1 \pm 32,5$ Monate. Betroffen waren insgesamt 17 linke und 15 rechte Schultern. In 53% (17 von 32) der Fälle zeigte sich die Luxation auf der dominanten Seite.

Alle Patienten wurden nach standardisiertem Vorgehen operativ versorgt. Bei der operativen Versorgung mittels arthroskopischem Bankart-Repair wurden durchschnittlich 2,41 Anker implantiert. Postoperativ wurden alle Patienten nach 6 (FU1), 12 (FU2) und 24 (FU3) Monaten zur Nachuntersuchung einbestellt. Die epidemiologischen Daten sind mit den zugehörigen Standardabweichungen in *Tabelle 6* aufgelistet.

Tabelle 6: Zeitlicher Verlauf und Entwicklung Patientenkollektiv

Bei insgesamt fünf Patienten war im Verlauf eine Nachuntersuchung nicht mehr möglich. Keiner der Patienten erlitt innerhalb der ersten 24 Monate postoperativ eine Reluxation der Schulter. Telefonisch wurde eine hohe Zufriedenheit mit der operierten Schulter ohne subjektives Instabilitätsgefühl oder Schmerzen angegeben. Die Fortführung der Studie war den fünf verlorenen Patienten aufgrund eines Umzuges oder aus persönlichen Gründen nicht möglich.

Ein Patient erlitt eine traumatische Reluxation beim Kontaktsport 24 Monate nach arthroskopischer Schulterererstabilisierung. Die Diagnostik zeigte einen glenoidalen Defekt, sodass der Patient mittels eines Coracoid-Transfers nach Latarjet operativ stabilisiert wurde.

3.2 Deskriptive Analyse der Follow-Ups

Die Nachuntersuchungen wurden nach einem standardisierten Untersuchungsprotokoll durchgeführt. Hierbei erfolgte eine ausführliche körperliche Untersuchung, die Beurteilung der Schulterfunktion im Score sowie die propriozeptive Messung mittels Vicon-System und Cybex. Die erste Untersuchung (FU0) wurde unmittelbar präoperativ durchgeführt und wird daher als Zeitpunkt „OP“ definiert. Die erste postoperative Nachuntersuchung fand durchschnittlich 6,94 ($\pm 1,25$) Monate nach der operativen Schulterstabilisierung statt (siehe *Tabelle 6*). Die FU2 wurde nach 13,97 ($\pm 1,67$) Monaten und die FU3 nach circa 31,46 ($\pm 5,28$) Monaten durchgeführt.

3.2.1 Varianzanalyse der Propriozeption der verletzten Schultern

Die Varianzanalyse wurde zum Vergleich der propriozeptiven Defizite der verletzten Schultern über alle Messzeitpunkte verwendet.

Bei der Anwendung der Varianzanalyse mit Messwiederholungen können die Messwerte zu den verschiedenen Messzeitpunkten verglichen werden. Es liegen Datensätze mit ähnlichen Mittelwerten zu den Zeitpunkten FU0, FU1, FU2 und FU3 vor Lageparametern. Insgesamt werden hierbei 14 Probanden verglichen.

In der nachfolgenden Abbildung sind die Ergebnisse des Mauchly-Tests dargestellt, welche das Vorliegen von Sphärizität prüft. Die Sphärizität kann als gegeben angesehen werden, da der Mauchly-Test signifikant wird (Signifikanz 0,164). Es müssen demnach keine Korrekturverfahren angewendet werden.

Maß: MEASURE_1

Innersubjekteffekt	Mauchly-W	Approx. Chi-Quadrat	df	Sig.	Epsilon ^b		
					Greenhouse-Geisser	Huynh-Feldt	Untergrenze
Faktor1	,511	7,876	5	,164	,683	,812	,333

Abbildung 21: Varianzanalyse SPSS. Mauchly-Test auf Sphärizität.

Der Test auf Innersubjekteffekte ergibt, dass die Sphärizität angenommen werden kann. Die Wahrscheinlichkeit von $p = 0,424$ liegt oberhalb des Signifikanzniveaus. Einen signifikanten Unterschied zwischen den vier Messzeitpunkten gibt es nicht ($F(3,39) = 0.953, p = .424$).

In der Tabelle „paarweise Vergleiche“ (siehe *Abbildung 23*) wurde ein Post hoc Vergleich zwischen den einzelnen Zeitpunkten durchgeführt. Es gibt keinen signifikanten Effekt. Dies war zu erwarten, weil die obengenannten Tests keine Signifikanz gezeigt haben.

Die Pillai-Spur ergibt, dass es keine Unterschiede zwischen den Bedingungen gibt, auch wenn sie jeweils eins-zu-eins verglichen werden (*Pillai-Spur: 0,132, $F(3,39) = 0.953, p = 0,424$*).

Die Pillai-Spur wird zur Prüfung der Konstruktion von Teststatistiken verwendet und mit nachfolgender Formel berechnet.

$$P = Spur (W(W + B)^{-1}) = \sum_{i=1}^g \frac{1}{1 + \lambda_i}$$

Effekt	Wert	F	Hypothese df	Fehler df	Sig.	Partielles Eta-Quadrat	Dezentr. Parameter	Beobachtete Schärfe ^c
Faktor1 Pillai-Spur	,132	,557 ^b	3,000	11,000	,654	,132	1,670	,130
Wilks-Lambda	,868	,557 ^b	3,000	11,000	,654	,132	1,670	,130
Hotelling-Spur	,152	,557 ^b	3,000	11,000	,654	,132	1,670	,130
Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,152	,557 ^b	3,000	11,000	,654	,132	1,670	,130

Abbildung 22: Varianzanalyse SPSS. Multivariate Tests

Maß: MEASURE_1

(I)Faktor1	(J)Faktor1	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Sig. ^a	95% Konfidenzintervall für die Differenz ^a	
					Untergrenze	Obergrenze
1	2	,122	,394	1,000	-1,102	1,346
	3	,214	,450	1,000	-1,184	1,613
	4	-,662	,740	1,000	-2,960	1,637
2	1	-,122	,394	1,000	-1,346	1,102
	3	,092	,428	1,000	-1,236	1,421
	4	-,784	,631	1,000	-2,745	1,177
3	1	-,214	,450	1,000	-1,613	1,184
	2	-,092	,428	1,000	-1,421	1,236
	4	-,876	,704	1,000	-3,065	1,312
4	1	,662	,740	1,000	-1,637	2,960
	2	,784	,631	1,000	-1,177	2,745
	3	,876	,704	1,000	-1,312	3,065

Basiert auf den geschätzten Randmitteln
 a. Anpassung für Mehrfachvergleiche: Bonferroni.

Abbildung 23: Varianzanalyse SPSS. Paarweise Vergleiche.

3.2.2 Zeitpunktvergleiche – Wilcoxon-matched-pairs-Test

Der Wilcoxon-matched-pairs-Test wird für den Vergleich der einzelnen Zeitpunkte untereinander genutzt. Dabei werden höhere Probandenzahlen als bei der Varianzanalyse angestrebt, weshalb der Wilcoxon-matched-pairs-Test ergänzend zu der Varianzanalyse durchgeführt wurde.

3.2.2.1 FU0 versus FU1 - Propriozeption

Die Möglichkeit der Winkelreproduktion der hohen und tiefen Außenrotation unter Ausschluss von visuellen und auditiven Reizen zeigte in der präoperativen Untersuchung (FU0) eine durchschnittliche Abweichung der verletzten Schulter von 3,56°. Die durchschnittliche Abweichung in der ersten follow up Untersuchung

(FU1) zeigte einen Wert von 3,58°. Die tiefe Außenrotation zeigte eine Abweichung von 2,931° (FU0) und 2,921° (FU1). Die Abweichung der hohen Außenrotation ergab sowohl für FU0 als auch für FU1 einen Wert von 4,279°.

In der Gesamtproduktionsfähigkeit (hohe Außenrotation + tiefe Außenrotation) lässt sich keine signifikante Differenz zwischen den beiden Zeitpunkten erkennen, da die Differenz nicht $\geq 2^\circ$ ist. Die Differenz von 2° wurde im Vorhinein als klinisch relevant festgelegt, um die Abweichung der Winkelreproduktionstests zu beurteilen.

Dennoch zeigte sich im Vergleich der tiefen Außenrotation versus der hohen Außenrotation, dass zwischen den beiden Bewegungsformen ein signifikanter Unterschied besteht ($p = 0,000254$). Es scheint als wäre die tiefe Außenrotation insgesamt besser reproduzierbar.

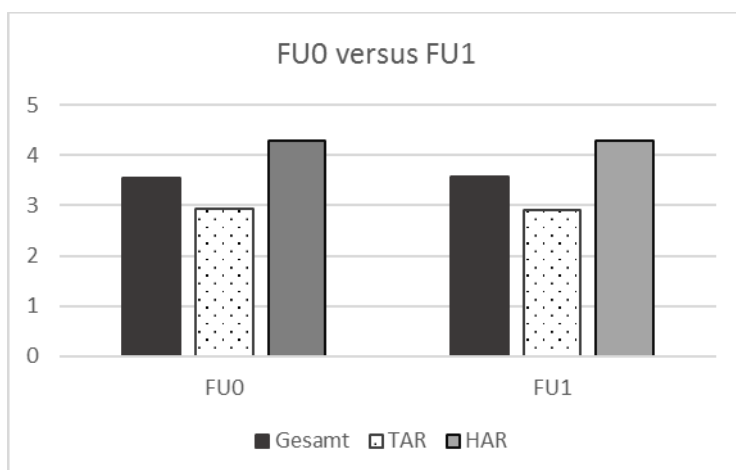


Abbildung 24: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU1.

Bei der Anwendung des Wilcoxon-Tests nach Bereinigung der Daten von Ausreißern, welche mithilfe der Boxplot-Analyse identifiziert werden konnten, können 25 Datenpaare verglichen werden. Zum Zeitpunkt FU0 beträgt der Median 3,4775 mit Extremwerten von 2,083 und 5,518. Zum Zeitpunkt FU1 liegt ein Median von 3,267 vor mit Extremwerten von 1,600 und 6,673. Der p -Wert beträgt 0,367, der HLS 0,269 und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten Null. Somit wird die Nullhypothese beibehalten. Es besteht keine signifikante Differenz zwischen den

Datensätzen hinsichtlich der propriozeptiven Fähigkeiten zwischen der Nachuntersuchung FU0 und FU1.

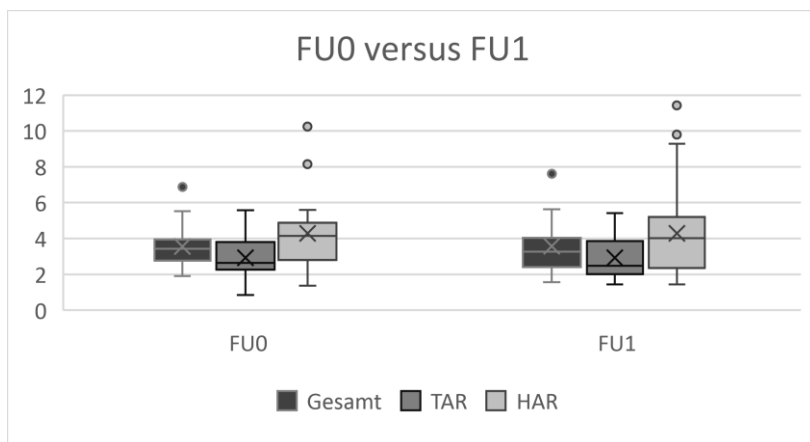


Abbildung 25: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU1. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und Ausreißer (Punkte).

3.2.2.2 FU0 versus FU2 - Propriozeption

Bei dem Vergleich der verletzten Schultern zu den Zeitpunkten FU0 und FU2, zeigte sich eine Abweichung von 3,56° (FU0) zu 3,940° (FU2). Die Reproduktionsfähigkeit der tiefen Außenrotation zeigt eine Abweichung von 2,931° (FU0) gegenüber einer Abweichung von 3,136° (FU2). Bei der hohen Außenrotation zeigt sich zum präoperativen Zeitpunkt eine Abweichung von 4,279° gegenüber einer Abweichung von 4,540° bei FU2.

Es konnte bei keiner Bewegung eine Differenz von 2° oder mehr nachgewiesen werden, sodass auch hier keine signifikante Differenz zwischen den Zeitpunkten vorliegt.

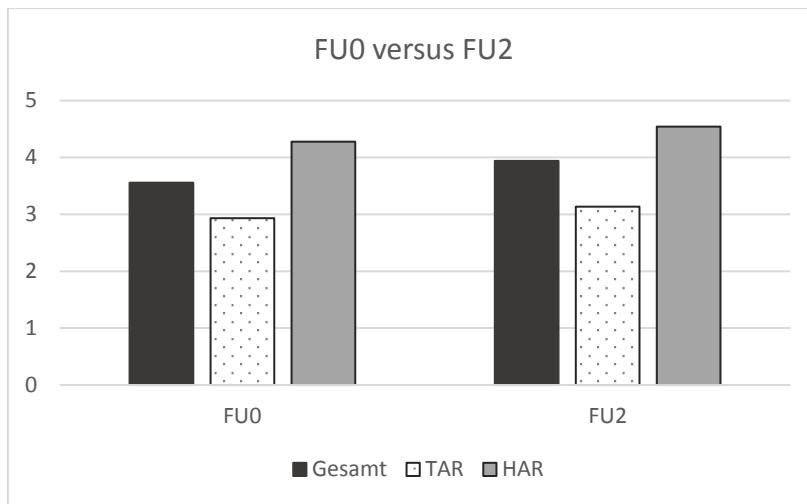


Abbildung 26: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU2.

Bei der Anwendung des Wilcoxon-Tests nach Bereinigung der Daten konnten 23 Zahlenpaare verglichen werden. Es zeigt sich zum Zeitpunkt FU0 ein Median von 3,368, ein Minimum von 2,083 und ein Maximum von 5,518. Zum Zeitpunkt FU2 liegt der Median bei 3,558 und die Extremwerte bei 1,140 und 5,700. Der *p*-Wert liegt bei 0,540, der HLS bei -0,1600 und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten Null. Es wird die Nullhypothese beibehalten, dass kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Datenmengen besteht.

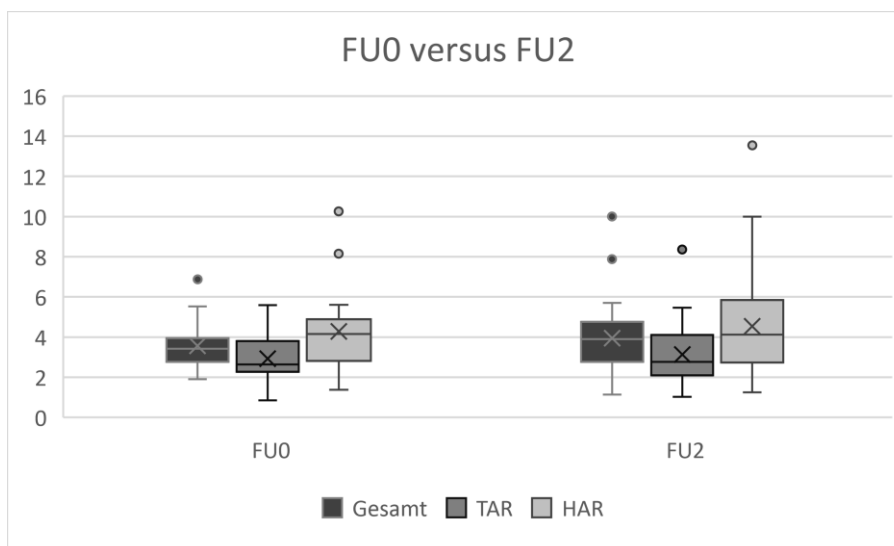


Abbildung 27: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU2. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).

3.2.2.3 FU0 versus FU3 - Propriozeption

Bei dem Vergleich der propriozeptiven Abweichungen von dem FU0 und dem FU3 zeigt sich präoperativ eine Abweichung von $3,56^\circ$ und postoperativ (FU3) von $4,150^\circ$. Bei der tiefen Außenrotation zeigt sich eine Abweichung von $2,931^\circ$ (FU0) zu $3,441^\circ$ (FU3). Bei der hohen Außenrotation liegt eine Differenz der Abweichungen von $4,279^\circ$ (FU0) zu $4,828^\circ$ (FU3) vor.

Auch bei dem Vergleich dieser Zeitpunkte kann keine Differenz von mindestens 2° festgestellt werden. Damit zeigt auch dieser Vergleich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der propriozeptiven Untersuchung der Schulter.

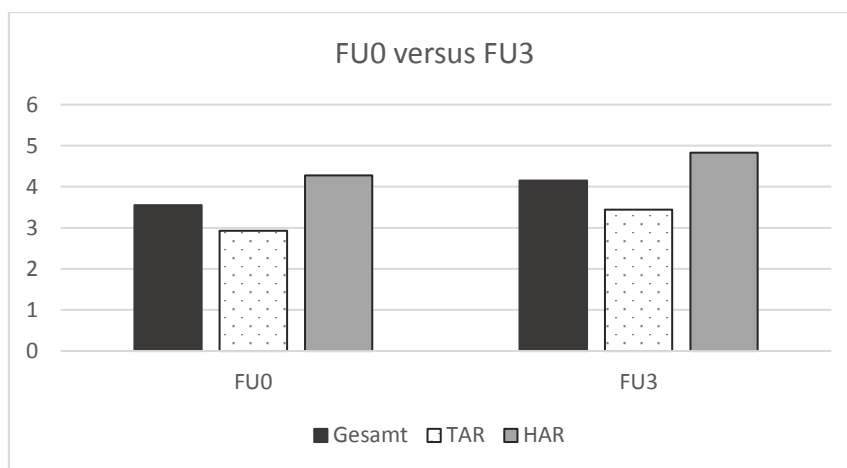


Abbildung 28: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU3.

Bei der Durchführung des Wilcoxon-Tests mit der bereinigten Datenmenge wurden 14 Zahlenpaare verglichen. Zum Zeitpunkt FU0 beträgt der Median $3,275$, das Minimum $2,385$ und das Maximum $5,518$. Zum Zeitpunkt FU3 beträgt der Median $2,841$, das Minimum $2,098$ und das Maximum $6,709$. Der *p*-Wert beträgt $0,952$, der HLS $0,0667$ und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten Null. Es kann somit auch bei dem letzten Vergleich mit dem präoperativen Zeitpunkt keine signifikante Differenz zu den Messwerten am Zeitpunkt FU3 festgestellt werden.

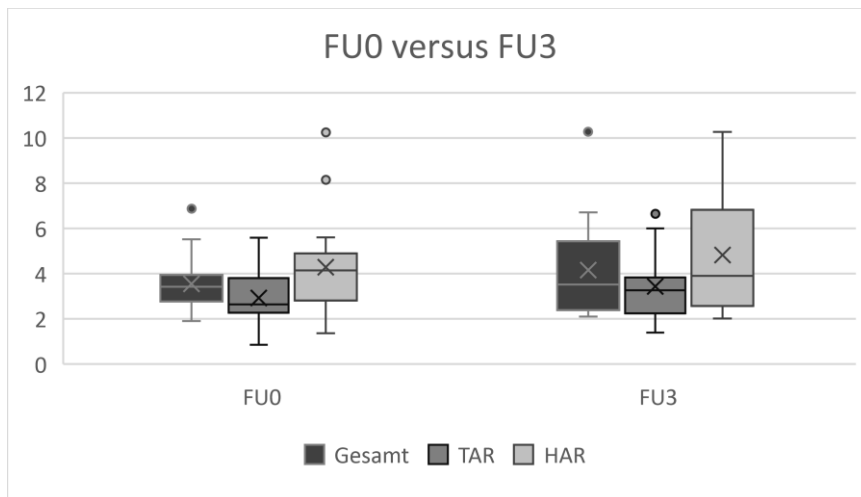


Abbildung 29: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).

3.2.2.4 FU1 versus FU2 Propriozeption

Bei dem Vergleich der ersten zwei postoperativen Zeitpunkte (FU1 und FU2) liegen Werte von $3,579^\circ$ und $3,940^\circ$ vor. Die tiefe Außenrotation ist an beiden Zeitpunkten besser als der Mittelwert bei $2,921^\circ$ und $3,136^\circ$. Die hohe Außenrotation hingegen liegt über dem jeweiligen Durchschnitt bei $4,279^\circ$ und $4,540^\circ$. Bei diesen Wertepaaren fällt auf, dass sie jeweils eng beieinander liegen.

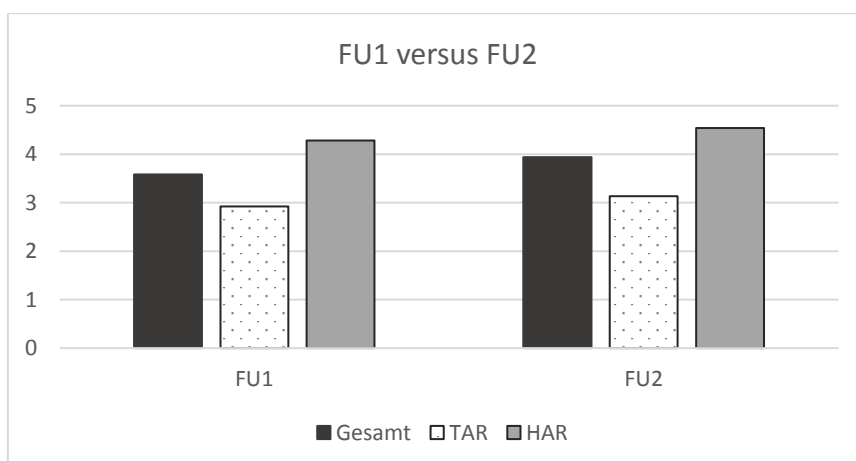


Abbildung 30: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU1 und FU2.

Bei der Durchführung des Wilcoxon-Tests mit den bereinigten Daten können 26 Zahlenpaare verglichen werden. Der Median zum Zeitpunkt FU1 liegt bei $3,230$, die

Extremwerte bei 1,568 und 5,625. Zum Zeitpunkt FU2 liegt der Median bei 3,654 und die Extremwerte bei 1,140 und 5,70. Der p -Wert beträgt 0,269, der HLS -0,3508 und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten Null. Es kann die Nullhypothese beibehalten werden, dass keine signifikante Differenz zwischen den Zeitpunkten besteht.

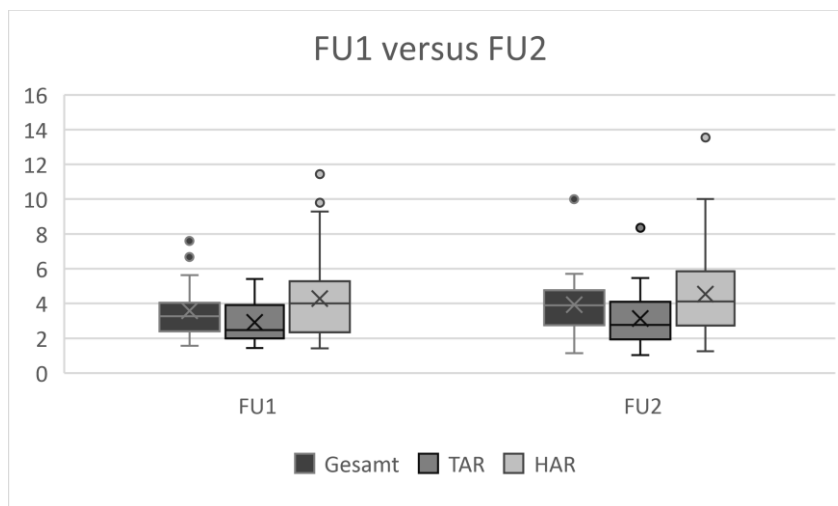


Abbildung 31: Vergleich der Zeitpunkte FU1 versus FU2. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).

3.2.2.5 FU1 versus FU3 / FU2 versus FU3

Auch beim Vergleich der Nachuntersuchungszeitpunkte FU1 vs. FU3 und FU2 vs. FU3 zeigen sich keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Reproduktionsfähigkeit der Außenrotation der Schulter (Abbildung 32).

Zusammenfassend zeigen somit auch die Wilcoxon-matched-pairs-Test-Ergebnisse der Zeitpunktvergleiche, dass zwischen keinem der Paarbetrachtungen aus den untersuchten Zeitpunkten eine signifikante Unterscheidung vorliegt. Dies unterstreicht also die Ergebnisse der Anova.

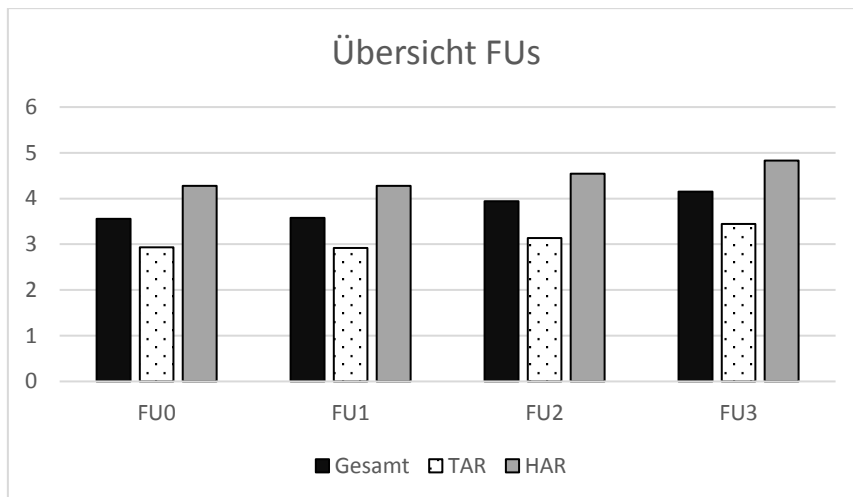


Abbildung 32: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0, FU1, FU2 und FU3.

Tabelle 7: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests in der Übersicht.

Vergleich	p-Wert Wilcoxon-Test	Effektstärke	Hodges-Lehmann-Schätzer-Wert	Differenz Gesamt-AR-Abweichung
FU0 vs. FU1	0.367	0.131	0.269	0,025°
FU0 vs. FU2	0.540	0.094	-0.160	0,385°
FU0 vs. FU3	0.952	0.018	0.067	0,595°
FU1 vs. FU2	0.269	0.157	-0.351	0,361°
FU1 vs. FU3	0.252	0.210	-0.489	0,571°
FU2 vs. FU3	0.212	0.214	-0.789	0,210°

3.3 Vergleich der gesunden und der verletzten Seite

Beim direkten Vergleich der verletzten gegenüber der nicht-verletzten Schulter war zu erwarten, dass die verletzte Schulter zunächst eine höhere Abweichung der Winkelreproduzierbarkeit im Vergleich zur gesunden zeigt, welche sich jedoch im Verlauf der Nachuntersuchungen annähern sollte. Die Nullhypothese wurde demnach so formuliert, dass keine Differenz zwischen beiden Schultern auftritt. Zur Beurteilung der angenommenen Hypothese wurde die Varianzanalyse genutzt. Hierbei wurden sowohl eine Testung auf Unterschiede zwischen den Gruppen der verletzten und gesunden Schultern und zusätzlich auf Unterschiede innerhalb der Gruppe in Abhängigkeit von der Zeit durchgeführt. Diese Tests werden als Innersubjektfaktoren und Zwischensubjektfaktoren benannt. Bei den Innersubjektfaktoren ist die Entwicklung der Messwerte abhängig von der Zeit,

während der Zwischensubjektfaktoren die Unterschiede und Entwicklungen zwischen den beiden vorhandenen Gruppen beleuchtet. Für die Seitenvergleiche werden zur Ergänzung der Ergebnisse der Varianzanalyse für die einzelnen Zeitpunkte Mann-Whitney-Berechnungen durchgeführt.

3.3.1 Varianzanalyse

Zum Vergleich der gesunden und der verletzten Seite wird eine zweifaktorielle Varianzanalyse durchgeführt. Es wird geprüft, ob sich die Gruppen insgesamt unterscheiden.

Die erste Ergebnistabelle (Abbildung 33) zeigt die Zuordnung der Datenreihen zu den Stufen, also den vier Zeitpunkten.

Maß: MEASURE_1

Faktorverletzt	Faktorgesund	Abhängige Variable
1	1	FU0verletzt
	2	FU0gesund
2	1	FU1verletzt
	2	FU1gesund
3	1	FU2verletzt
	2	FU2gesund
4	1	FU3verletzt
	2	FU3gesund

Abbildung 33: Varianzanalyse SPSS. Innersubjektfaktoren.

In der folgenden Tabelle (Abbildung 34) ist die deskriptive Statistik der einzelnen Variablen dargestellt.

	Mittelwert	Standardabweichung	N
FU0verletzt	3,6334	1,25550	14
FU0gesund	4,5352	2,07998	14
FU1verletzt	3,5112	1,03272	14
FU1gesund	3,9521	1,55962	14
FU2verletzt	3,4189	1,40035	14
FU2gesund	3,0923	1,13064	14
FU3verletzt	4,2952	2,34005	14
FU3gesund	3,7171	1,83269	14

Abbildung 34: Varianzanalyse SPSS. Deskriptive Statistik.

Der „Multivariate Test“ zur Interaktion von Zeit und Gruppe wird nicht signifikant. Für eine abschließende Beurteilung muss noch das Vorhandensein der Sphärizität angenommen werden (Abbildung 35).

Effekt		Wert	F	Hypothese df	Fehler df	Sig.	Partielles Eta-Quadrat	Dezentr. Parameter	Beobachtete Schärfe ^c
Faktorverletzt	Pillai-Spur	,333	1,834 ^b	3,000	11,000	,199	,333	5,503	,351
	Wilks-Lambda	,667	1,834 ^b	3,000	11,000	,199	,333	5,503	,351
	Hotelling-Spur	,500	1,834 ^b	3,000	11,000	,199	,333	5,503	,351
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,500	1,834 ^b	3,000	11,000	,199	,333	5,503	,351
Faktorgesund	Pillai-Spur	,016	,206 ^b	1,000	13,000	,657	,016	,206	,071
	Wilks-Lambda	,984	,206 ^b	1,000	13,000	,657	,016	,206	,071
	Hotelling-Spur	,016	,206 ^b	1,000	13,000	,657	,016	,206	,071
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,016	,206 ^b	1,000	13,000	,657	,016	,206	,071
Faktorverletzt * Faktorgesund	Pillai-Spur	,368	2,137 ^b	3,000	11,000	,153	,368	6,412	,403
	Wilks-Lambda	,632	2,137 ^b	3,000	11,000	,153	,368	6,412	,403
	Hotelling-Spur	,583	2,137 ^b	3,000	11,000	,153	,368	6,412	,403
	Größte charakteristische Wurzel nach Roy	,583	2,137 ^b	3,000	11,000	,153	,368	6,412	,403

Abbildung 35: Varianzanalyse SPSS. Multivariate Tests.

Beim Mauchly-Test zeigt sich für die Messreihe „verletzt“ ein p-Wert von 0,116 und für die Zusammenwirkung der beiden Faktoren von 0,079. Die Sphärizität kann angenommen werden.

In der folgenden Tabelle (Abbildung 36) sind die wichtigsten Ergebnisse der durchgeführten Varianzanalyse dargestellt. Es zeigt sich bei der verletzten Gruppe (Faktorverletzt) ein *p-Wert* von 0,264 und bei der gesunden Gruppe (Faktorgesund) von 0,657.

Bei der Interaktion der Gruppen (Faktorverletzt*Faktorgesund) wird ein *p-Wert* von 0,065 beobachtet. Es liegen keine signifikanten Unterschiede innerhalb oder zwischen den Gruppen vor (*Pillai-Spur der Wechselwirkungen: 0,368, $F(3,39) = 1,378$, $p = 0,264$*).

Maß: MEASURE_1

Quelle		Quadratsumme vom Typ III	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.	Partielles Eta-Quadrat	Dezent. Parameter	Beobachtete Schärfe ^a
Faktorverletzt	Sphärität angenommen	11,778	3	3,926	1,378	,264	,096	4,133	,337
	Greenhouse-Geisser	11,778	1,995	5,903	1,378	,270	,096	2,749	,269
	Huynh-Feldt	11,778	2,357	4,998	1,378	,268	,096	3,247	,294
	Untergrenze	11,778	1,000	11,778	1,378	,262	,096	1,378	,193
Fehler(Faktorverletzt)	Sphärität angenommen	111,131	39	2,850					
	Greenhouse-Geisser	111,131	25,940	4,284					
	Huynh-Feldt	111,131	30,638	3,627					
	Untergrenze	111,131	13,000	8,549					
Faktorgesund	Sphärität angenommen	,336	1	,336	,206	,657	,016	,206	,071
	Greenhouse-Geisser	,336	1,000	,336	,206	,657	,016	,206	,071
	Huynh-Feldt	,336	1,000	,336	,206	,657	,016	,206	,071
	Untergrenze	,336	1,000	,336	,206	,657	,016	,206	,071
Fehler(Faktorgesund)	Sphärität angenommen	21,185	13	1,630					
	Greenhouse-Geisser	21,185	13,000	1,630					
	Huynh-Feldt	21,185	13,000	1,630					
	Untergrenze	21,185	13,000	1,630					
Faktorverletzt * Faktorgesund	Sphärität angenommen	9,805	3	3,268	2,616	,065	,167	7,847	,596
	Greenhouse-Geisser	9,805	2,066	4,745	2,616	,090	,167	5,405	,483
	Huynh-Feldt	9,805	2,463	3,981	2,616	,078	,167	6,442	,534
	Untergrenze	9,805	1,000	9,805	2,616	,130	,167	2,616	,323
Fehler (Faktorverletzt*Faktorgesund)	Sphärität angenommen	48,732	39	1,250					
	Greenhouse-Geisser	48,732	26,862	1,814					
	Huynh-Feldt	48,732	32,018	1,522					
	Untergrenze	48,732	13,000	3,749					

Abbildung 36: Varianzanalyse SPSS. Tests der Innersubjekteffekte (Zeit).

Abschließend sind in der Tabelle (Abbildung 37) die geschätzten Mittelwerte und Konfidenzintervalle der interagierenden Gruppen aufgeführt. Das Diagramm zeigt die nicht signifikante Interaktion zwischen den beiden Gruppen.

Maß: MEASURE_1

Faktorverletzt	Faktorgesund	Mittelwert	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall	
				Untergrenze	Obergrenze
1	1	3,633	,336	2,908	4,358
	2	4,535	,556	3,334	5,736
2	1	3,511	,276	2,915	4,107
	2	3,952	,417	3,052	4,853
3	1	3,419	,374	2,610	4,227
	2	3,092	,302	2,439	3,745
4	1	4,295	,625	2,944	5,646
	2	3,717	,490	2,659	4,775

Abbildung 37: Varianzanalyse SPSS. Schätzwerte Interaktion Faktorverletzt*Faktorgesund

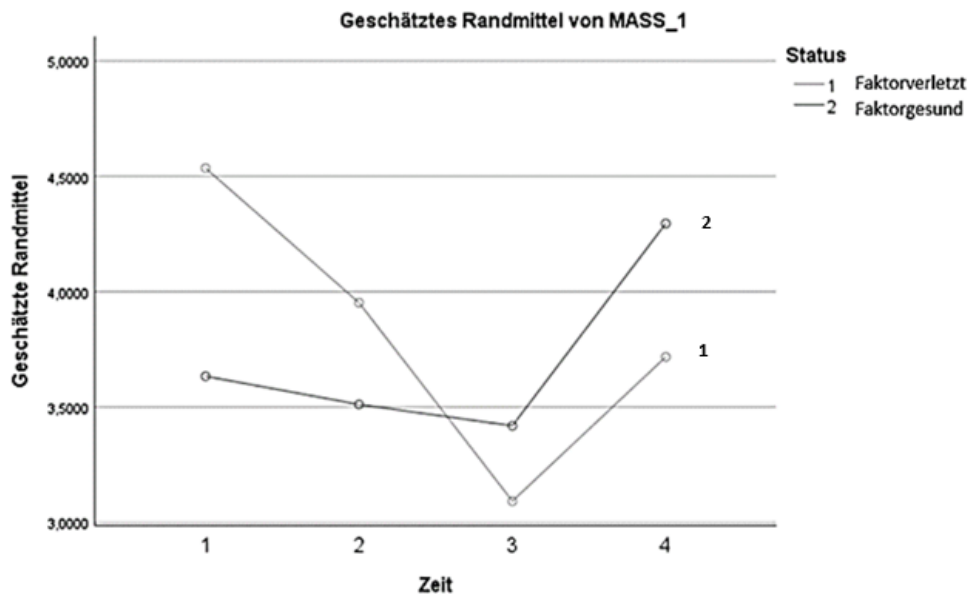


Abbildung 38: Varianzanalyse SPSS. Graphische Darstellung der Interaktion der beiden Gruppen.

Das Ergebnis der zweifaktoriellen Varianzanalyse mit Messwiederholungen zeigt, dass es weder eine signifikante Differenz zwischen der gesunden und der kranken Seite noch einen Effekt der Zeit über beide Gruppen noch eine Interaktion von Zeit und Gruppe gibt.

3.3.2 Mann-Whitney-Test

Für die Seitenvergleiche werden zur Ergänzung der Ergebnisse der Varianzanalyse Mann-Whitney-Berechnungen für die einzelnen Zeitpunkte durchgeführt, die weniger strenge Vorgaben zur Probandenzahl machen.

3.3.2.1 Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU0

Bei der Berechnung des Mann-Whitney-Tests, wie in Abschnitt 2.8.5 beschrieben, ergibt sich ein minimaler U-Statistik-Wert von 347 bei Anwendung der U-Statistik-1-Formel und von 348 bei der zweiten dargestellten U-Statistik-Formel. Es können somit beide Formeln gut zur Berechnung der U-Statistik genutzt werden. Der kritische Wert für einen Vergleich einer 30-Werte-großen mit einer 28-Werte-großen Datenmenge liegt bei 265.

Folglich ist der U-Wert größer als der kritische Wert und die Nullhypothese muss beibehalten werden. Es kann somit keine Differenz zwischen den Gruppen angenommen werden.

	Rangsumme	Anzahl	U-Statistik 1	U-Statistik 2
gesund	957	30	492	348
verletzt	753	28	347	493
		Minimum:	347	348
kritischer Wert	265			

Abbildung 39: U-Statistik FU0.

3.3.2.2 Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU1

Bei der Durchführung des Mann-Whitney-U-Tests für den Zeitpunkt FU1 ergeben sich minimale U-Werte von 383 und 384. Der kritische Wert beträgt 320 für Gruppen mit 32 und 31 Messwerten. Somit ist der U-Wert größer als der kritische Wert. Es wird die Nullhypothese beibehalten und keine Differenz zwischen den Gruppen angenommen.

	Rangsumme	Anzahl	U-Statistik 1	U-Statistik 2
gesund	1136	32	608	384
verletzt	879	31	383	609
		Minimum	383	384
kritischer Wert:		320		

Abbildung 40: U-Statistik FU1

3.3.2.3 Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU2

Bei der Mann-Whitney-U-Test-Berechnung für den Zeitpunkt FU2 können minimale U-Werte von 380 und 383 bestimmt werden. Der kritische Wert für die Gruppengrößen von je 30 Messwerten beträgt 287. Der U-Wert ist somit größer als der kritische Wert. Die Nullhypothese, dass kein Unterschied zwischen den Gruppen besteht, wird beibehalten.

	Rangsumme	Anzahl	U-Statistik 1	U-Statistik 2
gesund	845	30	380	520
verletzt	982	30	517	383
		Mimumum	380	383
Kritischer Wert		287		

Abbildung 41: U-Statistik FU2.

3.3.2.4 Mann-Whitney-Test für den Zeitpunkt FU3

Für den Zeitpunkt FU3 ergeben sich bei den U-Statistik-Berechnungen zwei identische U-Werte von 189. Der kritische Wert für die Datenmengen von 21 und 18 beträgt 119, sodass auch zu diesem Zeitpunkt die U-Werte größer als der kritische Wert sind und die Nullhypothese beibehalten wird.

	Rangsumme	Anzahl	U-Statistik 1	U-Statistik 2
gesund	420	21	189	189
verletzt	360	18	189	189
		Minimum	189	
Kritischer Wert	119			

Abbildung 42: U-Statistik FU3.

Zusammenfassend untermauern die Ergebnisse der Mann-Whitney-U-Tests das Ergebnis der Varianzanalyse. Es kann zu keinem der Messzeitpunkte eine signifikante Differenz zwischen den beiden Gruppen der verletzten und gesunden Schultern festgestellt werden.

3.4 Subgruppenanalyse dominante versus nicht-dominante Schulter

Der Unterschied zwischen der dominanten- und der nicht-dominanten-verletzten Schulterseite kann einen Einfluss auf die propriozeptiven Fähigkeiten besitzen. Um diesen möglichen Einflussfaktor zu analysieren, erfolgt eine Unterteilung der Probanden in solche mit verletzter dominanter und verletzter nicht-dominanter Schulter.

Bei der Subgruppenanalyse der dominanten und nicht-dominanten Schulterseite werden die Untersuchungsergebnisse der verletzten Schultergruppe je nach

Händigkeit und verletzter Seite des Probanden in Gruppen eingeteilt. Es handelt sich um unabhängige Stichproben. Die Erwartung ist, dass zwischen den beiden Gruppen kein Unterschied vorliegt.

Bei diesem Vergleich ist eine Varianzanalyse aufgrund der geringen Fallzahl durch die Bildung von Subgruppen aus der ursprünglichen Patientengruppe nicht sinnvoll. Deswegen muss auf eine statistische Auswertung verzichtet und eine deskriptive Auswertung genutzt werden.

3.4.1 Deskriptive Analyse

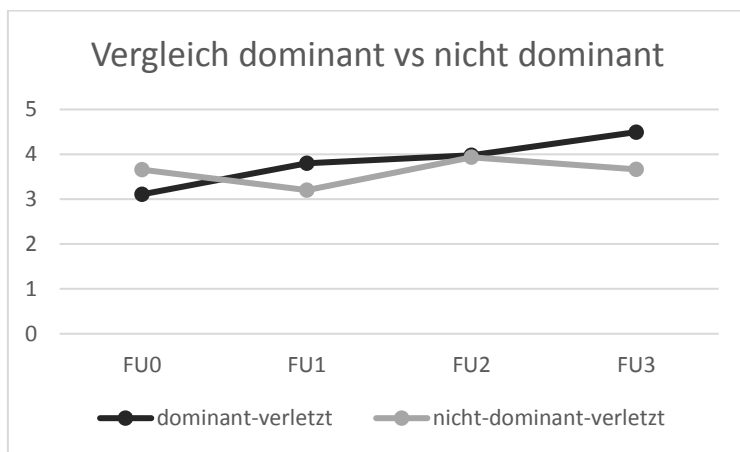


Abbildung 43: Liniendiagramm dominant/nicht-dominant-Vergleich. Diagramm zur Übersichtsdarstellung der Mittelwerte der Gruppen dominant-verletzt und nicht-dominant-verletzt über den gesamten Untersuchungszeitraum.

Im Liniendiagramm zeigen sich nur geringe Abweichungen der Mittelwerte zwischen den beiden verglichenen Gruppen. Alle Werte liegen in dem Bereich von 3° bis 4,5° Winkelabweichung. Eine signifikante Differenz liegt nicht vor.

Tabelle 8: Übersicht Mittelwerte (MW) der Subgruppen dominant-verletzt und nicht-dominant-verletzt, zu den unterschiedlichen Zeitpunkten.

	MW dominant-verletzt	MW nicht-dominant-verletzt
FU0	3,108	3,661
FU1	3,800	3,202
FU2	3,978	3,933
FU3	4,496	3,664

3.5 Methodenvergleich Vicon versus Cybex

Die Winkelreproduktionstests wurden immer mit den Vicon Kameras und dem Cybex Gerät durchgeführt. Daraus ergibt sich die Möglichkeit, die Messmethoden anhand der Abweichungen in den Winkelreproduktionstests zu demselben Zeitpunkt zu vergleichen.

Bei dem Vergleich zwischen den beiden Messmethoden liegen abhängige Messwerte vor, da derselbe Patient mit unterschiedlichen Methoden zum selben Zeitpunkt getestet wurde.

Die Erwartung ist, dass zwischen den Ergebnissen der Messmethoden kein Unterschied besteht. Um diese Aussage zu überprüfen, reicht die statistische Berechnung zu einem Zeitpunkt, da nicht davon ausgegangen wird, dass Unterschiede zwischen den Messmethoden über die Zeit aufgetreten sind. Für die Berechnung mit dem Wilcoxon-matched-pairs-Test wird der erste Zeitpunkt (FU0) ausgewählt. Bei allen Untersuchungen liegt ein breites Spektrum an verschiedenen großen Winkelabweichungen vor.

3.5.1 Wilcoxon-matched-pairs-Test

Zum Zeitpunkt FU0 zeigt sich bei der Berechnung im Cybex eine mittlere Abweichung im Winkelreproduktionstest von $4,128^\circ (\pm 0,965^\circ)$. Bei der Vicon-Untersuchung ergibt sich eine Winkeldifferenz von $3,555^\circ (\pm 1,091^\circ)$.

Table 9: Übersicht der mittleren Winkelabweichungen von der Vicon- und Cybex-Messung zum Zeitpunkt FU0

	Vicon	Cybex	Differenz
Winkelabweichung	$3,555^\circ (\pm 1,091^\circ)$	$4,128^\circ (\pm 0,965^\circ)$	$0,573^\circ$
TAR	$2,931^\circ (\pm 1,146^\circ)$	$3,800^\circ (\pm 1,061^\circ)$	$0,870^\circ$
HAR	$4,279^\circ (\pm 2,080^\circ)$	$4,580^\circ (\pm 1,779^\circ)$	$0,301^\circ$

Durch die graphische Darstellung mithilfe der Boxplots, lässt sich ein Ausreißer bei den Vicon-Untersuchungen identifizieren, um den die Daten bereinigt wurden.

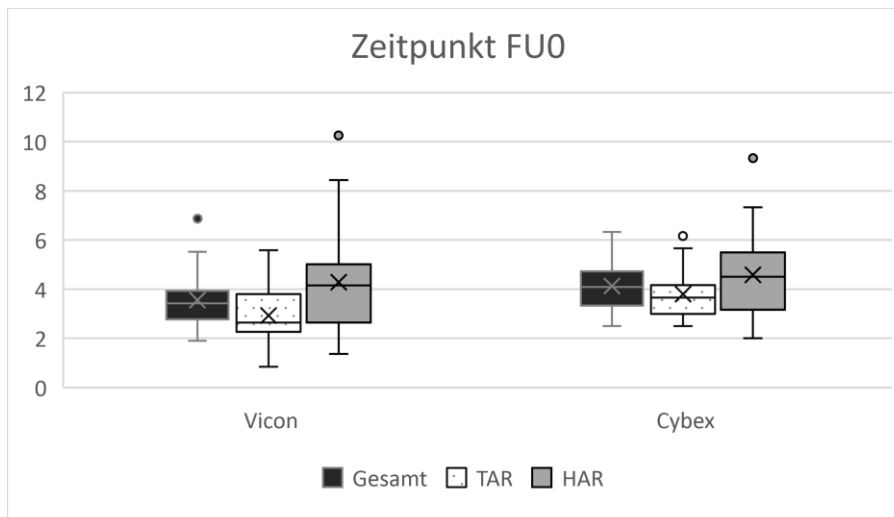


Abbildung 44: Boxplots FU0. Graphische Darstellung der Messwerte zum Zeitpunkt FU0 in Boxplots. Vergleich der Messmethoden Vicon und Cybex.

Bei der Anwendung des Wilcoxon-matched-pairs-Tests ergibt sich bei den Vicon-Messwerten ein Median von 3,423 sowie Extremwerte von 1,900 und 6,875. Für die Cybex-Untersuchungen kann ein Median von 4,083, ein Minimum von 2,500 und ein Maximum von 6,335 berechnet werden. Es kann zudem ein *p*-Wert von 0,073, ein HLS von -0,535 ermittelt werden. Außerdem enthält das Tukey-Konfidenzintervall den Wert Null. Anhand des *p*-Wertes kann man auf keine signifikante Differenz zwischen den beiden Methoden schließen.

3.6 Klinische Scores

In den folgenden Abschnitten soll die Entwicklung der klinischen Scores dargestellt werden. Dies ist ein Punktwert, der mithilfe eines Fragebogens zu einem bestimmten Thema erfasst wird.

3.6.1 Walch-Duplay-Score

Bei dem Walch-Duplay-Score zeigt sich über die Dauer der Follow-Ups eine kontinuierliche Verbesserung der erreichten Punktzahl. Präoperativ konnten die Probanden eine durchschnittliche Punktzahl von 41,21 Punkten erreichen, ein halbes Jahr später (FU1) ergab sich ein durchschnittlicher Wert von 79,84 Punkten. Zum Zeitpunkt FU2 wurden durchschnittlich 91,77 Punkte und in der

Abschlussuntersuchung (FU3) nach zwei Jahren durchschnittlich 94,78 Punkte erreicht.

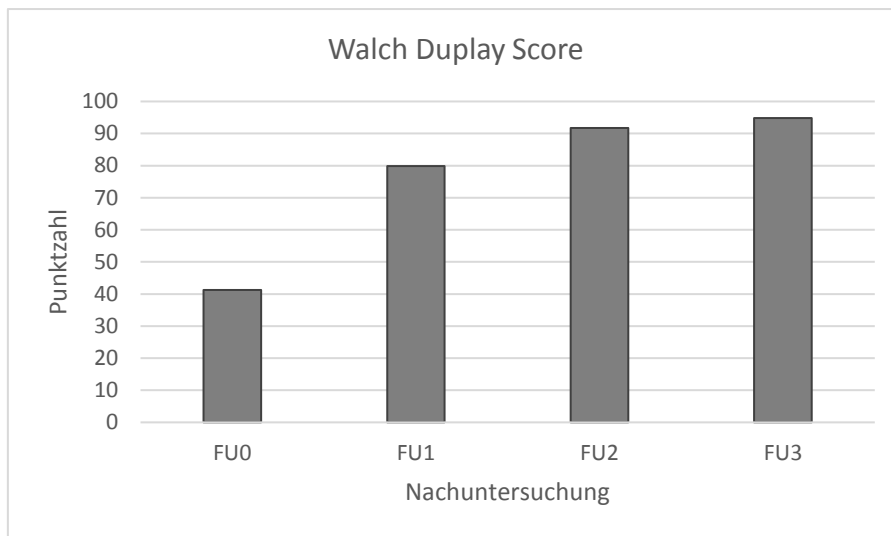


Abbildung 45: Balkendiagramm Walch-Duplay-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores über den Untersuchungszeitraum.

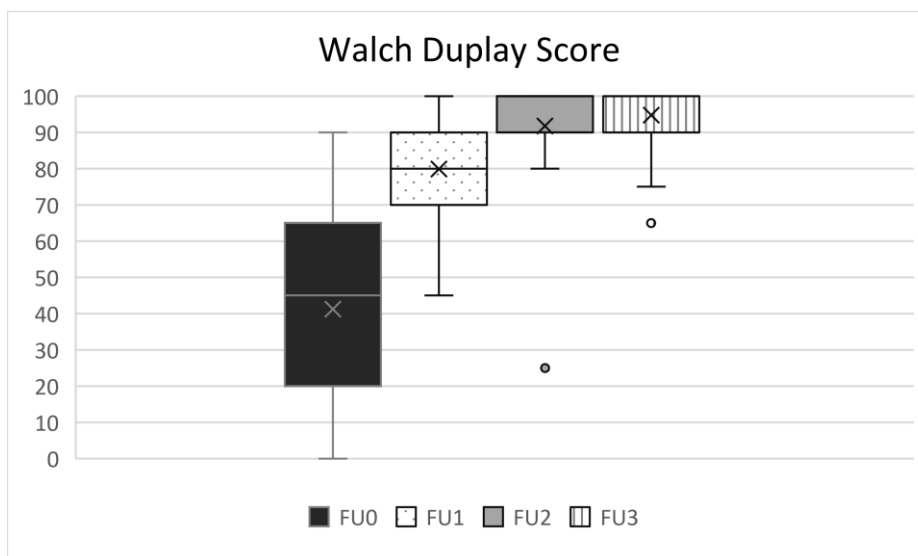


Abbildung 46: Boxplots WDS. Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores in Boxplots mit Mittelwerten (Kreuz) und Ausreißern (Punkte).

3.6.2 Constant-Murley-Score

Beim Constant Murley Score wurden zum Zeitpunkt FU0 75,10 Punkte (befriedigender Bereich) und zum Zeitpunkt FU1 93,03 Punkte (ausgezeichneter Bereich) von maximal 100 Punkten erreicht. Nach einem Jahr (FU2) kamen die

Probanden dann auf 94,90 Punkte und in der Abschlussuntersuchung FU3 auf 95,83 Punkte.

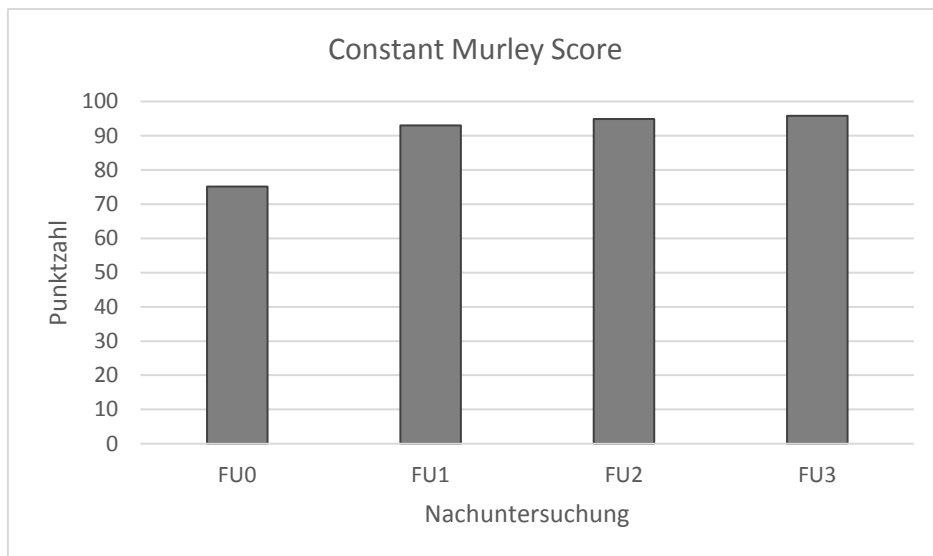


Abbildung 47: Balkendiagramm Constant Murley-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Walsh-Duplay-Scores über den Untersuchungszeitraum.

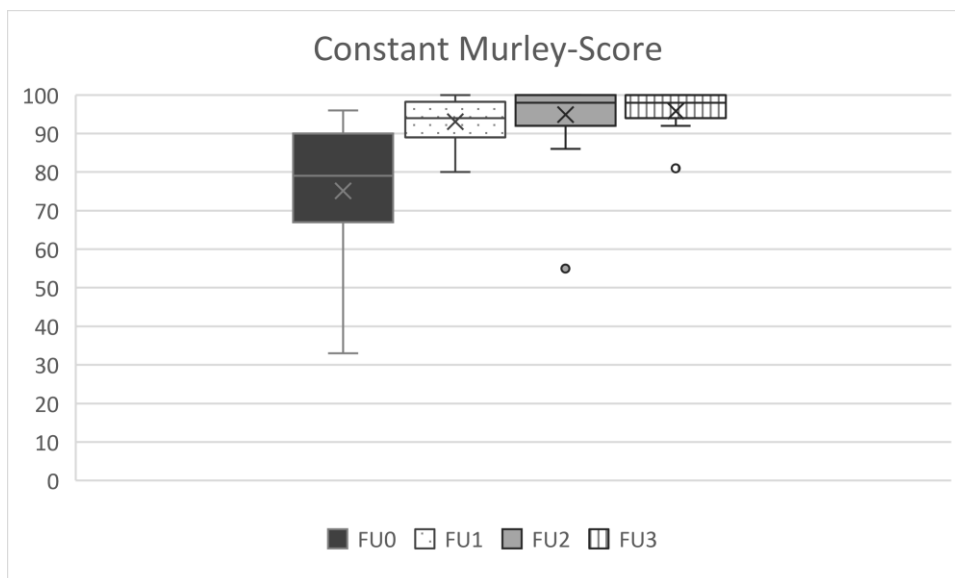


Abbildung 48: Boxplots CMS. Darstellung der Ergebnisse des Walsh-Duplay-Scores in Boxplots mit Mittelwerten (Kreuz) und Ausreißern (Punkte).

3.6.3 Rowe-Score

Bei dem instabilitätsspezifischen Rowe-Score konnten die Probanden präoperativ durchschnittlich eine Punktzahl von 42,5 Punkten erlangen. Zur FU1 erfolgte eine starke Steigerung auf durchschnittliche 92,03 Punkte. Bei der FU2 erfolgte eine

weitere Steigerung auf 96,45 Punkte. Bei den Ergebnissen der FU3 zeigte sich ein Abfall der Punktzahl auf 91,96 Punkte. Dieser ist jedoch nicht signifikant (p -Wert 0,012207, aber das Tukey-Konfidenzintervall beinhaltet die Null).

Tabelle 10: Übersicht der Punkteverteilung in den verschiedenen Kategorien des Rowe-Scores.

Zeitpunkt	Rowe-Score	Stabilität	Beweglichkeit	Funktion	Gesamt
FU0	Mittelwert	13,5	15,3	13,8	42,5
	Prozent	27,0	76,3	45,8	42,5
FU1	Mittelwert	47,5	18,3	26,3	92,0
	Prozent	95,0	91,4	87,5	92,0
FU2	Mittelwert	49,4	18,5	28,6	96,5
	Prozent	98,7	92,7	95,2	96,5
FU3	Mittelwert	45,0	18,5	28,8	92,3
	Prozent	90,0	92,7	95,8	92,3

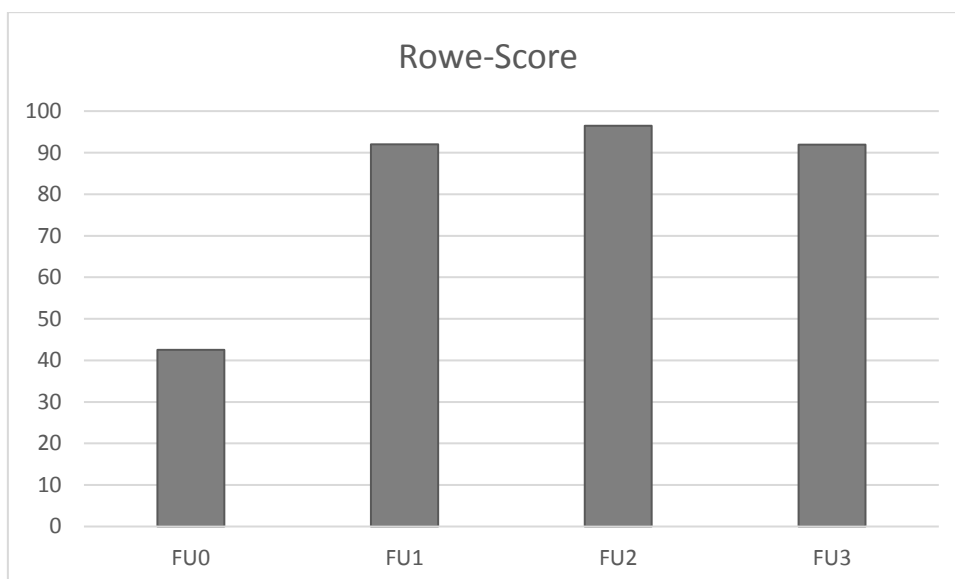


Abbildung 49: Balkendiagramm Rowe-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Rowe-Scores über den Untersuchungszeitraum.

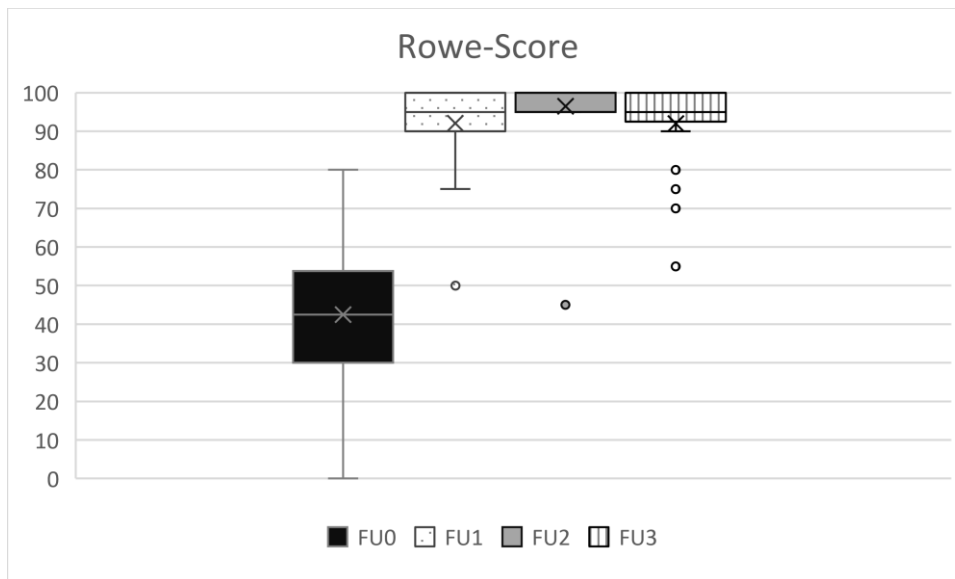


Abbildung 50: Boxplots Rowe-Score Graphische Darstellung der Ergebnisse des Rowe-Scores in Form von Boxplots.

3.6.4 Bewertung Scores

Abschließend kann anhand der Ergebnisse der klinischen Scores festgestellt werden, dass durch den Bankart-Repair in allen Scores eine signifikante Steigerung zwischen dem präoperativen FU0 und der Abschlussuntersuchung FU3 erreicht wurde. Dies bedeutet, dass der arthroskopische Bankart-Repair sehr gute bis exzellente klinische Ergebnisse ermöglicht.

Tabelle 11: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests in der Übersicht.

Vergleich	p-Wert	Effektstärke	Hodges-Lehmann-Schätzer-Wert
FU0 vs. FU3	Wilcoxon-Test		
Walch-Duplay-Score	0.000002	0.6204	-50.000
Constant-Murley-Score	0.000052	0.5532	-18.000
Rowe-Score	0.000005	0.6040	-50.000

3.7 Bewegungsausmaße der Außenrotationsbewegungen

3.7.1 Übersicht

Bei der klinischen Untersuchung wurde die aktive Beweglichkeit der Außenrotation des Schultergelenkes in den Varianten der tiefen und hohen Außenrotation erhoben. In der Abbildung 51 zeigt sich eine Veränderung der Bewegungsausmaße der verletzten Seite bei der hohen und tiefen Außenrotation nach dem Bankart-Repair

über den Follow-up-Zeitraum. Das Ausmaß der Außenrotationsbewegung nimmt zu. Bei den gesunden Schultern zeigen sich relativ konstante Außenrotationsbewegungsausmaße.

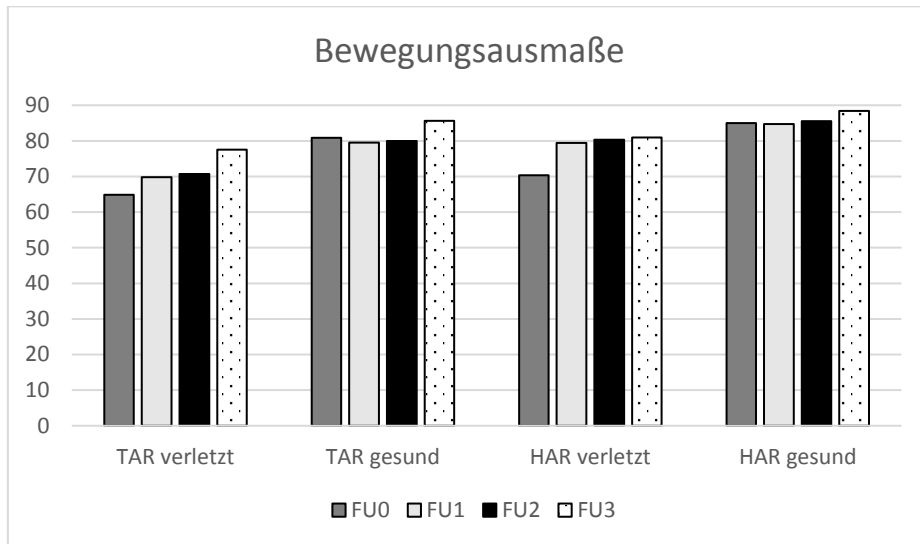


Abbildung 51: Balkendiagramm Bewegungsausmaße. Graphische Darstellung der Ergebnisse der hohen und tiefen Außenrotation der gesunden und verletzten Seite über den Untersuchungszeitraum.

3.7.2 Tiefe Außenrotation

Bei dem Vergleich der Range of motion (ROM) der tiefen Außenrotation der verletzten Seite von dem FU0 und dem FU3 zeigt sich präoperativ (FU0) eine TAR von 64,83° und postoperativ (FU3) von 77,52°. Es zeigt sich eine klinisch signifikante Steigerung des Bewegungsumfanges um 12°.

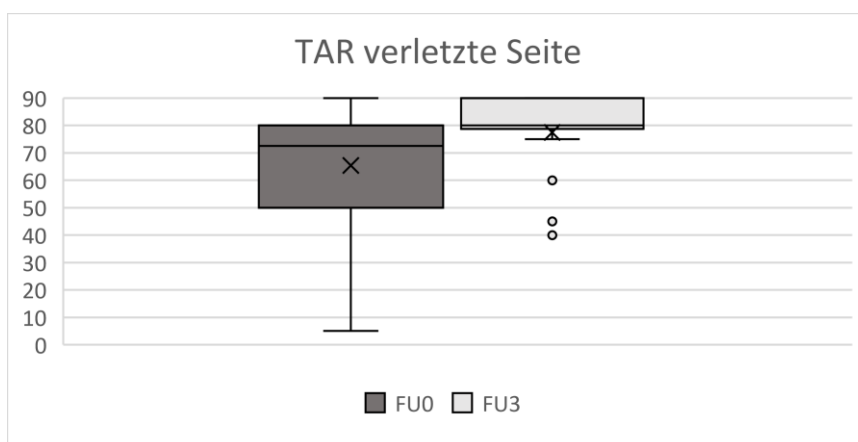


Abbildung 52: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).

Bei der Durchführung des Wilcoxon-Tests mit der bereinigten Datenmenge werden die Zahlenpaare verglichen. Zum Zeitpunkt FU0 beträgt der Median 80° , das Minimum 5° und das Maximum 90° . Zum Zeitpunkt FU3 beträgt der Median 85° , das Minimum 75° und das Maximum 90° . Der p -Wert beträgt $0,004639$, der HLS -15 und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten nicht alle Null. Es kann somit auch bei dem Wilcoxon-Test eine signifikante Differenz zwischen den Messwerten von FU0 zum Zeitpunkt FU3 festgestellt werden.

3.7.3 Hohe Außenrotation

Bei dem Vergleich der Range of motion (ROM) der hohen Außenrotation der verletzten Seite von dem FU0 und dem FU3 zeigt sich präoperativ (FU0) eine HAR von $70,33^\circ$ und postoperativ (FU3) von $80,92^\circ$. Es zeigt sich eine klinisch signifikante Steigerung des Bewegungsumfanges um 10° .

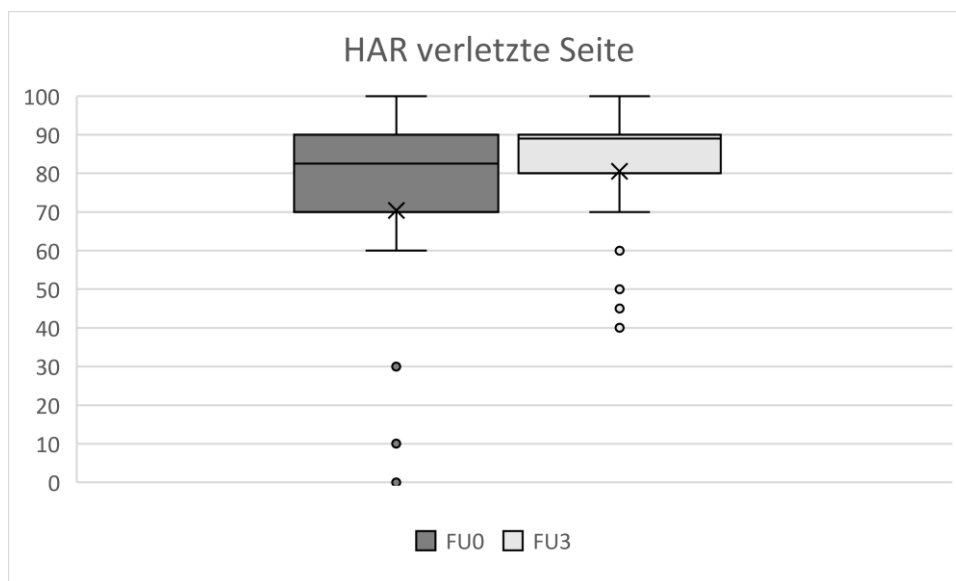


Abbildung 53: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).

Bei der Durchführung des Wilcoxon-Tests mit der bereinigten Datenmenge werden die Zahlenpaare verglichen. Zum Zeitpunkt FU0 beträgt der Median 85° , das Minimum 60° und das Maximum 100° . Zum Zeitpunkt FU3 beträgt der Median 90° , das Minimum 70° und das Maximum 90° . Der p -Wert beträgt $0,365234$, der HLS -2.5

und die Tukey-Konfidenzintervalle beinhalten Null. Es kann somit bei dem Wilcoxon-Test keine signifikante Differenz zwischen den Messwerten von FU0 zum Zeitpunkt FU3 festgestellt werden.

3.7.4 Zusammenfassung

Es zeigt sich bei der tiefen Außenrotation eine signifikante Verbesserung der klinischen Bewegungsausmaße. Bei der hohen Außenrotation, welche sich klinisch auch als signifikant erweist, kann diese statistisch nicht nachgewiesen werden. Ursächlich könnten die zum Zeitpunkt FU0 etwas höheren Messwerte bei der hohen Außenrotation sein. Dies unterstützt die im Abschnitt 3.2.2.1 aufgestellte These, dass wie bei den Winkelreproduktionstests die TAR eine bessere Reproduzierbarkeit als die HAR bietet.

3.8 Fallzahlberechnung

Die Fallzahlberechnung ist eine theoretische Berechnung der optimalen Stichprobengröße, die benötigt wird, um einen statistisch signifikanten Unterschied nachzuweisen. Die Berechnung erfolgt bei einem festgelegten Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ und einer Effektstärke (Power) von 0,8.

Für die vorliegende Studie wurde angenommen, dass bei einer verletzten Schulter eine signifikante Veränderung im Winkelreproduktionstest vorliegt, wenn eine Abweichung von mindestens 2° zwischen FU0 und FU3 vorliegt.

Hieraus werden für die Bestimmung der Power folgende Werte ermittelt:

Annahmen:

α -Fehler = 0,05

Power = 0,8

K (Faktor, der sich aus dem α -Fehler und der Power berechnet) = 7,85

Die vereinfachte Formel lautet:

$$n = \frac{K * ((R + 1) - p_2 * (R^2 + 1))}{p_2 * (1 - R)^2}$$

n = benötigte Fallzahl

p_1 = Winkelabweichung > 2° *verletzte Schultern* (Behandlungsgruppe) = 35%
(35% Wahrscheinlichkeit für eine Winkelabweichung von mehr als 2° zwischen dem Zeitpunkt FU0 und FU3)

p_2 = Winkelabweichung > 2° *gesunde Schultern* (Kontrollgruppe) = 25%
(25% Wahrscheinlichkeit für eine Winkelabweichung von mehr als 2° zwischen dem Zeitpunkt FU0 und FU3)

R = relatives Risiko (p_1/p_2) = hier: 35%/25% = 1,4

Hieraus ergibt sich für die vorliegende Studie:

$$n = \frac{7,85 * ((1,4 + 1) - 0,25 * (1,4^2 + 1))}{0,25 * (1 - 1,4)^2} = 325,78$$

Aus der Formel ergibt sich, dass 326 Probanden für die Studie benötigt werden würden, um den Effekt der Stärke von 0,8 zu erreichen. Als Voraussetzung wurde angenommen, dass die Werte der gesunden Schulter als Kontrollgruppe repräsentativ sind. Dies ist eine theoretische Annahme, um den Test beispielhaft für die vorliegende Studie durchzuführen.

Zusammenfassend kann man sagen, dass für die geplante Effektstärke die Probandengruppe sehr groß sein müsste und dies am ehesten durch Multicenterstudien oder Metaanalysen realisiert werden könnte.

4 Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss des arthroskopischen Bankart-Repairs auf die propriozeptive Wahrnehmung des Schultergelenkes zu beurteilen. Zu diesem Zweck wurde die propriozeptive Wahrnehmung der gesunden und der kranken Schulter über einen längeren Zeitraum nach der operativen Versorgung verfolgt. Des Weiteren wurden die Dominanz der Schulter sowie die verwendeten Messmethoden zur Erfassung der Propriozeption als mögliche Einflussfaktoren untersucht.

Entgegen der Erwartung zeigten sich keine Veränderungen der propriozeptiven Wahrnehmung über den nachuntersuchten Zeitraum. Auch wirkten sich weder Dominanz noch Messmethode auf den Lagesinn aus.

Die Hypothesen der Verbesserung der klinischen Bewegungsausmaße sowie der Ergebnisse der Schulter-Scores durch den Bankart-Repair konnten hingegen bestätigt werden. Es zeigten sich im Verlauf der Nachuntersuchungen sehr gute bis exzellente klinische Ergebnisse.

Im Folgenden werden die Beobachtungen zu den einzelnen Parametern in Bezug zur eingangs betrachteten aktuellen Literatur gesetzt und hinsichtlich ihrer Implikationen für die Praxis sowie zukünftige Forschung diskutiert. Angefangen mit der Propriozeption, anschließend erfolgt der Studienvergleich, sowie Diskussion der Messmethoden, abschließend die Erläuterung der Limitationen und der Ausblick.

4.1 Propriozeptive Regeneration

In der Studie von Uri et al. erfolgte die Untersuchung von gesunden Probanden sowie nach arthroskopischem und offenem Bankart-Repair¹²⁵. Es zeigte sich keine signifikante Abweichung zwischen der gesunden Studiengruppe und den arthroskopisch-versorgten Patienten (n=10), welche anhand des Verhältnisses der Beschleunigungs- zur Bewegungszeit errechnet wurde. Im Gegensatz dazu zeigte sich zwischen der gesunden und offen chirurgisch-versorgten Probandengruppe eine signifikante Abweichung. Daraus wurde geschlossen, dass weniger invasive Maßnahmen zu einer besseren propriozeptiven Regeneration führen.

Diese Beobachtung passt zu der Diskrepanz zwischen den Ergebnissen der vorliegenden Studie und den Untersuchungen von Pötzl et al.⁵⁸.

Die Studien unterscheiden sich in der operativen Therapie der Schulterinstabilität. Bei Pötzl et al. erfolgte ein offener und in der vorliegenden Studie ein arthroskopischer Bankart-Repair⁵⁸. Dies lässt die Vermutung zu, dass das propriozeptive Defizit durch das größere „chirurgische Trauma“ hervorgerufen wird. Denn zum präoperativen Zeitpunkt liegen bei beiden Studienpopulationen vergleichbare Verletzungsmuster und vergleichbare Schäden der Propriozeptoren vor. Diese Studie wird in ihrer Aussagekraft durch die Patientenzahl und das heterogene OP-Verfahren limitiert.

Eine inhaltliche Erklärung für ein propriozeptives Defizit nach einer anterioren Schulterluxation könnte sein, dass bei dem Trauma sowie der operativen Versorgung Propriozeptoren der Kapsel verletzt werden. Diese Vermutung bekräftigt die Studie von Lädemann et al., welche zeigte, dass bei einer Schulterdislokation propriozeptive Rezeptoren im glenohumeralen Gelenk geschädigt werden. Diese können jedoch durch eine chirurgische Stabilisierung regenerieren, sodass eine „gesunde“ propriozeptive Funktion des glenohumeralen Gelenks wiederhergestellt werden kann^{148,149}.

Der Unterschied zwischen den angewandten chirurgischen Methoden in der vorliegenden Studie und der Studie von Pötzl et al. liegt v.a. im Zugangsweg, welcher beim offenen Bankart-Repair mit der Durchtrennung des M. subscapularis einhergeht und bei der arthroskopischen Variante ohne Verletzung der Rotatorenmanschette durchgeführt wird.

Das additive Trauma beim offenen Bankart-Repair durch die Durchtrennung des M. subscapularis kann mit einer Rotatorenmanschettenverletzung verglichen werden. Dabei wird in der Literatur zwischen einer Rotatorenmanschettenruptur und -atrophie unterschieden, letztere kann als Spätfolge eines offenen Bankart-Repairs resultieren. Die Untersuchungen von Gumina et al. zeigten, dass abhängig von dem Schweregrad der Ruptur ein propriozeptives Defizit auftritt¹⁵⁰.

Bei einer Atrophie eines Muskels der Rotatorenmanschette kann mittels speziellem Training das propriozeptive Defizit verbessert werden, jedoch nicht das Niveau von schultergesunden Probanden erreicht werden¹⁵¹. Dies bedeutet, dass bei dem

offenen Bankart-Repair ein zusätzliches propriozeptives Defizit durch die operative Versorgung generiert wird.

Hervorzuheben ist in der vorliegenden Studie das äußerst homogene Operationsverfahren (arthroskopischer Bankart-Repair), welches bei allen untersuchten Probanden verwendet wurde.

4.1.1 Propriozeption und Rezeptorenverteilung

Es stellt sich somit die Frage, ob ein propriozeptives Defizit nach einer Schulterluxation mit oder ohne operative Versorgung durch das Trauma von Nervenendigungen in der Kapsel oder der Rotatorenmanschette verursacht wird. Zudem ist unklar, wie hoch die Wertigkeit der Messungen der Propriozeptoren der glenohumeralen Gelenkkapsel im Vergleich zu den Propriozeptoren der schulterumgebenden Rotatorenmanschette und die Relevanz der beiden „Sinneseindrücke“ für die resultierende propriozeptive Wahrnehmung der Schulter ist.

Zum Zeitpunkt nach traumatischer Schulterluxation (vor der operativen Versorgung) konnte in der vorliegenden Studie kein propriozeptives Defizit nachgewiesen werden. Zu diesem Zeitpunkt liegt ein Trauma des Labrum glenoidales vor. Durch den arthroskopischen Bankart-Repair kommt es darüber hinaus zu einem Trauma der Kapsel, welches in den nachfolgenden Untersuchungen auch zu keinem nachweisbaren propriozeptiven Defizit führt. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass die propriozeptive Wahrnehmung durch die Propriozeptoren der glenohumeralen Kapsel und des Labrum glenoidales einen geringeren Einfluss auf die Gesamtpropriozeption haben, als die propriozeptive Wahrnehmung durch die Nervenzellen der Rotatorenmanschette.

Denn laut der Studien von Pötzl et al. sowie Gumina et al. und Salles et al. führt ein Trauma der Rotatorenmanschette zu einem messbaren propriozeptiven Defizit^{58,151,150}.

Schlussfolgernd lässt sich die Vermutung aufstellen, dass die Schädigung der Nervenendigungen im Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex keine essenzielle Rolle für die Propriozeption der Schulter spielt. Im Unterschied zum Kapsel-Labrum-Ligament-Komplex liegen in der Rotatorenmanschette hauptsächlich Ruffini-Körperchen vor⁶³. Es stellt sich also die Frage, ob diese Form der Nervenendigungen

eine größere Relevanz bei der propriozeptiven Wahrnehmung hat. Eine Besonderheit der Ruffini-Körperchen ist das Vorkommen in Gruppen von 3 bis 6 Körperchen sowie die langsame Adaptierung an statische und dynamische Kräfte mit einer niedrigen Aktivierungsschwelle⁵¹.

Im Gegensatz zu den Ergebnissen von Lubiatuski et al. steht die vorliegende Studie, bei der weder vor noch nach der operativen Versorgung eine Differenz der propriozeptiven Fähigkeiten zwischen den Schulterseiten nachgewiesen werden konnte.

In der Studie von Lubiatuski et al. wurde bei den 41 untersuchten Probanden nach einer traumatischen Schulterinstabilität neben dem propriozeptiven Defizit in der betroffenen Schulter auch in der kontralateralen gesunden Schulter ein propriozeptives Defizit festgestellt. Zu den Ursachen konnten bisher verschiedene Thesen aufgestellt werden, wie ein möglicher Einfluss einer unilateralen Schädigung von Nervenendigungen auf die zentrale Kontrolle oder vorbestehende propriozeptive Defizite, welche ursächlich für das Trauma seien könnten. Alternativ könnte die limitierte Schulteraktivität aufgrund der Schulterinstabilität zu einer generell verminderten propriozeptiven Wahrnehmung führen sowie Angst und Verhaltensfaktoren einen Einfluss auf die zentrale neuromuskuläre Kontrolle haben¹⁵². Es wurde bis zum Zeitpunkt der Untersuchungen bei den Probanden in der Studie von Lubiatuski et al. keine chirurgische Versorgung durchgeführt.

Ein dauerhaftes propriozeptives Defizit bei den Probanden der vorliegenden Studie konnte nachfolgend (Abschnitt 4.2) im Vergleich mit anderen Studien und deren Messergebnissen der propriozeptiven Wahrnehmung bei Gesunden ausgeschlossen werden.

Die histologische Struktur des Labrums ist für das Verständnis von propriozeptiven Defiziten essenziell. Bei Schulterdislokationen wird das anteriore Labrum häufig verletzt, was sich als starker Schmerz im Schultergelenk äußern kann. In der Studie von Alashkam et al. wurde die mikroskopische Struktur des Labrum glenoidales untersucht. Es zeigte sich in der Peripherie eine sehr gute Vaskularisierung, da viele Blutgefäße des Labrums der fibrösen Kapsel entspringen. Im zentralen Bereich auf der artikulierenden Gelenkfläche ist das Labrum stark mit dem Glenoid verankert, in den Randbereichen ist es nur in manchen Regionen mit den Knochen trabekeln

des Skapulahalses verbunden. Vor allem die superiore Hälfte des Labrum glenoidales ist unvollständig an der artikulierenden Fläche und dem glenoidalen Knochen befestigt. Diese Erkenntnisse könnten erklären, warum bei Schulterdislokationen Bankart- oder SLAP-Läsionen eine hohe Inzidenz aufweisen¹⁵³. Zudem zeigten sich freie sensorische Nervenfasern in dem Glenoid, jedoch keine korpuskulären Mechanorezeptoren. Das Vorhandensein von sensorischen Nervenfasern erklärt, warum ein Einriss des Labrum glenoidales schmerzhaft ist. Darüber hinaus besteht die Hypothese, dass diese sensorischen Fasern eine Rolle in der propriozeptiven Wahrnehmung des glenohumeralen Gelenks spielen könnten^{32,153}. Um diese Frage abschließend zu klären, bedarf es weiterführenderer Studien.

4.1.2 Einfluss dominante Seite und Geschlecht auf Propriozeption

Im Hinblick auf einen Zusammenhang der Verletzung der dominanten Schulterseite im Vergleich zu der Verletzung der nicht-dominanten Schulterseite mit den propriozeptiven Ergebnissen bzw. Defiziten konnte bei der vorliegenden Studie kein Einfluss nachgewiesen werden. Dieses Ergebnis wird von der Studie von Lubiatowski et al. untermauert, bei der zudem kein Einfluss des Geschlechts auf die propriozeptiven Fähigkeiten nachgewiesen werden konnte¹⁵². Auch bei den Untersuchungen von Echalié et al. konnten weder Unterschiede zwischen der dominanten Seite noch zwischen den Geschlechtern und der Propriozeption nachgewiesen werden.

Es zeigten sich in der Studie von Echalié et al. jedoch Unterschiede der propriozeptiven Wahrnehmung in verschiedenen Altersklassen. In der Altersklasse über 35 Jahre zeigte sich eine schlechtere propriozeptive Wahrnehmung, welche auf eine veränderte Muskeler müdbarkeit zurückgeführt wurde¹⁴². Die beste propriozeptive Wahrnehmung liegt in der Altersklasse unter 35 Jahren vor. In der vorliegenden Studie lag das Probandenalter im Durchschnitt bei $24,97 \pm 7,28$ Jahren, laut ebengenannter Studie in einem guten Bereich zur Beurteilung der Propriozeption ohne den Einfluss altersbedingter Veränderungen.

Ein Zusammenhang des Geschlechts und der propriozeptiven Wahrnehmung wurde in der Studie von Vafadar et al. jedoch nachgewiesen. Dabei zeigten sich bei gesunden Frauen größere propriozeptive Defizite im Vergleich zu den untersuchten

Männern. Es wurde ein Rückschluss über die höhere Inzidenz von muskuloskelettalen Verletzungen von Frauen im Arbeitsumfeld getroffen¹⁵⁴. Dieses Ergebnis steht im Gegensatz zu den vorher aufgeführten Studien. Es wurde die Propriozeption mittels eines Goniometers bei der Flexion des Armes gemessen, was einen Unterschied zu den anderen Studien darstellt.

Zusammenfassend bleibt die Aussage bestehen, dass propriozeptive Defizite nicht vom Geschlecht und der dominanten Seite abhängig sind.

4.1.3 Einfluss Rehabilitationsprogramm auf propriozeptives Defizit

Bei den Untersuchungen von Pairo et al. wurde ein 6-wöchiges Rehabilitations- und Trainingsprogramm durchgeführt. Eine Rotatorenmanschetten-Tendinopathie, welche durch das Auftreten von Schmerzen und Bewegungseinschränkungen charakterisiert ist, führt häufig zu einem propriozeptiven Defizit.

Dieses wurde zu verschiedenen Zeitpunkten mittels Messungen von JPS und DASH-Score objektiviert. In der primären Untersuchung zeigten sich propriozeptive und klinische Defizite, welche in der Folgeuntersuchung nach einem 6-wöchigen Reha-Programm signifikant verbessert werden konnten¹⁰⁴.

4.2 Vergleiche von Studien

4.2.1 Allgemeiner Vergleich

Im nachfolgenden Abschnitt und der Tabelle 12 erfolgt der Vergleich der erhobenen Winkelabweichungen (JPS-Error) mit aktuellen Studien, welche Messungen der Propriozeption mittels Winkelreproduktionstests durchgeführt haben. Die Studien unterscheiden sich in ihrer Probandenzahl und der angewandten Messmethodik.

Tabelle 12: Zusammenstellung der JPS-Errors verschiedener Studien

Studie	Patienten-anzahl	Untersuchungs-methode	aktiver oder passiver JPS	Bewegung	Winkel	JPS-Error (±SD)
Aktuelle Studie (2019)	32 (Verletzte Seite (Gruppe 1))	Cybex	aktiv	AR, tiefe -Gr1	35°	4,57 (2,58)
				-Gr2		4,52 (2,68)
	hohe -Gr1			35°	4,33 (2,23)	
	-Gr2				4,55 (2,71)	
	Gesunde Seite (Gruppe 2))					

			passiv	AR, tiefe -Gr1 -Gr2 hohe-Gr1 -Gr2	30° 30°	3,94 (2,03) 4,46 (2,87) 4,01 (1,77) 4,33 (2,98)
		Vicon-Kameras	aktiv	AR, tiefe -Gr1 -Gr2 Hohe-Gr1 -Gr2	30° 60° 30° 60° 30° 60° 30° 60°	3,08 (1,60) 3,07 (1,90) 3,46 (1,94) 3,57 (2,17) 4,30 (3,01) 4,56 (2,86) 4,04 (2,62) 4,63 (2,83)
Diefenbach et al. (2019)	20 (nur dominante Schulter)	Virtuel reality-Brille	aktiv	AR plus Elevation	15°+45°, + 60°, + 75°, + 90°	13,7 12,4 10,5 8,9
Echalier et al. (2019)	44 (beide Seiten)	Laserpointer (nach Bahlke)	aktiv	Elevation plus Abduktion	55° 90° 125°	10,67 11,67 14,33
				Elevation plus Flexion	55° 90° 125°	8,33 10,33 9,00
Eshoj et al. (2019)	34 prim traum ant Lux (Gruppe 1), 22 rezidiv Lux (Gruppe 2)	Laserpointer	aktiv	Flexion -Gr1 -Gr 2	60°±10°	5,7 (7,8) 6,1 (6,9)
			aktiv	Abduktion-Gr1 -Gr2	60°±10°	6,5 (6,8) 7,4 (6,5)
Gomes et al. (2019)	32 subakromiales Schmerzsyndrom (Gruppe 1), 32 Kontrolle (Gruppe 2)	Isokinetisches Dynamometer	passiv	AR -Gruppe1 -Gruppe 2 IR -Gruppe 1 -Gruppe 2	50°	7,93 (7,30) 8,05 (7,70) 3,82 (3,60) 3,75 (5,10)
			aktiv	AR -Gruppe1 -Gruppe 2 IR -Gruppe 1 -Gruppe 2	50°	7,67 (7,30) 9,50 (7,30) 2,58 (2,08) 2,80 (1,76)
Lubiatowski et al. (2019)	41 anteriore Schulter-instabilität (Gruppe 1) 27 Kontrolle	Propriometer	aktiv	AR -Gruppe1 -Gruppe2 -Gruppe1 -Gruppe 2 -Gruppe 1	30° 45° 60°	3,55 3,40 3,80 3,00 4,00

	(Gruppe 2)			-Gruppe 2		3,00
			aktiv	IR -Gruppe1	30°	3,85
				-Gruppe2		3,60
				-Gruppe1	45°	3,85
				-Gruppe 2		3,30
				-Gruppe 1	60°	4,05
				-Gruppe 2		3,00
Fabis et al. (2016)	23 idiopat. frozen shoulder (Gruppe 1), gesunde Seite (Gruppe 2)	Cybex	aktiv	IR- Gruppe 1 -Gruppe 2 AR -Gruppe 1 - Gruppe 2	30°Abd, plus 30° Rotation	5,03 (3,53) 3,84 (1,97) 6,56 (3,52) 4,71 (2,50)
			passiv	IR -Gruppe 1 -Gruppe 2 AR -Gruppe 1 -Gruppe 2	30°Abd, plus 30° Rotation	4,23 (1,41) 3,59 (1,44) 5,37 (2,48) 3,80 (1,82)
Vafadar et al. (2015)	28 Gesunde -14 Frauen (Gruppe 1) -14 Männer (Gruppe 2)	Goniometer	aktiv	Flexion -Gr1 -Gr2 -Gr1 -Gr2 -Gr1 -Gr2	55° 90° 125°	5,01 (2,65) 2,80 (1,28) 3,11 (1,22) 5,65 (2,59) 3,40 (1,58) 2,93 (1,40)

Jetzt wird im Detail auf die Probandenzahl, angewandte Messmethoden und untersuchte Bewegungsrichtungen eingegangen.

Mit der Probandenzahl von 32 Probanden liegt die vorliegende Studie im Durchschnitt der verglichenen Studien. Die Größen variieren zwischen 20 und 44 Probanden, wobei davon selten die Propriozeption beider Schultern gemessen wurde. Es erfolgten die Testungen verschiedener Patientengruppen (gesund, nach Luxation, mit Schulterschmerzen...) sowie mit verschiedenen Methoden. Mit Einschluss der vorliegenden Studie wurde einmal ein Goniometer, einmal ein Propriometer, zweimal eine Messmethode mittels Laserpointer, zweimal eine 3-dimensionale Methode sowie dreimal ein Cybex oder ähnliches isokinetisches Dynamometer angewandt. Hiermit wurden in fünf der Studien aktive Testungen der Propriozeption durchgeführt, in den übrigen drei Studien erfolgten aktive und passive Messungen. Die getestete Bewegungsform war in zwei Fällen die Flexion sowie in zwei Fällen die Abduktion. Wesentlich häufiger, in fünf Studien, wurden

Rotationsbewegungen angewandt, dabei wurde v.a. die Außenrotation und z.T. zusätzlich die Innenrotation getestet. Die gemessenen Winkelgrößen der Rotationsgruppen variierten zwischen 15° und 60° , in der vorliegenden Studie wurden aktiv Winkel bei 30° , 35° und 60° getestet und passiv bei 30° .

4.2.2 Vergleich der Winkelabweichungen

Im nachfolgenden Abschnitt werden die Winkelabweichungen der Studien, welche Außenrotationsbewegungen untersucht haben, im Detail verglichen.

Die Ergebnisse der Winkelabweichungen liegen bei der Studie von Diefenbach et al., in der gesunde Probanden untersucht wurden, zwischen $8,9$ und $13,7^\circ$, dies sind hohe Winkelabweichungen, welche ggf. mit dem sehr kleinen getesteten Winkel (15°) und der niedrigen Testgröße von 20 Patienten einhergehen¹⁴⁰.

In den Untersuchungen von Gomes et al. wurden Patienten mit subakromialem Schmerzsyndrom und Gesunde verglichen, dabei wurden Winkel von 50° getestet. Bei der aktiven Außenrotation wurde bei der Gruppe der gesunden Probanden eine Winkelabweichung von $9,5^\circ$ gemessen und bei den symptomatischen Patienten von $7,67^\circ$. Bei der passiven Außenrotation lagen die Winkelabweichungen näher beieinander mit $8,05^\circ$ bei den Gesunden und $7,93^\circ$ bei den Patienten mit Schmerzsyndrom. Es zeigten sich somit keine schlechteren propriozeptiven Messwerte bei den symptomatischen Probanden als bei den Gesunden, aber insgesamt wurden im Schnitt etwas schlechtere Winkelabweichungen gemessen als bei der vorliegenden Studie, obwohl mit 50° ein ähnlicher Rotationswinkel verwendet und mit einem isokinetischen Dynamometer das gleiche Messgerät genutzt wurde¹³⁹.

Bei der Studie von Lubiatowski et al. wurden Winkelabweichungen bei aktiven Rotationsbewegungen bei 30° , 45° und 60° bei Probanden mit anteriorer Schulterinstabilität und bei gesunden Probanden erhoben. Dabei zeigten sich Abweichungen der Schulterinstabilitätsgruppe zwischen mindestens $3,55^\circ$ und maximal $4,05^\circ$ und bei der gesunden Gruppe zwischen mindestens $3,0^\circ$ und maximal $3,6^\circ$. Es zeigt sich ein geringer, nicht signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen. Die Ergebnisse sind vergleichbar mit den in der vorliegenden Studie erhobenen Winkelabweichungen.

In der Studie von Fabis et al. erfolgten die Winkelreproduktionstests aktiv und passiv bei 30° Rotation mittels Cybex. Es zeigten sich bei der aktiven Messung Abweichungen von 6,56° und bei der passiven Messung von 5,37°¹⁵². Diese Abweichungen sind etwas größer als diejenigen in der vorliegenden Studie, bei vergleichbarem Messwinkel und Messgerät.

4.2.3 Vergleich der Cybex-Messungen

In der vorliegenden Studie zeigten sich bei den Messungen mittels Cybex Dynamometer bei der aktiven Prüfung bei Winkeln von 35° bei der verletzten Seite Winkelabweichungen von minimal 4,33° bis maximal 4,57°, bei der gesunden Seite von minimal 4,52° bis maximal 4,55°, bei der passiven Prüfung bei Winkeln von 30° bei der verletzten Seite von minimal 3,94° bis maximal 4,01° und bei der gesunden Seite von minimal 4,33° bis maximal 4,46°. Bei den aktiven Messungen mittels Vicon zeigten sich bei Winkeln von 30° und 60° auf der verletzten Seite Winkelabweichungen von minimal 3,07° bis maximal 4,56° und auf der gesunden Seite von minimal 3,46° bis maximal 4,63°. Hierbei kann zwischen der tiefen Außenrotation ohne Elevation auf der verletzten Seite mit Winkelabweichungen von minimal 3,07° bis maximal 3,08° und bei der gesunden Seite von minimal 3,46° bis maximal 3,57° sowie der hohen Außenrotation mit 90° Elevation unterschieden werden. Bei Letzterer zeigten sich auf der verletzten Seite Winkelabweichungen von minimal 4,30° bis maximal 4,56° und auf der gesunden Seite von minimal 4,04 bis maximal 4,63°. Diese Messwerte deuten auf eine gute propriozeptive Funktion hin, da sie gleichwertig zu den gesunden Vergleichsgruppen der genannten und vorliegenden Studien sind. Zudem liegen die Winkelabweichungen im unteren Bereich der Messwerte von vergleichbaren Patienten, derselben Methode und ähnlichen Winkelbereichen.

4.2.4 Studiendesign

Bei den aktuellen vergleichbaren Studien (Abschnitt Vergleiche von Studien 4.2) wurden im Studiendesign ausschließlich Querschnittsstudien durchgeführt, wie z.B. bei Diefenbach, Echalié, Lubiatowski, Fabis und Vafadar et al^{140,142,138,152,154}.

Im Gegensatz dazu wurde in der vorliegenden Studie ein längsschnittiges Studiendesign verwendet. Dies hat den Vorteil, dass eine Dynamik der Messwerte beobachtet und der Einfluss von Veränderungen wie die chirurgische Intervention auf die propriozeptiven Fähigkeiten untersucht werden kann.

Bei den Untersuchungen von Plötzl et al. findet sich auch ein längsschnittiges Design, allerdings gehört die Studie nicht zu den aktuelleren. Dies weist auf die Hochwertigkeit der durchgeführten Studie hin.

4.3 Klinische Schulterstabilität

Die Studie von Lädemann et al. zeigte, dass der Rowe-Score wichtige Aspekte zum Nachweis einer Apprehension sowie der motorischen und sensorischen Funktion, der Schmerzantizipation und Aufmerksamkeit erfasst. Dies bedeutet, dass der Rowe-Score die Möglichkeit bietet, die motorische Komponente (Stabilität und Bewegung) und die kognitive Komponente (wahrgenommener Schmerz) der Schulterapprehension zu evaluieren¹⁴⁸. Es zeigte sich eine hohe Wertigkeit des Scores, zudem kann im Umkehrschluss durch gute Score-Ergebnisse auf das Nicht-Vorliegen einer Apprehension geschlossen werden. Eine ähnliche Studie von Myers et al. konnte nachweisen, dass eine Apprehension durch eine chirurgische Schulterstabilisierung vermindert werden konnte¹⁴⁹. Dies bedeutet im Umkehrschluss, dass in der vorliegenden Studie bei sehr guten Ergebnissen im Rowe-Score nach der operativen Versorgung eine gute Stabilität und Bewegung mit geringer bis keiner Apprehension und wenig Schmerzen vorliegt.

Der Constant-Murley-Score, welcher in der vorliegenden Studie verwendet wurde, wurde beispielsweise auch in der Studie von Eshoj et al. genutzt¹⁴³. Dabei wurde von Probanden mit primär traumatischer anteriorer Schulterluxation und von Probanden mit rezidivierenden anterioren Schulterluxationen der Constant Murley-Score verglichen. Die Ergebnisse des CMS zeigten übereinstimmend mit der Kraftprüfung, der propriozeptiven Funktion, der klinischen Untersuchung und dem WOSI-Score keinen Unterschied zwischen den Gruppen. Dies deutet auf eine gute Aussagekraft des Constant Murley Scores hin.

In der vorliegenden Studie wurden für die klinische Beurteilung der Patienten die klinische Untersuchung mit Bewegungsausmaßen sowie verschiedene Scores wie der Walch-Duplay Score und der Constant Murley Score durchgeführt. Dabei zeigten

sich sehr gute klinische Ergebnisse. Dies lässt darauf zurückschließen, dass die Patienten gute Ergebnisse in der Kraftprüfung, Propriozeption und klinischen Untersuchung (Beweglichkeit) hatten.

Beim Vorliegen von Schmerzen kann es zu einer Beeinflussung der propriozeptiven Fähigkeiten kommen, da es auf dem Weg ins ZNS verschiedene Verschaltungsstellen und Wegstrecken gibt, an denen die Propriozeption und die Schmerzwahrnehmung in Kontakt treten können. Es wird daher angenommen, dass eine gegenseitige Beeinflussung besteht¹⁵⁵. Zudem führen eine gute Beweglichkeit und wenig Schmerzen zu einer höheren Patientenzufriedenheit und Lebensqualität.

4.4 Messmethode

In der vorliegenden Studie wurden zwei verschiedene Messmethoden verwendet, das Cybex Gerät und die Vicon Kameras, mit welchen, wie erwartet, gleichwertige Ergebnisse erhoben werden konnten. In der aktuellen Literatur finden sich außer in systematic reviews keine Vergleiche von propriozeptiven Messmethoden.

In der systematischen Übersichtsarbeit von Ager et al. wurden Studien mit propriozeptiven Messungen verglichen und bewertet, um die beste Messmethode zu ermitteln. Hierbei zeigte sich, dass die Schulterpropriozeption am zuverlässigsten gemessen werden konnte, wenn ein passives oder aktives Protokoll vorliegt, welches mittels eines isokinetischen Dynamometers für Innenrotation oder Außenrotation in 90° Schulterabduktion durchgeführt wird. Es zeigt sich für das isokinetische Dynamometer die größte Reliabilität¹³⁷.

Als Fazit wird die Etablierung von standardisierten Protokollen zur Messung der Propriozeption empfohlen. Untermuert werden diese Studienergebnisse von Hillier et al., in dessen systematic review die propriozeptive Messung von verschiedenen Gelenken analysiert wurde¹⁵⁶.

4.4.1 Cybex Gerät

Das Cybex Gerät ist häufig in propriozeptiven Studien verwendet worden. Beispielsweise in der Studie von Gomes et al.¹³⁹. Auch in der Studie von Fabis et al. wurde ein isokinetisches Dynamometer verwendet¹³⁸. Das isokinetische

Dynamometer ist ein häufig genutztes Messinstrument für propriozeptive Messungen und bietet daher eine gute Vergleichbarkeit der damit erhobenen Messwerte.

4.4.2 3D-Messmethoden der Propriozeption

Die Vicon-Kameras wurden bei dem systematic review nicht eindeutig analysiert, es wurden motion analysis-Methoden miteingeschlossen, diese könnten der Methode ähneln. Es zeigte sich hierbei eine schlechtere Reliabilität als bei dem isokinetischen Dynamometer, allerdings lagen bei der motion analysis nur ein Viertel der Fallzahlen im Vergleich zum isokinetischen Dynamometer vor. Dies weist auf eine bisher geringe Etablierung der Methodik hin.

In der Studie von Diefenbach et al. wurde eine dreidimensionale Darstellung und Bewegungstestung der Schulter durchgeführt. Dabei konnte eine gute Messung der Propriozeption durch Winkelreproduktionstests erfolgen¹⁴⁰. Diese Methode hat große Ähnlichkeiten zu den Untersuchungen mit den Vicon-Kameras in der vorliegenden Studie.

Im Einklang mit den eben genannten Studienergebnissen stehen die Messmethoden der vorliegenden Studie, bei denen bei der Testung mit dem isokinetischen Dynamometer (Cybex) eine aktive und passive Messreihe durchgeführt wurde und die Ergebnisse keine Abweichung zu den Messergebnissen, welche mit den Vicon-Kameras erhoben wurden, aufwiesen. Dies zeigt, dass mit einem guten Messprotokoll gearbeitet wurde sowie die gute Vergleichbarkeit der Methoden. Es kann somit von einer Gleichwertigkeit der Messmethoden gesprochen werden.

Bis zu diesem Punkt hat sich gezeigt, dass in der aktuellen Studienlandschaft wenige vergleichbare Untersuchungen vorliegen, da ein prospektives Design angewandt wurde. Zudem konnten verschiedenste Aspekte der Schulterfunktionalität untersucht und bei den propriozeptiven Messungen ein erfolgreicher Methodenvergleich durchgeführt werden. Im folgenden Teil werden die Limitationen und der Ausblick besprochen.

4.5 Limitationen und Ausblick

Zu den Limitationen der vorliegenden Studie gehört v.a. die Studiengröße. Im Hinblick auf vergleichbare Studien, welche sich mit propriozeptiven Messungen beschäftigt haben, bietet die vorliegende Studie eine solide, gute durchschnittliche Probandenzahl. Wenn man diese nun mit dem Ergebnis der Fallzahlberechnung vergleicht, welches ergab, dass 326 Probanden für eine Studie benötigt werden würden, um einen Effekt der Stärke von 0,8 zu erreichen, ist die Probandenzahl der Fallzahlberechnung für eine einzelne Studie unrealistisch groß. Diese Effektstärke könnte am ehesten durch Multicenterstudien oder Metaanalysen realisiert werden. Dafür würden hoch standardisierte Studienprotokolle für die propriozeptive Testung benötigt sowie eine gut strukturierte Zusammenarbeit verschiedener Forschungseinrichtungen.

Der Vorteil gegenüber den vergleichbaren Studien mit ähnlicher Personenzahl ist, dass in der vorliegenden Studie ein längsschnittiges Design verwendet wurde.

Die perfekte Studie würde durch eine höhere Probandenzahl, aber ansonsten ähnlichen Voraussetzungen wie in der vorliegenden Studie charakterisiert, wie ein propriozeptives Design, standardisierte Fragebögen und mehrere bzw. eine gut valide Testmethode für die Testung der Propriozeption.

Darüber hinaus kann die Messung der Propriozeption einen guten Anhaltspunkt für die Definition des optimalen Zeitpunkts zum „return-to-play“ geben. Laut dem systematic review von Ciccotti et al. wird zumeist die postoperative Zeitspanne als Kriterium verwendet. Dieses Kriterium kann als grobe Orientierung dienen, es sollte jedoch zur individuelleren Beurteilung bspw. eine zusätzliche propriozeptive Testung vorgenommen werden. Diese habe eine höhere Aussagekraft und vermindere verfrühte return-to-play mit höherem Rezidivrisiko¹⁵⁷. Wenn postoperativ gute propriozeptive Ergebnisse vorliegen, ist dies ebenfalls ein positiver prognostischer Faktor für eine erfolgreiche Rehabilitation¹³⁷. Dies könnte in nachfolgenden Studien eingehender untersucht und eine standardmäßige Testung vor dem Zeitpunkt des return-to-play erfolgen, welche auch eine propriozeptive Messung beinhaltet.

Zudem bleibt die Frage offen, von welchen Faktoren die propriozeptiven Testungen beeinflusst werden.

Bei den Untersuchungen von Lin et al. wurde die Fragestellung, welchen Einfluss das humerothorakale und skapulothorakale Gelenk bei der Erfassung der Winkelabweichungen des glenohumeralen Gelenks haben, aufgegriffen. Es zeigte sich, dass zwischen dem humerothorakalen und dem glenohumeralen Gelenk eine größere Korrelation herrscht, da diese Gelenke synchronisierte Bewegungen ausführen¹⁵⁸. Die gemessene Winkelabweichung des skapulothorakalen Gelenks blieb bei verändertem Elevationswinkel konstant, weswegen sein Einfluss vernachlässigt werden kann. Die gemessenen Winkelabweichungen des glenohumeralen und humerothorakalen Gelenks wurden bei Annäherung an 90° Elevation größer, was mit den Ergebnissen von Diefenbach et al. übereinstimmt¹⁴⁰. Somit kann der Einfluss des skapulothorakalen Gelenks vernachlässigt werden. Der Einfluss des humerothorakalen Gelenks bei der propriozeptiven Messung des glenohumeralen Gelenks besteht. Es bleibt die Frage offen, ob dieser die Ergebnisse der Winkelabweichungen beeinflusst und ob dieser durch eine Korrektur eliminiert werden kann.

Zudem zeigt sich bei der vorliegenden Studie eine Zeitverzögerung zwischen dem Zeitraum der Datenerhebung und der Datenauswertung. Daher kommt es zu einer verminderten Aktualität der verwendeten Methodik, da diese vor dem Beginn der Datenerhebung definiert wurde.

4.6 Fazit

Weder durch die Bankart-Läsion noch den arthroskopischen Bankart-Repair zeigte sich eine signifikante Veränderung der propriozeptiven Wahrnehmung der Schulter. Dieses Ergebnis spricht für die gute Therapie mittels dem arthroskopischen Bankart-Repair sowie die geringe Relevanz der Propriozeptoren des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes.

Zudem zeigte sich die Studie im Studienvergleich als wertvoll, aufgrund des sonst selten vertretenen längsschnittigen Designs sowie einer guten Probandenzahl und heterogenem Operationsverfahren.

Darüber hinaus zeigte sich die Studie als inhaltlich außergewöhnlich, da ein Methodenvergleich zweier etablierter Messmethoden erfolgte und diverse Aspekte der Probanden erhoben und analysiert wurden.

Die vorliegenden Ergebnisse untermauern die derzeitige Literatur, welche den arthroskopischen Bankart-Repair als Goldstandard definiert. In der vorliegenden Studie konnten nach arthroskopischem Bankart-Repair geringe propriozeptive Defizite, sehr gute bis exzellente klinische Ergebnisse und eine hohe Patientenzufriedenheit nachgewiesen werden. In der zukünftigen Forschung könnten weitere Erkenntnisse zum Verständnis der propriozeptiven Wahrnehmung von der Rezeptorenwertigkeit über die Reizweiterleitung mit Einflüssen von Schmerzen oder ähnlichem, bis zur Verarbeitung mit möglichen Einflüssen auf die kontralaterale Seite erlangt werden. Zudem könnten mehr Studien mit einem ähnlichen Studiendesign durchgeführt werden, um bessere Vergleichsmöglichkeiten zu haben und mehr Wissen über die Veränderung der Propriozeption über die Zeit nach traumatischen Ereignissen oder operativen Eingriffen zu generieren.

5 Zusammenfassung

5.1 Zusammenfassung deutsch

Die traumatische anteriore Schulterluxation ist bei jungen Männern ein häufiges Trauma, bei einer jährlichen Inzidenz von 1,7% bis 2%⁴. Die häufigste schulterinstabilitätsspezifische Pathologie ist die Bankart Läsion^{84,85}. Diese kann zu einer chronisch rezidivierenden Instabilität, Schmerzen und Bewegungseinschränkungen führen^{4,5}. Operativ kann dieses Verletzungsmuster mit einem arthroskopischen Bankart-Repair versorgt werden. Der Goldstandard zur operativen Versorgung der weichteiligen Bankart Läsion ist die Rekonstruktion des Kapsel-Labrum-Komplexes mittels Fadenankern^{49,119}. Nur wenige Studien haben die propriozeptiven Eigenschaften der Gelenkkapsel und des Kapsel-Labrum-Komplexes untersucht. Eine prospektive propriozeptive Nachuntersuchung mittels Winkelreproduktionstests nach arthroskopischem Bankart Repair ist bisher nicht in der Literatur beschrieben. Die 32 Patienten, hauptsächlich junge (circa 25 Jahre alte) gesunde Männer (94%), wurden propriozeptiv und klinisch zu verschiedenen Zeitpunkten vor und nach dem arthroskopischen Bankart-Repair untersucht. Die Diagnose der anterioren primär traumatischen Schulterluxation mit Bankart-Läsion wurde mit einer MRT-Bildgebung verifiziert. Die Follow-Ups erfolgten präoperativ sowie nach 7, 14 und 31 Monaten postoperativ. Pro Patient wurden 3,7 Untersuchungen durchgeführt. Hierbei wurden klinische Scores erhoben sowie Außenrotationsdefizite mithilfe aktiver Winkelreproduktionstests mit Vicon Kameras und dem Cybex Gerät gemessen. Die Abweichung der Winkel wurde als Maß für die propriozeptiven Fähigkeiten verwendet.

Beim Vergleich der Winkelabweichungen der verletzten Schulter zu verschiedenen Zeitpunkten zeigt sich keine signifikante Differenz ($p=0,424$).

Auch in der Gegenüberstellung der gesunden und verletzten Schulter mithilfe einer Varianzanalyse besteht kein signifikanter Unterschied ($p=0,065$).

Als möglicher Einflussfaktor wurden die dominante Schulterseite und die Anzahl der implantierten Fadenanker (2 versus 3) definiert. Aufgrund der sehr geringen Probandenanzahl in den Subgruppen erfolgte eine graphische Tendenzanalyse, bei der sich bei beiden Subgruppenvergleichen ähnliche Entwicklungen darstellen ließen.

Beim Methodenvergleich wurden die Messwerte zum Zeitpunkt FU0 (präoperativ) gegenübergestellt. Dabei kann keine signifikante Differenz nachgewiesen werden ($p=0,073$).

Für die klinische Beurteilung wurden der Walch-Duplay-, Constant- und Rowe-Score verwendet, diese zeigten alle eine deutliche Verbesserung über die Messzeitpunkte: der Walch-Duplay-Score mit 94,78 Punkten (FU0: 41,20), der Constant-Score mit 95,83 (FU0: 75,10) und der Rowe-Score mit 91,96 (FU0: 42,5). Die erreichten Punktzahlen geben Auskunft über die Stabilität, Schulterfunktion und Beweglichkeit und liegen im ausgezeichneten Bereich.

Die Studie zeigt, dass das untersuchte Patientenkollektiv mit der gewählten Therapiemethode, dem arthroskopisch-durchgeführten Bankart-Repair, geringe propriozeptive Defizite, gute klinische Ergebnisse und eine hohe Patientenzufriedenheit erzielen konnte. Die Winkelabweichungen zeigten sich im Studienvergleich im oberen Mittelfeld. Es scheint weder durch die Bankart-Läsion noch dem arthroskopischen Bankart-Repair zu einer signifikanten Veränderung der propriozeptiven Wahrnehmung der Schulter zu kommen. Dieses Ergebnis spricht für die gute Therapie mittels dem arthroskopischen Bankart-Repair sowie die geringe Relevanz der Propriozeptoren des Kapsel-Labrum-Ligament-Komplexes. Weiterführende Studien in längsschnittigem Studiendesign sowie die Etablierung weiterer Methoden zur standardmäßigen propriozeptiven Untersuchung wären wünschenswert und könnten zur Vergleichbarkeit und Untersuchung größerer Probandenmengen führen.

5.2 Zusammenfassung englisch

Anterior shoulder instability is a common injury in young male individuals. The annual incidences averages between 1.7% and 2%⁴. In many cases accessory symptoms such as the Bankart lesion occur resulting in additional issues like recurrent shoulder instability pain and limitation of movement^{84,85,4,5}.

The therapy of the Bankart lesion is an arthroscopic surgery called Bankart-repair during which a shoulder labrum repositioning and a capsule-shift with knotless suture anchors are performed^{49,119}. Only few studies were undertaken so far, concerning the subjects of the proprioceptive supply of the shoulder joint capsule and the effects that occur through an injury and surgery. There is no study existing yet that includes a proprioceptive follow-up using angle reproduction tests by arthroscopic served shoulder-joints.

For this study 32 patients, mostly young (average age of 25 years) and healthy men (94%), were examined (clinical and proprioceptive) at three different points in time: once before surgery and three times afterwards. The timing of the examinations was at 2 weeks before and at 7, 14 and 31 months after the surgery. In average there were 3.7 examinations done per patient. Vicon cameras and Cybex equipment were used during the active angle reproduction tests for the establishment of clinical scores and the measurement of deficits in the external rotation. The deviations of measured angles were used to determine the proprioceptive capabilities.

Analysis of collected data led to the following results:

No significant difference was found when comparing the deviations of angles of injured shoulders at the different times of examination ($p=0.424$).

Neither did the comparison of healthy and injured shoulder by usage of the ANOVA (analysis of variance) show a significant difference ($p=0.065$).

Two potential influencing criteria were taken into account: the shoulder being dominant (or not) and the number of suture anchors used (2 or 3). A graphical tendency analysis seemed appropriate, given the small sample size per subgroup. The analysis showed very similar results for each of the two criteria.

Data collected simultaneously through two means of measurement (Vicon cameras and Cybex equipment) during the test persons' examination before the surgery was

analyzed to determine influence of the means of measurement. No significant difference could be found ($p=0.073$).

Walch-Duplay-, Constant- und Rowe-Score were used for clinical assessment. All three showed improvements over the course of the examinations. WDS ended at 94.78 points in average (pre-surgery: 41.20), CS in average 95.83 points (pre-surgery: 75.10) and RS ended in average at 91.96 points (pre-surgery: 42.5).

The scores describe stability, functionality and flexibility of the shoulder and show excellent results.

The study shows that the participating test persons did end up with a good outcome by usage of Bankart-Repair via arthroscopy. They showed minor proprioceptive deficits, excellent clinical results and satisfaction of patient. Measuring deviations of angles the results presented ranges above average. Neither the Bankart lesion nor the arthroscopic Bankart repair lead to a significant transformation of the proprioceptive perception of the shoulder. These findings point out that a good therapy is undertaken by the arthroscopic Bankart repair and that there is no high relevance of the proprioceptors of the capsule-labrum-ligament-complex.

Further studies are needed with bigger sample size to draw conclusions from longitudinal profiles and to standardize proprioceptive methodology.

Abkürzungsverzeichnis

A. - Arteria

aIGHL – Avulsion of the inferior glenohumeral ligament

ALPSA – Anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion

ANOVA – Analysis of Variance

ASES - American Shoulder and Elbow Surgeons Shoulder Score

ASOSS - Athletic Shoulder Outcome System

BiAS – Biometrische Analyse von Stichproben

CS - Constant-(Murley-) Score

DASH - Disabilities of Arm, Shoulder and Hand

FU – Follow-Up

GLAD – glenolabral disruption

GT – Glenoid Track

HAR – hohe Außenrotation

HSI – Hill-Sachs-Intervall

IGHL – Ligamentum glenohumerale inferius

JPS – joint position sense

LBS – Labrum-Bizepssehnen-Komplex

Lig. – Ligamentum

Ligg. – Ligamenta

M. - Musculus

MGHL – Ligamentum glenohumerale mediale

MW - Mittelwert

PATS – periartikuläres Fasersystem

Proc. – Processus

ROM – range of motion

RS - Rowe-Score

SD - Standardabweichung

SGHL – Ligamentum glenohumerale superius

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

SSAS - Schulter Sport Aktivitäts-Score

TAR – tiefe Außenrotation

Tub. – Tuberculum

VAS - visuelle Analogskala für subjektive Zufriedenheit

VKB – vorderes Kreuzband

WDS – Walch-Duplay-Score

ZNS – zentrales Nervensystem

Literaturverzeichnis

1. Lajtai G, Aitzetmler G. Indikation zur arthroskopischen Schulterstabilisierung. *Arthroskopie*. 2004;17(3). doi:10.1007/s00142-004-0261-3.
2. Lobenhoffer P. Traumatische Schultererstluxation. *Trauma und Berufskrankheit*. 2001;3(8):S519-S526. doi:10.1007/s100390000286.
3. Tischer T, Anetzberger H, Müller-Gerbl M, Imhoff AB. Arthroskopisch relevante Anatomie der Schulterinstabilität. *Arthroskopie*. 2004;17(3). doi:10.1007/s00142-004-0262-2.
4. Habermeyer P, Lichtenberg S, Magosch P. *Schulterchirurgie*. 4. Aufl. s.l.: Urban Fischer Verlag - Fachbücher; 2011. <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=4696282>.
5. Putz R, Müller-Gerbl M. Topografie und funktionelle Anatomie des Schultergürtels und des Schultergelenks. In: *Schulterchirurgie*. Elsevier; 2017:1-18.
6. Howell SM, Galinat BJ. The glenoid-labral socket. A constrained articular surface. *Clin Orthop Relat Res*. 1989;(243):122-125.
7. Moseley HF, Övergaard B. The anterior capsular mechanism in recurrent anterior dislocation of the shoulder. *Bone & Joint Journal*. 1962;44(4):913-927.
8. Saha AK. Dynamic Stability of the Glenohumeral Joint. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009;42(6):491-505. doi:10.3109/17453677108989066.
9. Huber CE. Zur Form und Grösse der Cavitas glenoidalis. *Anat Anz*. 1991;172(2):137-142.
10. Ovesen J, Nielsen S. Experimental distal subluxation in the glenohumeral joint. *Arch Orth Traumatol Surg*. 1985;104(2):78-81. doi:10.1007/BF00454241.
11. Harryman DT, Sidles JA, Clark JM, McQuade KJ, Gibb TD, Matsen FA. Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(9):1334-1343.
12. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Matsen FA. Laxity of the normal glenohumeral joint: A quantitative in vivo assessment. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1992;1(2):66-76. doi:10.1016/S1058-2746(09)80123-7.
13. Matsen FA. *Practical evaluation and management of the shoulder*. Philadelphia: W. B. Saunders; 1994.

14. Matsen FA, Harryman DT, Sidles JA. Mechanics of glenohumeral instability. *Clin Sports Med.* 1991;10(4):783-788.
15. Pagnani MJ, Warren RF. Stabilizers of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 1994;3(3):173-190. doi:10.1016/S1058-2746(09)80098-0.
16. Lippitt SB, Harris SL, Harryman DT, Sidles J, Matsen FA. In vivo quantification of the laxity of normal and unstable glenohumeral joints. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 1994;3(4):215-223. doi:10.1016/S1058-2746(09)80038-4.
17. Lippitt SB, Vanderhooft JE, Harris SL, Sidles JA, Harryman DT, Matsen FA. Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 1993;2(1):27-35. doi:10.1016/S1058-2746(09)80134-1.
18. Hovellius L. Shoulder dislocation in Swedish ice hockey players. *Am J Sports Med.* 1978;6(6):373-377. doi:10.1177/036354657800600611.
19. Laumann U, Refior HJ, Plitz W, Jäger M, Hackenbroch MH. *Biomechanik der gesunden und kranken Schulter: Elektromyographische und stereophotogrammetrische Untersuchungen zur Funktion des Schulter-Arm-Komplexes.* Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1985.
20. Schmidt-Wiethoff R, Schneider T, Dargel J, Appell H-J. *Spezialgebiete aus der Schulter- und Ellenbogenchirurgie.* Heidelberg: Steinkopff; 2004.
21. Pauwels F. *Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates.* Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg; 1965. <http://dx.doi.org/10.1007/978-3-642-86841-2>.
22. Saha AK, Otte P, Rauchenberger B. *Rezidivierende Schulterluxation: Pathophysiologie und operative Korrektur ; 13 Tabellen.* Stuttgart: Enke; 1978. Bücherei der Orthopäden; 22.
23. Habermeyer P, Schuller U, Wiedemann E. The intra-articular pressure of the shoulder: An experimental study on the role of the glenoid labrum in stabilizing the joint. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 1992;8(2):166-172. doi:10.1016/0749-8063(92)90031-6.
24. Barthel T, König U, Böhm D, Loehr JF, Gohlke F. Die Anatomie des Labrum glenoidale. *Orthopade.* 2003;32(7):578-585. doi:10.1007/s00132-003-0487-1.

25. Harryman DT, Sidles JA, Harris SL, Matsen FA. The role of the rotator interval capsule in passive motion and stability of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(1):53-66.
26. Speer KP, Deng X, Borrero S, Torzilli PA, Altchek DA, Warren RF. Biomechanical evaluation of a simulated Bankart lesion. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(12):1819-1826.
27. Hintermann B, Gächter A. Arthroscopic findings after shoulder dislocation. *Am J Sports Med.* 1995;23(5):545-551. doi:10.1177/036354659502300505.
28. Kvitne RS, Jobe FW, Jobe CM. Shoulder instability in the overhand or throwing athlete. *Clin Sports Med.* 1995;14(4):917-935.
29. Maffet MW, Gartsman GM, Moseley B. Superior labrum-biceps tendon complex lesions of the shoulder. *Am J Sports Med.* 1995;23(1):93-98. doi:10.1177/036354659502300116.
30. Glötzer W, Resch H, Thöni H, et al. Arthroskopische Limbusrefixationstechniken. In: Resch H, Beck E, eds. *Arthroskopie der Schulter.* Vienna: Springer Vienna; 1991:85-132.
31. Cooper DE, Arnoczky SP, O'Brien SJ, Warren RF, DiCarlo E, Allen AA. Anatomy, histology, and vascularity of the glenoid labrum. An anatomical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1992;74(1):46-52.
32. Vangsness CT, Jorgenson SS, Watson T, Johnson DL. The origin of the long head of the biceps from the scapula and glenoid labrum. An anatomical study of 100 shoulders. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(6):951-954.
33. Rames RD, Karzel RP. Injuries to the glenoid labrum, including slap lesions. *Orthop Clin North Am.* 1993;24(1):45-53.
34. Vastamäki M, ed. *Surgery of the shoulder: Proceedings of the 6th International Congress on Surgery of the Shoulder (ICSS), 27 June - 1 July 1995, Helsinki, Finland and 2 - 4 July, Stockholm, Sweden.* Amsterdam: Elsevier; 1995. Excerpta medica International congress series; 1085.
35. GARDNER E, GRAY DJ. Prenatal development of the human shoulder and acromioclavicular joints. *Am J Anat.* 1953;92(2):219-276. doi:10.1002/aja.1000920203.
36. Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. *Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem: 182 Tabellen.* 3., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme;

2011. Prometheus; LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke; Erik Schulte; Udo Schumacher. Ill. von Markus Voll und Karl Wesker. <http://www.vlb.de/GetBlob.aspx?strDisposition=a&strIsbn=9783131601834>.
37. Huber WP, Putz RV. Periarticular fiber system of the shoulder joint. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1997;13(6):680-691. doi:10.1016/S0749-8063(97)90001-3.
38. Ovesen J, Nielsen S. Stability of the shoulder joint: Cadaver study of stabilizing structures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009;56(2):149-151. doi:10.3109/17453678508994342.
39. Turkel SJ, Panio MW, Marshall JL, Girgis FG. Stabilizing mechanisms preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1981;63(8):1208-1217.
40. Warner JJ, Caborn DN, Berger R, Fu FH, Seel M. Dynamic capsuloligamentous anatomy of the glenohumeral joint. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1993;2(3):115-133. doi:10.1016/S1058-2746(09)80048-7.
41. Bacilla P, Field LD, Savoie FH. Arthroscopic bankart repair in a high demand patient population. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1997;13(1):51-60. doi:10.1016/S0749-8063(97)90209-7.
42. Andrews JR, Carson WG, McLeod WD. Glenoid labrum tears related to the long head of the biceps. *Am J Sports Med*. 1985;13(5):337-341. doi:10.1177/036354658501300508.
43. O'Brien SJ, Neves MC, Arnoczky SP, et al. The anatomy and histology of the inferior glenohumeral ligament complex of the shoulder. *Am J Sports Med*. 1990;18(5):449-456. doi:10.1177/036354659001800501.
44. Ovesen J, Nielsen S. Anterior and posterior shoulder instability: A cadaver study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 2009;57(4):324-327. doi:10.3109/17453678608994402.
45. Helmig P, Søjbjerg JO, Kjaersgaard-Andersen P, Nielsen S, Ovesen J. Distal humeral migration as a component of multidirectional shoulder instability. An anatomical study in autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;(252):139-143.
46. Matsen FA, Zuckerman JD. Anterior glenohumeral instability. *Clin Sports Med*. 1983;2(2):319-338.

47. Morgan C. Anatomical variations of the glenohumeral ligaments. [Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; Anaheim ; California]. 1991.
48. Ilahi OA, Labbe MR, Cosculluela P. Variants of the anterosuperior glenoid labrum and associated pathology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2002;18(8):882-886. doi:10.1053/jars.2002.36119.
49. Williams MM, Snyder SJ, Buford D. The buford complex—The “cord-like” middle glenohumeral ligament and absent anterosuperior labrum complex: A normal anatomic capsulolabral variant. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1994;10(3):241-247. doi:10.1016/S0749-8063(05)80105-7.
50. Clark JM, Harryman DT. Tendons, ligaments, and capsule of the rotator cuff. Gross and microscopic anatomy. *J Bone Joint Surg Am*. 1992;74(5):713-725.
51. Gohlke F, Janßen E, Leidel J, Heppelmann B, Eulert J. Histomorphologische Befunde zur Propriozeption am Schultergelenk. *Orthopade*. 1998;27(8):510-517. doi:10.1007/PL00003524.
52. Boeck G. *Prüfungswissen Physikum: 228 Tabellen ; [sicher durch die 1. ÄPJ]*. Stuttgart: Thieme; 2009.
53. Lüllmann-Rauch R, Asan E. *Taschenlehrbuch Histologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2019.
54. Witherspoon JW, Smirnova IV, McIff TE. Neuroanatomical distribution of mechanoreceptors in the human cadaveric shoulder capsule and labrum. *J Anat*. 2014;225(3):337-345. doi:10.1111/joa.12215.
55. Freeman MA, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat*. 1967;101(Pt 3):505-532.
56. Schünke M, Schulte E, Schumacher U. *Kopf, Hals und Neuroanatomie*. 4., überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 2015. Prometheus; LernAtlas der Anatomie / Michael Schünke, Erik Schulte, Udo Schumacher ; Illustrationene von Markus Voll, Karl Wesker.
57. Trepel M. *Neuroanatomie: Struktur und Funktion*. 7. Auflage. München: Elsevier; 2017.
58. Pötzl W, Thorwesten L, Götze C, Garmann S, Steinbeck J. Proprioception of the shoulder joint after surgical repair for Instability: A long-term follow-up study. *Am J Sports Med*. 2004;32(2):425-430. doi:10.1177/0363546503261719.

59. Jerosch J, Steinbeck J, Schröder M, Westhues M. Intraoperative EMG-Ableitung bei Reizung der glenohumeralen Gelenkkapsel. *Unfallchirurg*. 1995;98(11):580-585.
60. Guanche C, Knatt T, Solomonow M, Lu Y, Baratta R. The synergistic action of the capsule and the shoulder muscles. *Am J Sports Med*. 1995;23(3):301-306. doi:10.1177/036354659502300308.
61. Tibone JE, Fechter J, Kao JT. Evaluation of a proprioception pathway in patients with stable and unstable shoulders with somatosensory cortical evoked potentials. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1997;6(5):440-443. doi:10.1016/S1058-2746(97)70050-8.
62. Wallace DA, Beard DJ, Gill RH, Carr AJ. Reflex muscle contraction in anterior shoulder instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1997;6(2):150-155. doi:10.1016/S1058-2746(97)90036-7.
63. Flatow EL, Rodosky MW, Yamaguchi K, Self EB, Pollock RG, Bigliani LU. Coracoacromial ligament preservation in rotator cuff surgery. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1996;5(2):S78. doi:10.1016/S1058-2746(96)80352-1.
64. Laumonerie P, Dalmas Y, Tibbo ME, et al. Sensory innervation of the human shoulder joint: The three bridges to break. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2020;29(12):e499-e507. doi:10.1016/j.jse.2020.07.017.
65. Kholinne E, Kim D, Kwak J-M, et al. Topography of sensory receptors within the human glenohumeral joint capsule. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2020. doi:10.1016/j.jse.2020.07.006.
66. Vangsness C, Ennis M, Taylor JG, Atkinson R. Neural anatomy of the glenohumeral ligaments, labrum, and subacromial bursa. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1995;11(2):180-184. doi:10.1016/0749-8063(95)90064-0.
67. Hall LA, McCloskey DI. Detections of movements imposed on finger, elbow and shoulder joints. *The Journal of Physiology*. 1983;335(1):519-533. doi:10.1113/jphysiol.1983.sp014548.
68. Blasier RB, Carpenter JE, Huston LJ. Shoulder proprioception: Effect of joint laxity, joint position, direction of motion, and muscle fatigue. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1995;4:S34. doi:10.1016/S1058-2746(95)80135-9.

69. Matsen FA, Fu FH, Hawkins RJ, eds. *The Shoulder: A balance of mobility and stability*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 1993.
70. Hovelius L. Incidence of shoulder dislocation in Sweden. *Clin Orthop Relat Res*. 1982;(166):127-131.
71. Krner K, Lind T, Jensen J. The epidemiology of shoulder dislocations. *Arch Orth Traum Surg*. 1989;108(5):288-290. doi:10.1007/BF00932317.
72. Vermeiren J, Handelberg F, Casteleyn PP, Opdecam P. The rate of recurrence of traumatic anterior dislocation of the shoulder. *International Orthopaedics*. 1993;17(6). doi:10.1007/BF00180449.
73. Gerber C, Nyffeler RW. Classification of glenohumeral joint instability. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;(400):65-76.
74. Arciero RA, Wheeler JH, Ryan JB, McBride JT. Arthroscopic Bankart repair versus nonoperative treatment for acute, initial anterior shoulder dislocations. *Am J Sports Med*. 1994;22(5):589-594. doi:10.1177/036354659402200504.
75. Norlin R. Intraarticular pathology in acute, first-time anterior shoulder dislocation: An arthroscopic study. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1993;9(5):546-549. doi:10.1016/S0749-8063(05)80402-5.
76. Hawkins RJ, Bell RH, Hawkins RH, Koppert GJ. Anterior dislocation of the shoulder in the older patient. *Clin Orthop Relat Res*. 1986;(206):192-195.
77. Watch G, Boileau P, Levigne C, Mandrino A, Neyret P, Donell S. Arthroscopic stabilization for recurrent anterior shoulder dislocation: Results of 59 cases. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1995;11(2):173-179. doi:10.1016/0749-8063(95)90063-2.
78. Rockwood CA. *The shoulder: Glenohumeral instability*. 4th ed. Philadelphia, PA: Saunders/Elsevier; 2009.
79. Bailey I. Concepts of shoulder instability, pathological muscle patterning and scapular dyskinesia. A new light through old windows: Update 2006 Ergebnisse des 13. Jahreskongresses der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie vom 23. bis 24. Juni 2006, Wildbad Kreuth. *Spezialgebiete aus der Schulter- und Ellenbogenchirurgie*. 2006;(2):187-190.
80. Bayley JIL. The classification of shoulder instability—new light through old windows. 16th Congress; 2002; Budapest, Ungarn.

81. Brunner UH, ed. *Spezialgebiete aus der Schulter- und Ellenbogenchirurgie 2: Update 2006 Ergebnisse des 13. Jahreskongresses der Deutschen Vereinigung für Schulter- und Ellenbogenchirurgie vom 23. bis 24. Juni 2006, Wildbad Kreuth*. Darmstadt: Steinkopff; 2007. Springer E-book Collection.
82. Hovelius L. Anterior dislocation of the shoulder in teen-agers and young adults. Five-year prognosis. *J Bone Joint Surg Am*. 1987;69(3):393-399.
83. Bigliani LU, Pollock RG, Soslowky LJ, Flatow EL, Pawluk RJ, Mow VC. Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament. *J Orthop Res*. 1992;10(2):187-197. doi:10.1002/jor.1100100205.
84. Bankart AS. RECURRENT OR HABITUAL DISLOCATION OF THE SHOULDER-JOINT. *Br Med J*. 1923;2(3285):1132-1133.
85. Gutierrez V, Monckeberg JE, Pinedo M, Radice F. Arthroscopically determined degree of injury after shoulder dislocation relates to recurrence rate. *Clin Orthop Relat Res*. 2012;470(4):961-964. doi:10.1007/s11999-011-2229-8.
86. Momaya AM, Tokish JM. Applying the Glenoid Track Concept in the Management of Patients with Anterior Shoulder Instability. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017;10(4):463-468. doi:10.1007/s12178-017-9436-1.
87. Aston JW, Gregory CF. Dislocation of the shoulder with significant fracture of the glenoid. *J Bone Joint Surg Am*. 1973;55(7):1531-1533.
88. Shin S-J, Kim RG, Jeon YS, Kwon TH. Critical Value of Anterior Glenoid Bone Loss That Leads to Recurrent Glenohumeral Instability After Arthroscopic Bankart Repair. *Am J Sports Med*. 2017;45(9):1975-1981. doi:10.1177/0363546517697963.
89. Walch G, Molé D. *Instabilités et luxations de l'épaule (articulation glénohumérale)*. 1993;14-037. *Encycl. Méd. Chir*.
90. Gumina S, Postacchini F. ANTERIOR DISLOCATION OF THE SHOULDER IN ELDERLY PATIENTS. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79-B(4):540-543. doi:10.1302/0301-620X.79B4.0790540.
91. Groh GI, Rockwood CA. The terrible triad: Anterior dislocation of the shoulder associated with rupture of the rotator cuff and injury to the brachial plexus. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 1995;4(1):51-53. doi:10.1016/S1058-2746(10)80008-4.

92. Schwartz E, Warren RF, O'Brien SJ, Fronek J. Posterior shoulder instability. *Orthop Clin North Am.* 1987;18(3):409-419.
93. Nobuhara K, Ikeda H. Rotator interval lesion. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;(223):44-50.
94. Rowe CR, Zarins B. Recurrent transient subluxation of the shoulder. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(6):863-872.
95. Lévigne C, ed. *Shoulder concepts: Classification of posterior shoulder instability: what are we talking about;* 2008.
96. Rockwood CA, JR. *Rockwood and Matsen's The Shoulder.* 5th ed. Philadelphia: Elsevier Health Sciences; 2016. <http://gbv.ebib.com/patron/FullRecord.aspx?p=4648060>.
97. Fischer W. *MR-Atlas.com: Lehrbuch und Fallsammlung zur MRT des Bewegungsapparates.* 2. Auflage. Augsburg: mr-verlag; 2017.
98. Neviaser TJ. The anterior labroligamentous periosteal sleeve avulsion lesion: A cause of anterior instability of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 1993;9(1):17-21. doi:10.1016/S0749-8063(05)80338-X.
99. Neviaser TJ. The GLAD lesion: Another cause of anterior shoulder pain. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 1993;9(1):22-23. doi:10.1016/S0749-8063(05)80339-1.
100. Lephart SM, Warner JJ, Borsa PA, Fu FH. Proprioception of the shoulder joint in healthy, unstable, and surgically repaired shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 1994;3(6):371-380. doi:10.1016/S1058-2746(09)80022-0.
101. McCloskey DI. Kinesthetic sensibility. *Physiol Rev.* 1978;58(4):763-820. doi:10.1152/physrev.1978.58.4.763.
102. Roll JP, Vedel JP. Kinaesthetic role of muscle afferents in man, studied by tendon vibration and microneurography. *Exp Brain Res.* 1982;47(2). doi:10.1007/BF00239377.
103. Ager AL, Borms D, Bernaert M, et al. Can a Conservative Rehabilitation Strategy Improve Shoulder Proprioception? A Systematic Review. *Journal of Sport Rehabilitation.* 2020:1-16. doi:10.1123/jsr.2019-0400.
104. Pairot de Fontenay B, Mercier C, Bouyer L, Savoie A, Roy J-S. Upper limb active joint repositioning during a multijoint task in participants with and without

- rotator cuff tendinopathy and effect of a rehabilitation program. *J Hand Ther.* 2020;73-79. doi:10.1016/j.jht.2018.09.009.
105. Tamai K, ed. *The shoulder: Fibrous architecture of the glenoid labrum*; 1986.
106. Rowe CR, ed. *The shoulder*. Churchill Livingstone; 1988.
107. Klviluoto O, Pasila M, Jaroma H, Sundholm A. Immobilization After Primary Dislocation of the Shoulder. *Acta Orthopaedica Scandinavica.* 2009;51(1-6):915-919. doi:10.3109/17453678008990894.
108. Gleyze P, Habermeyer P. Aspects arthroscopiques et évolution chronologique des lésions du complexe labro-ligamentaire dans l'instabilité antéro-inférieure post-traumatique de l'épaule. Etude prospective sur 91 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 1996;82(4):288-298.
109. Strömsöe K, Senn E, Simmen B, Matter P. Rezidivhäufigkeit nach erstmaliger traumatischer Schulterluxation. *Helv Chir Acta.* 1980;47(1-2):85-88.
110. Ryf C. Erstmalige traumatische Schulter Luxation. Prospektive Studie. *Z Unfall Chir Versicherungsmed.* 1993;1:204-212.
111. Aronen JG, Regan K. Decreasing the incidence of recurrence of first time anterior shoulder dislocations with rehabilitation. *Am J Sports Med.* 1984;12(4):283-291. doi:10.1177/036354658401200408.
112. Itoi E, Hatakeyama Y, Sato T, et al. Immobilization in external rotation after shoulder dislocation reduces the risk of recurrence. A randomized controlled trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(10):2124-2131. doi:10.2106/JBJS.F.00654.
113. Magosch P, Habermeyer P, Lichtenberg S. Konservative Therapie der Schulterinstabilität. *Arthroskopie.* 2004;17(3). doi:10.1007/s00142-004-0260-4.
114. Imhoff AB, Roscher E, König U. Arthroscopische Schulterstabilisierung. *Orthopäde.* 1998;27(8):518-531. doi:10.1007/PL00003525.
115. Hertz H. Die Bedeutung des Limbus glenoidalis für die Stabilität des Schultergelenks. *Wien Klin Wochenschr Suppl.* 1984;152:1-23.
116. Spatschil A, Landsiedl F, Anderl W, et al. AGA-Schulterluxationsstudie. *Arthroskopie.* 2000;13(5):249-252. doi:10.1007/s001420050169.
117. Fabbriciani C, Milano G, Demontis A, Fadda S, Ziranu F, Mulas PD. Arthroscopic versus open treatment of Bankart lesion of the shoulder: A prospective randomized study. *Arthroscopy.* 2004;20(5):456-462. doi:10.1016/j.arthro.2004.03.001.

118. Pagnani MJ. Open Revision of Failed Arthroscopic Shoulder Reconstructions for Traumatic Instability.
119. Hoffmann F, Reif G. Arthroscopic shoulder stabilization using Mitek anchors. *Knee Surg, Sports traumatol, Arthroscopy*. 1995;3(1):50-54. doi:10.1007/BF01553526.
120. Benedetto KP, Glo'tzer W. Arthroscopic Bankart procedure by suture technique: Indications, technique, and results. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 1992;8(1):111-115. doi:10.1016/0749-8063(92)90144-Z.
121. Bankart ASB. The pathology and treatment of recurrent dislocation of the shoulder-joint. *Br J Surg*. 1938;26(101):23-29. doi:10.1002/bjs.18002610104.
122. Perthes. Über Operationen bei habitueller Schulterluxation. *Deutsche Zeitschrift f Chirurgie*. 1906;85(1):199-227. doi:10.1007/BF02894989.
123. Lephart SM, Kocher MS, Fu FH, Borsa PA, Harner CD. Proprioception Following Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Journal of Sport Rehabilitation*. 1992;1(3):188-196. doi:10.1123/jsr.1.3.188.
124. Schwab LM, McGhee D, Franettovich Smith MM, Mendis MD, Hides J. Pre-season screening of the upper body and trunk in Australian football players: A prospective study. *Phys Ther Sport*. 2020:120-130. doi:10.1016/j.ptsp.2020.06.013.
125. Uri O, Pritsch M, Oran A, Liebermann DG. Upper limb kinematics after arthroscopic and open shoulder stabilization. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2015;24(3):399-406. doi:10.1016/j.jse.2014.08.006.
126. Pontillo M, Butowicz CM, Ebaugh D, Thigpen CA, Sennett B, Silfies SP. Comparison of core neuromuscular control and lower extremity postural stability in athletes with and without shoulder injuries. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020:196-200. doi:10.1016/j.clinbiomech.2019.11.008.
127. Hobby J, Griffin D, Dunbar M, Boileau P. Is arthroscopic surgery for stabilisation of chronic shoulder instability as effective as open surgery? A systematic review and meta-analysis of 62 studies including 3044 arthroscopic operations. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(9):1188-1196. doi:10.1302/0301-620X.89B9.18467.

128. Voos JE, Livermore RW, Feeley BT, et al. Prospective evaluation of arthroscopic bankart repairs for anterior instability. *Am J Sports Med.* 2010;38(2):302-307. doi:10.1177/0363546509348049.
129. Balg F, Boileau P. The instability severity index score. A simple pre-operative score to select patients for arthroscopic or open shoulder stabilisation. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(11):1470-1477. doi:10.1302/0301-620X.89B11.18962.
130. Law BK-Y, Yung PS-H, Ho EP-Y, Chang JJH-T, Chan K-M. The surgical outcome of immediate arthroscopic Bankart repair for first time anterior shoulder dislocation in young active patients. *Knee Surg, Sports traumatol, Arthroscopy.* 2008;16(2):188-193. doi:10.1007/s00167-007-0453-2.
131. Jäger A, Kandziora F, Bischof F, Herresthal J. Die arthroskopische Labrumrefixation bei vorderer Schulterinstabilität. Analyse der Rezidive bei 187 Patienten. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1999;137(1):17-24. doi:10.1055/s-2008-1037030.
132. Roberts SN, Taylor DE, Brown JN, Hayes MG, Saies A. Open and arthroscopic techniques for the treatment of traumatic anterior shoulder instability in Australian Rules football players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 1999;8(5):403-409. doi:10.1016/S1058-2746(99)90067-8.
133. Boileau P, Villalba M, Héry J-Y, Balg F, Ahrens P, Neyton L. Risk factors for recurrence of shoulder instability after arthroscopic Bankart repair. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(8):1755-1763. doi:10.2106/JBJS.E.00817.
134. Pagnani MJ, Warren RF, Altchek DW, Wickiewicz TL, Anderson AF. Arthroscopic shoulder stabilization using transglenoid sutures. A four-year minimum followup. *Am J Sports Med.* 1996;24(4):459-467. doi:10.1177/036354659602400409.
135. Burkhart SS, Beer JF de. Traumatic glenohumeral bone defects and their relationship to failure of arthroscopic Bankart repairs. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery.* 2000;16(7):677-694. doi:10.1053/jars.2000.17715.
136. Fanning E, Maher N, Cools A, Falvey EC. Outcome Measures After Shoulder Stabilization in the Athletic Population: A Systematic Review of Clinical and Patient-Reported Metrics. *Orthop J Sports Med.* 2020;8(9):2325967120950040. doi:10.1177/2325967120950040.

137. Ager AL, Roy J-S, Roos M, Belley AF, Cools A, Hébert LJ. Shoulder proprioception: How is it measured and is it reliable? A systematic review. *J Hand Ther.* 2017;30(2):221-231. doi:10.1016/j.jht.2017.05.003.
138. Fabis J, Rzepka R, Fabis A, et al. Shoulder proprioception - lessons we learned from idiopathic frozen shoulder. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016;17:123. doi:10.1186/s12891-016-0971-5.
139. Gomes BSQ, Coelho VK, Terra BS, et al. Patients with Subacromial Pain Syndrome Present no Reduction of Shoulder Proprioception: A Matched Case-Control Study. *PM R.* 2019;11(9):972-978. doi:10.1002/pmrj.12055.
140. Diefenbach BJ, Lipps DB. Quantifying the three-dimensional joint position sense of the shoulder. *Hum Mov Sci.* 2019;67:102508. doi:10.1016/j.humov.2019.102508.
141. Ramos MM, Carnaz L, Mattiello SM, Karduna AR, Zanca GG. Shoulder and elbow joint position sense assessment using a mobile app in subjects with and without shoulder pain - between-days reliability. *Phys Ther Sport.* 2019:157-163. doi:10.1016/j.ptsp.2019.03.016.
142. Echalié C, Uhring J, Ritter J, et al. Variability of shoulder girdle proprioception in 44 healthy volunteers. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2019;105(5):825-829. doi:10.1016/j.otsr.2019.01.019.
143. Eshoj H, Rasmussen S, Frich LH, Jensen SL, Søgård K, Juul-Kristensen B. Patients with non-operated traumatic primary or recurrent anterior shoulder dislocation have equally poor self-reported and measured shoulder function: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2019;20(1):59. doi:10.1186/s12891-019-2444-0.
144. Windolf M, Götzen N, Morlock M. Systematic accuracy and precision analysis of video motion capturing systems--exemplified on the Vicon-460 system. *J Biomech.* 2008;41(12):2776-2780. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.06.024.
145. Khiami F, Sariali E, Rosenheim M, Hardy P. Anterior shoulder instability arthroscopic treatment outcomes measures: The WOSI correlates with the Walch-Duplay score. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012;98(1):48-53. doi:10.1016/j.otsr.2011.09.013.
146. Constant CR, Murley AH. A clinical method of functional assessment of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* 1987;(214):160-164.

147. Rowe CR, Patel D, Southmayd WW. The Bankart procedure: A long-term end-result study. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(1):1-16.
148. Lädermann A, Tirefort J, Zanchi D, et al. Shoulder apprehension: A multifactorial approach. *EFORT Open Rev.* 2018;3(10):550-557. doi:10.1302/2058-5241.3.180007.
149. Myers, Joseph, B., Lephart, Scott, M. Sensorimotor Deficits Contributing to Sensorimotor Deficits Contributing to Glenohumeral Instability. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;(Volume 400 - Issue):p 98-104.
150. Gumina S, Camerota F, Celletti C, Venditto T, Candela V. The effects of rotator cuff tear on shoulder proprioception. *International Orthopaedics.* 2019;43(1):229-235. doi:10.1007/s00264-018-4150-1.
151. Salles JI, Guimarães JM, Filho GM, Morrissey D. Effect of a specific exercise strategy on strength and proprioception in volleyball players with infraspinatus muscle atrophy. *Scand J Med Sci Sports.* 2018;28(9):2093-2099. doi:10.1111/sms.13216.
152. Lubiatuski P, Ogradowicz P, Wojtaszek M, Romanowski L. Bilateral shoulder proprioception deficit in unilateral anterior shoulder instability. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery.* 2019;28(3):561-569. doi:10.1016/j.jse.2018.08.034.
153. Alashkham A, Alraddadi A, Felts P, Soames R. Histology, vascularity and innervation of the glenoid labrum. *J Orthop Surg (Hong Kong).* 2018;26(2):2309499018770900. doi:10.1177/2309499018770900.
154. Vafadar AK, Côté JN, Archambault PS. Sex differences in the shoulder joint position sense acuity: A cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015;16:273. doi:10.1186/s12891-015-0731-y.
155. Ager AL, Borms D, Deschepper L, et al. Proprioception: How is it affected by shoulder pain? A systematic review. *J Hand Ther.* 2019. doi:10.1016/j.jht.2019.06.002.
156. Hillier S, Immink M, Thewlis D. Assessing Proprioception: A Systematic Review of Possibilities. *Neurorehabil Neural Repair.* 2015;29(10):933-949. doi:10.1177/1545968315573055.
157. Ciccotti MC, Syed U, Hoffman R, Abboud JA, Ciccotti MG, Freedman KB. Return to Play Criteria Following Surgical Stabilization for Traumatic Anterior Shoulder

- Instability: A Systematic Review. *Arthroscopy*. 2018;34(3):903-913.
doi:10.1016/j.arthro.2017.08.293.
158. Lin Y-L, Karduna A. Errors in Shoulder Joint Position Sense Mainly Come from the Glenohumeral Joint. *J Appl Biomech*. 2017;33(1):32-38.
doi:10.1123/jab.2016-0034.

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klassifikation artikulärer Rezeptortypen nach Freeman und Wyke unter der Berücksichtigung der Klassifizierung afferenter Nerven ^{51,55} (Gohlke F, Janßen E, Leidel J, Heppelmann B, Eulert J. Histomorphologische Befunde zur Propriozeption am Schultergelenk. Orthopade. 1998).....	- 26 -
Tabelle 2: Einteilung der Schulterinstabilität nach Gerber (1997), (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag, Kap. 2.4, S. 27).....	- 31 -
Tabelle 3: Übersicht der Klassifikation der hinteren Schulterinstabilität nach Lévigne (2008), (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag; Kap. 2.6, S. 33).....	- 36 -
Tabelle 4: Übersicht der verschiedenen Labrum- und Kapselläsionen, bzw. deren Kombinationen (Lobenhoffer, Philipp (2001): Traumatische Schultererstluxation. In: Trauma und Berufskrankheit 3 (8), S519-S526).....	- 39 -
Tabelle 5: Übersicht der Ein- und Ausschlusskriterien für die Studie	- 54 -
Tabelle 6: Zeitlicher Verlauf und Entwicklung Patientenkollektiv	- 71 -
Tabelle 7: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests in der Übersicht.	- 80 -
Tabelle 8: Übersicht Mittelwerte (MW) der Subgruppen dominant-verletzt und nicht-dominant-verletzt, zu den unterschiedlichen Zeitpunkten.....	- 87 -
Tabelle 9: Übersicht der mittleren Winkelabweichungen von der Vicon- und Cybex-Messung zum Zeitpunkt FU0.....	- 88 -
Tabelle 10: Übersicht der Punkteverteilung in den verschiedenen Kategorien des Rowe-Scores.	- 92 -
Tabelle 11: Ergebnisse der Wilcoxon-Tests in der Übersicht.....	- 93 -
Tabelle 12: Zusammenstellung der JPS-Errors verschiedener Studien.....	- 103 -

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie linkes Schultergelenk, Ansicht von lateral auf das Glenoid und die umgebenden Strukturen (https://amboss.miamed.de MIAMED GmbH Berlin und Köln, Germany 06.03.2018)	- 10 -
Abbildung 2: Prinzip der Konkavitätskompression. Dargestellt wird die effektive Tiefe der Konkavität (Lippitt et al ¹⁷).....	- 13 -
Abbildung 3: Mittlere Stabilitätsindizes von zehn Schultergelenken mit intaktem Labrum, gemessen mit einer zentrierenden Kraft von 50 N (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl.; Urban Fischer Verlag, Kap 2.2, Seite 23) ⁴	- 15 -
Abbildung 4: Aufbau des Labrum glenoidale, die Faserzüge wurden mit der Richardson-Färbung sichtbar gemacht. Die verschiedenen Zonen sind mit Buchstaben versehen: G-Glenoid, H-hyaliner Knorpel, Ü-Übergangszone, Z-zirkuläre Faserbündel, M-meniskoide Falte (Barthel, T.; König, U.; et al. (2003): Die Anatomie des Labrum glenoidale. In: Der Orthopäde 32 (7), S. 578-585)	- 18 -
Abbildung 5: Übersicht des PAFS, Blick von dorsal in die rechte Gelenkpfanne, Die lange Bizeps- und Trizepssehne, die glenohumeralen Bänder und das Labrum bilden einen Faserkorb, der vom Skapulahals ausgeht und den Humeruskopf umfängt und abstützt. LBS: lange Bizepssehne, GL: Labrum TT: lange Trizepssehne; SGHL, MGHL, IGH: glenohumerale Bänder. (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; et al. (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl.; Urban Fischer Verlag, Kap. 2.2, S. 25) ⁴	- 20 -
Abbildung 6: Übersicht der glenohumeralen Bänder. Ansicht von ventral auf die kapselverstärkenden glenohumeralen Bänder in ihrem physiologischen Verlauf am Schultergelenk (Schünke, Michael; Schulte, Erik; et al. (2011): Allgemeine Anatomie und Bewegungssystem. 182 Tabellen. 3., überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Thieme Kap. 1.14, S. 264).....	- 21 -
Abbildung 7: Schema der verschiedenen Vorkommensstypen glenohumeralen Bänder, a = Typ I bis d = Typ IV (Morgan, C. (1991): Anatomical variations of the glenohumeral ligaments. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; Anaheim; California)	- 23 -
Abbildung 8: Schema der verschiedenen Vorkommensstypen glenohumeralen Bänder – Teil 2, e = Buford-Komplex (Morgan, C. (1991): Anatomical variations of	

the glenohumeral ligaments. Presented at the Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons; Anahei; California)	- 24 -
Abbildung 9: Messung der Translation über Sensoren in der Gelenkkapsel, Darstellung des Vorgangs und der beteiligten Strukturen (Lippitt, Steven B.; Vanderhooft, J. Eric; et al. (1993): Glenohumeral stability from concavity-compression. A quantitative analysis. In: Journal of Shoulder and Elbow Surgery 2 (1), S. 27-35)	- 27 -
Abbildung 10: Klassifikation nach Bayley: Drei Polare/Symptomkomplexe und ihre Übergänge und Wechselwirkungen werden schematisch in dem Bayley-Dreieck dargestellt ⁸⁰ (Bayley JIL. The classification of shoulder instability–new light through old windows. 16th Congress; 2002; Budapest, Ungarn.)	- 33 -
Abbildung 11: Klassifikation Glenoidranddefekte nach Bigliani und Scheibel (Bigliani et al., AJSM 1998; Scheibel et al., Orthopäde 2009)	- 35 -
Abbildung 12: Schematische Darstellung von häufigen Gelenkkapsel- und Labrumopathologien, (Fischer, Wolfgang (2017): MR-Atlas.com. Lehrbuch und Fallsammlung zur MRT des Bewegungsapparates. 2. Auflage. Augsburg: mr-Verlag)	- 38 -
Abbildung 13: Wechselwirkungen durch propriozeptive Defekte: wachsende Zerstörung der propriozeptiven Strukturen führt zu Defiziten, die zu weiteren Schäden führen und so die Schulterinstabilität voranschreitet (Lephart et al. ¹⁰⁰) ...	- 40 -
Abbildung 14: schematische Darstellung der Bankart-Läsion, Lokalisation der Labrumablösung (Lobenhoffer, Philipp (2001): Traumatische Schultererstluxation. In: Trauma und Berufskrankheit 3 (8), S519-S526)	- 42 -
Abbildung 15: Altersverteilung beim Patientenkollektiv	- 52 -
Abbildung 16: Magnetresonanztomographische Aufnahme eines Schultergelenks mit einer anteroinferioren Schulterinstabilität: Der dicke Pfeil zeigt eine vorliegende Hill-Sachs-Läsion, der dünne Pfeil eine Bankart-Läsion. Der Stern markiert einen artikulären Begleiterguss. (Quelle: Radiologie BG Unfallklinik Frankfurt am Main). -	53 -
Abbildung 17: Versuchsaufbau Vicon, Ansicht von oben, Messung der tiefen Außenrotation links, Proband befindet sich in sitzender Haltung vor den Kameras,	

mit Blickrichtung weg von den Kameras, die Reflektoren sind als dunkelgraue Kreise dargestellt.....	- 56 -
Abbildung 18: Cybex Gerät, verstellbarerer Sitz mit Apparatur für die Armschiene und angeschlossenem Computer (Abbildung von der Webseite der Firma Biodex, http://www.biodex.com /physical-medicine/products/dynamometers/system-4-pro).....	- 57 -
Abbildung 19: Beispielhafte schematische Darstellung einer möglichen operativen Situation beim Bankart-Repair: Patient befindet sich in der Seitenlagerung und wird umgeben von Geräten und Personal. (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; Magosch, Petra (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl.: Urban Fischer Verlag, Kap. 9, S. 239).....	- 60 -
Abbildung 20: Schematische Darstellung der glenohumeralen Portale: I-dorsales, II-anterioinferiores, III–anterosuperiores Portal, (Habermeyer, Peter; Lichtenberg, Sven; Magosch, Petra (2011): Schulterchirurgie. 4. Aufl: Urban Fischer Verlag Kap. 9, S. 242).....	- 61 -
Abbildung 21: Varianzanalyse SPSS. Mauchly-Test auf Sphärizität.....	- 72 -
Abbildung 22: Varianzanalyse SPSS. Multivariate Tests.....	- 73 -
Abbildung 23: Varianzanalyse SPSS. Paarweise Vergleiche.	- 73 -
Abbildung 24: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU1.....	- 74 -
Abbildung 25: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU1. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und Ausreißer (Punkte).....	- 75 -
Abbildung 26: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU2.....	- 76 -
Abbildung 27: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU2. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).	- 76 -

Abbildung 28: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0 und FU3.....	- 77 -
Abbildung 29: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).	- 78 -
Abbildung 30: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU1 und FU2.....	- 78 -
Abbildung 31: Vergleich der Zeitpunkte FU1 versus FU2. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).	- 79 -
Abbildung 32: Vergleich der Mittelwerte der Gradabweichung in den Winkelreproduktionstests. Unterscheidung zwischen dem Gesamtwert sowie der hohen und tiefen Außenrotation. Vergleich von Zeitpunkt FU0, FU1, FU2 und FU3. -	80 -
Abbildung 33: Varianzanalyse SPSS. Innersubjektfaktoren.....	- 81 -
Abbildung 34: Varianzanalyse SPSS. Deskriptive Statistik.....	- 81 -
Abbildung 35: Varianzanalyse SPSS. Multivariate Tests.	- 82 -
Abbildung 36: Varianzanalyse SPSS. Tests der Innersubjekteffekte (Zeit).....	- 83 -
Abbildung 37: Varianzanalyse SPSS. Schätzwerte Interaktion Faktorverletzt*Faktorgesund	- 83 -
Abbildung 38: Varianzanalyse SPSS. Graphische Darstellung der Interaktion der beiden Gruppen.....	- 84 -
Abbildung 39: U-Statistik FU0.	- 85 -
Abbildung 40: U-Statistik FU1	- 85 -
Abbildung 41: U-Statistik FU2.	- 86 -
Abbildung 42: U-Statistik FU3.	- 86 -
Abbildung 43: Liniendiagramm dominant/nicht-dominant-Vergleich. Diagramm zur Übersichts-darstellung der Mittelwerte der Gruppen dominant-verletzt und nicht-dominant-verletzt über den gesamten Untersuchungszeitraum.....	- 87 -

Abbildung 44: Boxplots FU0. Graphische Darstellung der Messwerte zum Zeitpunkt FU0 in Boxplots. Vergleich der Messmethoden Vicon und Cybex.	- 89 -
Abbildung 45: Balkendiagramm Walch-Duplay-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores über den Untersuchungszeitraum.	- 90 -
Abbildung 46: Boxplots WDS. Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores in Boxplots mit Mittelwerten (Kreuz) und Ausreißern (Punkte).	- 90 -
Abbildung 47: Balkendiagramm Constant Murley-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores über den Untersuchungszeitraum. ...	- 91 -
Abbildung 48: Boxplots CMS. Darstellung der Ergebnisse des Walch-Duplay-Scores in Boxplots mit Mittelwerten (Kreuz) und Ausreißern (Punkte).	- 91 -
Abbildung 49: Balkendiagramm Rowe-Score. Graphische Darstellung der Ergebnisse des Rowe-Scores über den Untersuchungszeitraum.....	- 92 -
Abbildung 50: Boxplots Rowe-Score Graphische Darstellung der Ergebnisse des Rowe-Scores in Form von Boxplots.....	- 93 -
Abbildung 51: Balkendiagramm Bewegungsausmaße. Graphische Darstellung der Ergebnisse der hohen und tiefen Außenrotation der gesunden und verletzten Seite über den Untersuchungszeitraum.	- 94 -
Abbildung 52: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).	- 94 -
Abbildung 53: Vergleich der Zeitpunkte FU0 versus FU3. Übersicht der Ergebnisse bei dem Boxplot Gesamt. Unterteilung dieser Daten in den Boxplots für TAR und HAR. Graphische Darstellung des Mittelwertes (Kreuz) und der Ausreißer (Punkte).	- 95 -
Abbildung 54: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU0. Mittels Histogramm mittels Excel.....	- 152 -
Abbildung 55: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU1 mittels Histogramm mittels Excel.....	- 152 -
Abbildung 56: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU2 mittels Histogramm mittels Excel.....	- 153 -
Abbildung 57: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU3 mittels Histogramm mittels Excel.....	- 153 -

Abbildung 58: kritische Werte von U für den Whitney-U-Test, (Quelle: Universität Innsbruck, Institut für Psychologie, Prof. Leidlmair (leidlmair.at/doc/stat2_13.pdf))

.....- 154 -

Anhang

FU_Ankerstudie_#002_präop

Randomisierte Ankerstudie

- Patienteneinwilligung -

- Patientenaufkleber -

Patientenname: _____ Untersuchungsdatum: __/__/__
 Geburtsdatum: __/__/__
 Patientennummer: _____
 Geschlecht: [M] [W]

Randomisiert-kontrollierte Untersuchung klinischer, propriozeptiver und struktureller/ magnetresonanztomographischer Unterschiede nach arthroskopischem Bankart Repair mit Implantation von 2 doppelt armierten 3.5 mm PL Ankern im Vergleich zu 3 einfach armierten 2.9 mm PL Ankern zur Therapie nach primärtraumatischer anteriorer Schulterluxation.

Ich bin über das Wesen, die Tragweite, Bedeutung und Risiken der o.g. klinischen Studie von Herrn/Frau Dr. _____ mündlich aufgeklärt worden, habe die Patienteninformation vollständig gelesen und verstanden und hatte genügend Zeit für meine Entscheidung.

Ich bin bereit, an der wissenschaftlichen Untersuchung im Rahmen der o.g. Studie teilzunehmen. Mir ist bekannt, dass ich meine Einwilligung jederzeit ohne Angabe von Gründen und ohne nachteilige Folgen für mich zurückziehen und einer Weiterverarbeitung meiner Daten jederzeit widersprechen kann.

Einwilligungserklärung zur Datenverarbeitung

Ich willige darin ein, dass die BG Unfallklinik Frankfurt am Main mich betreffende personenbezogene Daten und Gesundheits- bzw. Krankheitsdaten im Rahmen und zum Zweck des o.g. Forschungsvorhabens im Rahmen dieser Studie erhebt und statistisch für wissenschaftliche Zwecke auswertet. Ich erkläre mich damit einverstanden, dass im Rahmen dieser Studie erhobene Krankheitsdaten verschlüsselt (pseudonymisiert) und auf elektronischen Datenträgern aufgezeichnet, verarbeitet und die anonymisierten Studienergebnisse veröffentlicht werden.

FU_Ankerstudie_#002_postop

Ich bin damit einverstanden, dass der Prüfleiter oder -arzt sich mit meinem/r behandelndem/n Arzt/Ärztin im Rahmen dieser Studie in Verbindung setzt.

Ja

Nein

Ggf.: Ich erkläre mich auch mit einer Information meines Hausarztes durch den/die Studienarzt/ Studienärztin über meine Teilnahme an der o.g. Studie einverstanden. Im Rahmen der vorstehend beschriebenen Weitergabe von Daten und Einsichtnahmegewährung in die mich betreffenden Aufzeichnungen entbinde ich hiermit den/die behandelnden Arzt/Ärztin und den/die Studienarzt/Studienärztin von seiner/ihrer ärztlichen Schweigepflicht.

Hiermit erkläre ich mein Einverständnis zur o.g. Untersuchung.

- Datum / Unterschrift Patient -

Hiermit erkläre ich, den/die o.g. Versuchsteilnehmer/in am _____ über Wesen, Bedeutung, Tragweite und Risiken der o.g. Studie mündlich und schriftlich aufgeklärt und ihm/ ihr eine Ausfertigung der Information sowie dieser Einwilligungserklärung übergeben zu haben.

Aufklärender und einweisender Arzt

- Datum / Unterschrift Arzt -

FU_Ankerstudie_#002_postop

Randomisierte Ankerstudie

- Patientenaufklärung -

- Patientenaufkleber -			
Patientenname:		Untersuchungsdatum:	_ / _ / _
Geburtsdatum:	_ / _ / _		
Patientennummer:			FU 1 (6 Mo) []
Geschlecht:	[M] [W]	FU 2 (12 Mo) []	FU 3 (24 Mo) []

Randomisiert-kontrollierte Untersuchung klinischer, propriozeptiver und struktureller/ magnetresonanztomographischer Unterschiede nach arthroskopischem Bankart Repair mit Implantation von 2 doppelt armierten 3.5 mm PL Ankern im Vergleich zu 3 einfach armierten 2.9 mm PL Ankern zur Therapie nach primärtraumatischer anteriorer Schulterluxation.

Sehr geehrte Patientin, sehr geehrter Patient,

hiermit bieten wir Ihnen die Teilnahme an einer klinischen Studie an. Sie haben im Rahmen des stattgefundenen Traumas eine Ausrenkung des Schultergelenks (Schulterluxation) erlitten. Das ist für Sie eine völlig neue Situation, da Sie solch eine Verletzung bisher noch nie erlitten haben. Unsere Aufgabe und somit auch Sinn und Zweck dieser Studie ist es herauszufinden, welche Therapiemöglichkeit die besten Erfolgschancen verspricht, um eine erneute Ausrenkung (Reluxation) zu verhindern. Der aktuelle Goldstandard in der operativen Therapie der traumatischen Schultererstluxation ist die arthroskopische (mittels „Schlüssellochprinzip“) Refixierung der durch das Trauma gelösten Gelenklippe im Schultergelenk. Durch die ins Gelenk eingeführte Mini-Kamera können die verletzten Strukturen exakt untersucht und ganz gezielt rekonstruiert werden. Die Gelenklippe der Schulterpfanne vergrößert die Kontaktfläche des Oberarmkopfes und ist somit ein wichtiger Faktor für die Stabilität der Schulter. Zur Wiederherstellung der Stabilität wird mittels speziell angefertigten Fadenankersystemen die Gelenklippe zurück an die knöcherne Gelenkpfanne fixiert. In der aktuellen Literatur herrscht Uneinigkeit bezüglich der Anzahl der zu verwendenden Anker. Eine Implantation vieler Anker heißt nicht unbedingt eine bessere Stabilität. Auch die Anzahl der verwendeten Fäden scheint eine wichtige Rolle für die Stabilisierung der Gelenklippe zu spielen. Die Anzahl der implantierten und Anker, sowie die dazugehörigen Fäden ist ein Kernpunkt unserer wissenschaftlichen Fragestellung. Insbesondere der Einfluss auf die Höhe der Gelenklippenrekonstruktion (Untersuchung im MRT), das klinische Outcome und die Reluxation (klinische Untersuchung) und der Einfluss auf die sensomotorische Steuerung (Propriozeptionsmessung) werden in dieser Studie untersucht.

Ziel der Untersuchung:

Ziel unserer Untersuchungen ist es herauszufinden, welche der beiden genannten OP-Techniken hinsichtlich Höhe der Gelenklippenrekonstruktion, des klinischen Outcomes und die Relaxationsrate und hinsichtlich des Einfluss auf die sensomotorische Steuerung Vorteile ermöglicht. In der aktuellen Literatur gelten beide Verfahren als gleichwertig, da eine derartige Untersuchung bis dato nicht durchgeführt worden ist.

Ablauf der Behandlung:

Zu Beginn erfolgt die Zuteilung in Gruppen aus wissenschaftlichen Gründen durch ein Zufallsverfahren („wie beim Werfen einer Münze“). Dieses erfolgt durch den Operateur direkt vor Beginn der Operation durch eine Randomizer-Software-Programm. Dieses weist Ihre Operation einer der beiden Techniken zu. Weder Sie noch Ihre Untersucher erfahren dies. Erst nach Abschluss der Untersuchung wird Ihnen dies auf Wunsch mitgeteilt werden.

Im Anschluss nach ihrem Krankenhausaufenthalt werden Sie von uns nach einem Nachuntersuchungskonzept in vorgegebenen Abständen ärztlich untersucht, um den Heilungsprozess beurteilen und dokumentieren zu können.

Dauer der Behandlung

Nach den regelmäßigen Untersuchungen während des Krankenhausaufenthaltes folgen weitere Nachuntersuchungen nach 6, 12 und 24 Monate nach dem Eingriff. Hier werden sowohl klinische als auch sensomotorische Untersuchungen sowie Bewegungsanalysen des Arms durchgeführt werden. Dauer jeweils ca. 60 min.

Des Weiteren erfolgt nach 24 Monaten eine kostenfreie MRT-Untersuchung an zur strukturellen Beurteilung der wiederhergestellten Gelenklippe BEIDER Schultergelenke (Dauer 60 min). Zusammen mit einer ausführlichen klinischen Untersuchung der Schulter können wir ihnen dann nach 24 Monaten eine exakte Abschlussbewertung der operativen Versorgung der Schulter geben.

Für diese Studie wurde keine gesonderte Versicherung abgeschlossen. Der Studienarzt ist durch die Betriebshaftpflichtversicherung gegen Haftungsansprüche, welche aus seinem schuldhaften Verhalten resultieren könnten, versichert.

Aufklärung über den Datenschutz

Sofern und soweit Sie darin einwilligen, werden Ihre im Rahmen der o.g. Studie vom Studienarzt erhobenen Daten wie folgt verarbeitet:

FU_Ankerstudie_#002_postop

Randomisierte Ankerstudie

- Constant Murley Score -

- Patientenaufkleber -

Patientenname: _____	Untersuchungsdatum: __/__/__
Geburtsdatum: __/__/__	
Patientennummer: _____	FU 1 (6 Mo) []
Geschlecht: [M] [W]	FU 2 (12 Mo) [] FU 3 (24 Mo) []

1. SCHMERZ (der am stärksten verspürte im Verlauf des täglichen Lebens)																
	kein				mild				mäßig				stark			
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
Punkte	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	0
2. AKTIVITÄTSNIVEAU DER BETROFFENEN SCHULTER: (max. 10)																
voll arbeitsfähig	[]	4 Punkte														
Freizeitaktivitäten bzw. Sport uneingeschränkt	[]	4 Punkte														
ungestörter Schlaf	[]	2 Punkte														
3. HAND REICHT: (max. 10)																
Bis Gürtellinie	[]	2 Punkte														
Bis Brustbein	[]	4 Punkte														
Bis Hals	[]	6 Punkte														
Bis Scheitel	[]	8 Punkte														
über Kopf	[]	10 Punkte														
4. BEWEGUNGSMAß: (max. 4 x 10)																
Anteversio(n) (max. 10)																
Anteversio(n) 0- 30°	[]	0 Punkte	Anteversio(n) 91-120°	[]	6 Punkte											
Anteversio(n) 31-60°	[]	2 Punkte	Anteversio(n) 121-150°	[]	8 Punkte											
Anteversio(n) 61-90°	[]	4 Punkte	Anteversio(n) 151-180°	[]	10 Punkte											

FU_Ankerstudie_#002_postop

Außenrotation (max. 10)		
Hand am Hinterkopf mit dem Ellenbogen nach vorne	<input type="checkbox"/>	2 Punkte
Hand am Hinterkopf mit dem Ellenbogen nach hinten	<input type="checkbox"/>	2 Punkte
Hand auf dem Scheitel mit dem Ellenbogen nach vorne	<input type="checkbox"/>	2 Punkte
Hand auf dem Scheitel mit dem Ellenbogen nach hinten	<input type="checkbox"/>	2 Punkte
Volle Elevation vom Kopf ausgehend	<input type="checkbox"/>	2 Punkte

Abduktion (max. 10)					
Abduktion 0- 30°	<input type="checkbox"/>	0 Punkte	Abduktion 91-120°	<input type="checkbox"/>	6 Punkte
Abduktion 31-60°	<input type="checkbox"/>	2 Punkte	Abduktion 121-150°	<input type="checkbox"/>	8 Punkte
Abduktion 61-90°	<input type="checkbox"/>	4 Punkte	Abduktion 151-180°	<input type="checkbox"/>	10 Punkte

Innenrotation(max. 10)		
Handrücken auf Außenseite des Oberschenkels	<input type="checkbox"/>	0 Punkte
Handrücken auf Gesäß	<input type="checkbox"/>	2 Punkte
Handrücken auf unteren Lendenbereich (L-5/S-1)	<input type="checkbox"/>	4 Punkte
Handrücken auf Gürtellinie (L-3)	<input type="checkbox"/>	6 Punkte
Handrücken auf untere Brustwirbelsäule (B-12)	<input type="checkbox"/>	8 Punkte
Handrücken zwischen den Schulterblättern (B-7)	<input type="checkbox"/>	10 Punkte

5. INDIREKTE KRAFTMESSUNG(max. 25)		
Kraft an betroffener Schulter gleich zur Gegenseite	<input type="checkbox"/>	25 Punkte
Kraft an betroffener Schulter leicht reduziert zur Gegenseite	<input type="checkbox"/>	20 Punkte
Kraft an betroffener Schulter deutlich reduziert zur Gegenseite	<input type="checkbox"/>	10 Punkte
Keine Kraft, Arm kann aber gegen Schwerkraft gehalten werden	<input type="checkbox"/>	5 Punkte
Arm kann nicht gegen Schwerkraft gehalten werden	<input type="checkbox"/>	0 Punkte

SUMME mit indirekter Kraftmessung: (max 100): _____ Punkte

FU_Ankerstudie_#002_postop

Randomisierte Ankerstudie

- Rowe Score -

- Patientenaufkleber -	
Patientenname: _____	Untersuchungsdatum: __ / __ / ____
Geburtsdatum: __ / __ / ____	
Patientennummer: _____	FU 1 (6 Mo) []
Geschlecht: [M] [W]	FU 2 (12 Mo) [] FU 3 (24 Mo) []

Zutreffende Punktzahl bitte einkreisen.

Bewertungssystem	Punkte	ausgezeichnet	gut	mäßig	schlecht
STABILITÄT:					
Kein Rezidiv, Subluxation oder Apprehension	50	Kein Rezidiv	Kein Rezidiv	Kein Rezidiv	Rezidivluxation
Apprehension in bestimmten Armpositionen	30	Kein Apprehension bei kompletter Elevation und Außenrotation	Leichtes Apprehension bei kompletter Elevation und Außenrotation	Mäßiges Apprehension während Elevation und Außenrotation	Deutliches Apprehension während Elevation und Extension
Subluxation	10	Keine Subluxation	Keine Subluxation	Keine Subluxation	Subluxation
Reluxation	0				
BEWEGLICHKEIT:					
100 % normale Außen- und Innenrotation sowie Elevation	20	100 % normale Außen- und Innenrotation sowie Elevation	75 % der normalen Außenrotation; komplette Innenrotation und Elevation	50 % der normalen Außenrotation, 75 % Innenrotation und Elevation	Keine Außenrotation, 50 % der normalen Innenrotation und Elevation (Hand kann nur zum Gesicht geführt werden)
75 % Außenrotation, normale Innenrotation und Elevation	15				
50 % Außenrotation, 75 % Innenrotation und Elevation	5				
Keine Außenrotation, 50 % der normalen Innenrotation und Elevation	0				

FU_Ankerstudie_#002_postop

FUNKTION:				
Keine Einschränkung bei Arbeit oder Sport, geringe oder keine Beschwerden	30	Alle Arbeiten oder Sportarten können ausgeführt werden. Keine Einschränkung in Überkopftätigkeiten Starke Schulter beim Heben, Schwimmen, Tennis oder Werfen. Keine Beschwerden	Geringe Einschränkung bei Arbeit und Sport. Schulter stark. Leichte Beschwerden	Mäßige Einschränkungen bei Überkopfarbeit du schwerem Heben. Unfähig zu werfen oder unfähig zu harten Tennisaufschlägen kein Schwimmen. Mäßiger Schmerz mit Behinderung
Leichte Einschränkung bei Arbeit oder Sport, geringe oder keine Beschwerden	25			
Mäßige Einschränkung und Beschwerden	10			
Deutliche Einschränkung und Schmerzen	0			
Gesamtpunktzahl: _____				

„Ausgezeichnet“ (90-100 Punkte), „Gut“ (75-89 Punkte), „Mäßig“ (51-74 Punkte) oder „Schlecht“ (50 oder weniger Punkte)

Zu Kapitel 2.7.2.1-Voraussetzungen – Prüfung der Normalverteilung

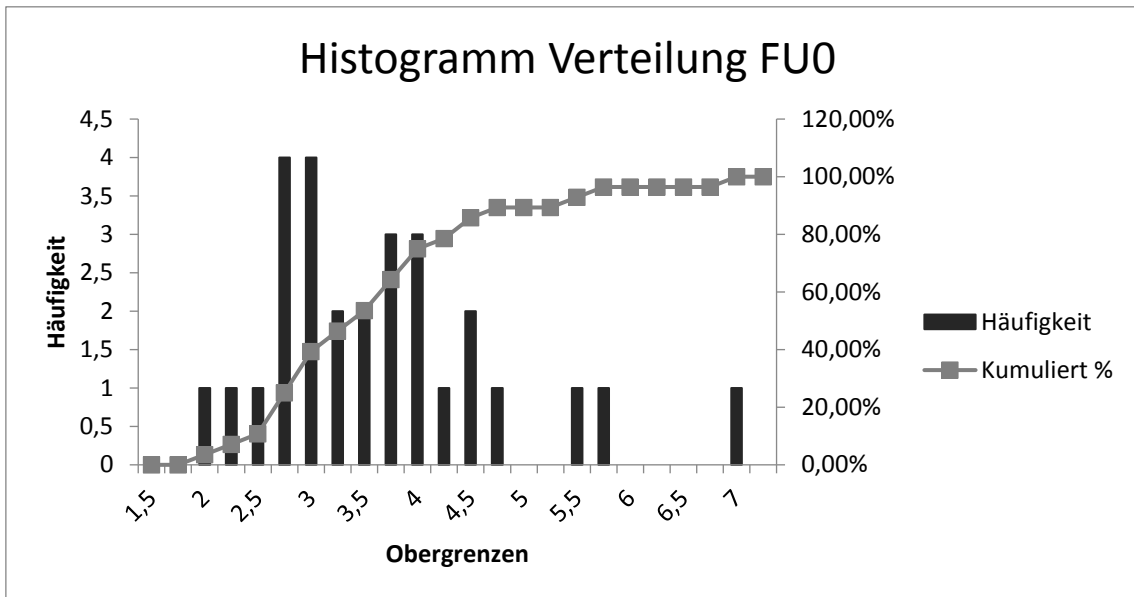


Abbildung 54: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU0. Mittels Histogramm mittels Excel

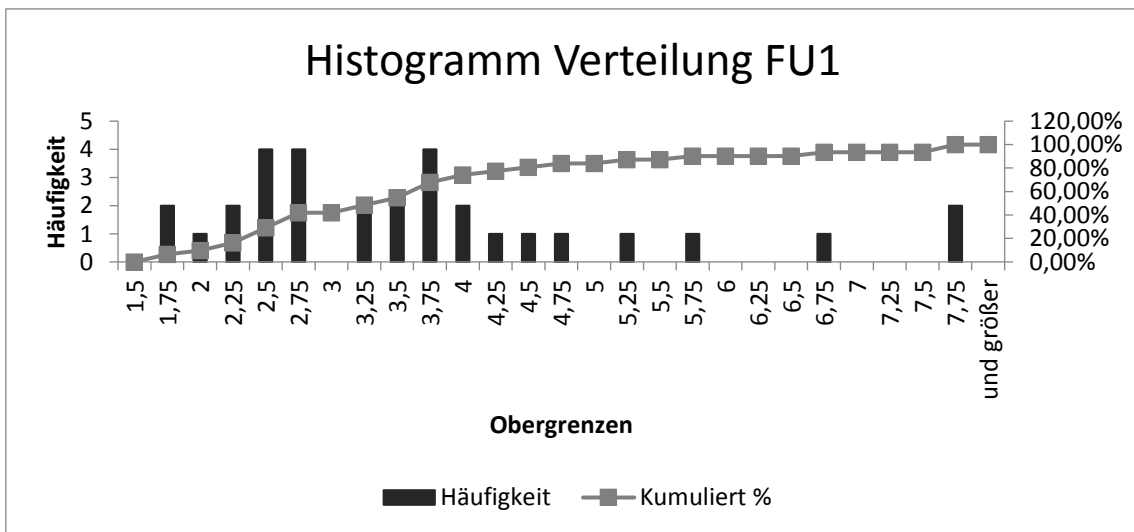


Abbildung 55: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU1 mittels Histogramm mittels Excel.

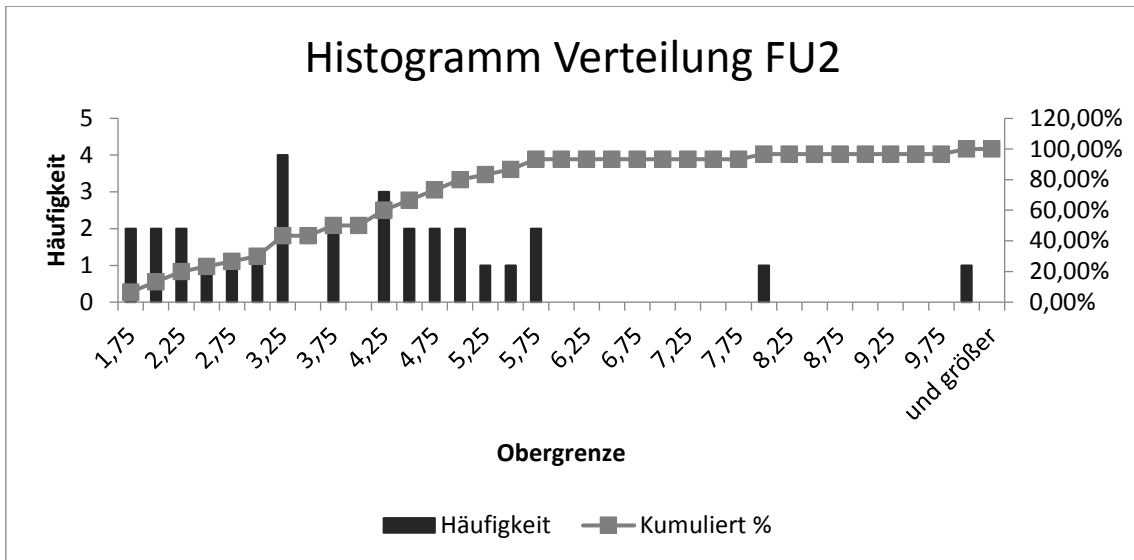


Abbildung 56: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU2 mittels Histogramm mittels Excel.

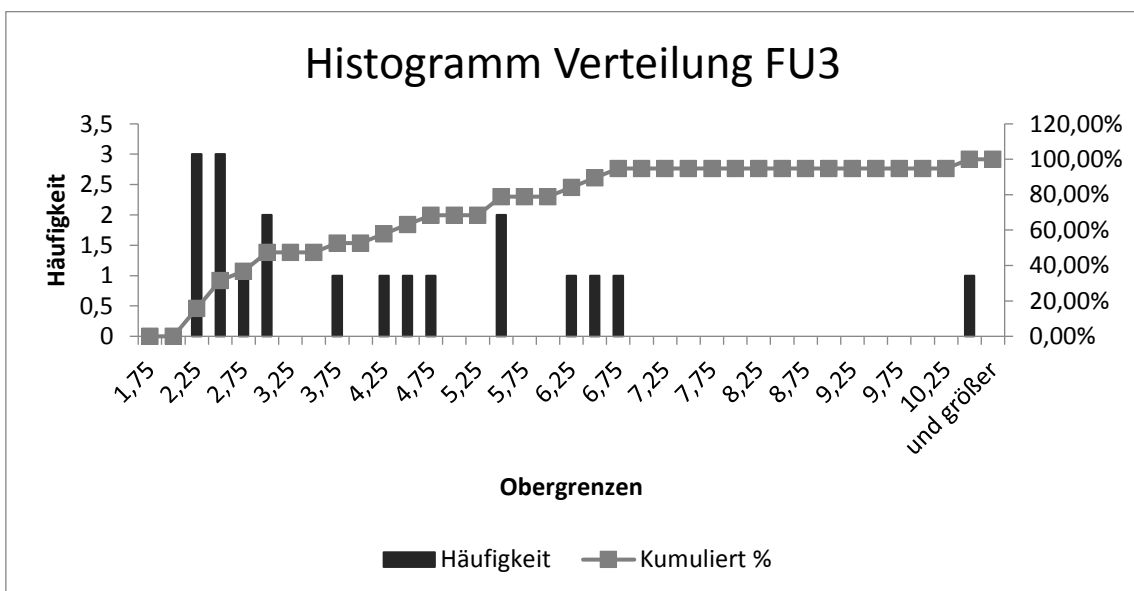


Abbildung 57: Graphische Überprüfung der Verteilung der Messdaten zum Zeitpunkt FU3 mittels Histogramm mittels Excel.

Zu Kapitel 2.7.5 - Mann-Whitney-Test

Kritische Werte von U für den Test von Mann-Whitney (auch U-Test) für den zweiseitigen Test: $\alpha=0,05$

		n ₂																			
n ₁		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
1	-																				
2	-																				
3	-	-																			
4	-	-	-	0																	
5	-	-	0	1	2																
6	-	-	1	2	3	5															
7	-	-	1	3	5	6	8														
8	-	0	2	4	6	8	10	13													
9	-	0	2	4	7	10	12	15	17												
10	-	0	3	5	8	11	14	17	20	23											
11	-	0	3	6	9	13	16	19	23	26	30										
12	-	1	4	7	11	14	18	22	26	29	33	37									
13	-	1	4	8	12	16	20	24	28	33	37	41	45								
14	-	1	5	9	13	17	22	26	31	36	40	45	50	55							
15	-	1	5	10	14	19	24	29	34	39	44	49	54	59	64						
16	-	1	6	11	15	21	26	31	37	42	47	53	59	64	70	75					
17	-	2	6	11	17	22	28	34	39	45	51	57	63	69	75	81	87				
18	-	2	7	12	18	24	30	36	42	48	55	61	67	74	80	86	93	99			
19	-	2	7	13	19	25	32	38	45	52	58	65	72	78	85	92	99	106	113		
20	-	2	8	14	20	27	34	41	48	55	62	69	76	83	90	98	105	112	119	127	
21	-	3	8	15	22	29	36	43	50	58	65	73	80	88	96	103	111	119	126	134	
22	-	3	9	16	23	30	38	45	53	61	69	77	85	93	101	109	117	125	133	141	
23	-	3	9	17	24	32	40	48	56	64	73	81	89	98	106	115	123	132	140	149	
24	-	3	10	17	25	33	42	50	59	67	76	85	94	102	111	120	129	138	147	156	
25	-	3	10	18	27	35	44	53	62	71	80	89	98	107	117	126	135	145	154	163	
26	-	4	11	19	28	37	46	55	64	74	83	93	102	112	122	132	141	151	161	171	
27	-	4	11	20	29	38	48	57	67	77	87	97	107	117	127	137	147	158	168	178	
28	-	4	12	21	30	40	50	60	70	80	90	101	111	122	132	143	154	164	175	186	
29	-	4	13	22	32	42	52	62	73	83	94	105	116	127	138	149	160	171	182	193	
30	-	5	13	23	33	43	54	65	76	87	98	109	120	131	143	154	166	177	189	200	
31	-	5	14	24	34	45	56	67	78	90	101	113	125	136	148	160	172	184	196	208	
32	-	5	14	24	35	46	58	69	81	93	105	117	129	141	153	166	178	190	203	215	
33	-	5	15	25	37	48	60	72	84	96	108	121	133	146	159	171	184	197	210	222	
34	-	5	15	26	38	50	62	74	87	99	112	125	138	151	164	177	190	203	217	230	
35	-	6	16	27	39	51	64	77	89	103	116	129	142	156	169	183	196	210	224	237	
36	-	6	16	28	40	53	66	79	92	106	119	133	147	161	174	188	202	216	231	245	
37	-	6	17	29	41	55	68	81	95	109	123	137	151	165	180	194	209	223	238	252	
38	-	6	17	30	43	56	70	84	98	112	127	141	156	170	185	200	215	230	245	259	
39	0	7	18	31	44	58	72	86	101	115	130	145	160	175	190	206	221	236	252	267	
40	0	7	18	31	45	59	74	89	103	119	134	149	165	180	196	211	227	243	258	274	

Abbildung 58: kritische Werte von U für den Whitney-U-Test, (Quelle: Universität Innsbruck, Institut für Psychologie, Prof. Leidlmaier (leidlmaier.at/doc/stat2_13.pdf))

Danksagung

Ich möchte all jenen Personen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben:

Allen voran möchte ich mich bei Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas Stein bedanken, welcher mir die Möglichkeit gegeben hat, meine Doktorarbeit unter seiner Obhut zu schreiben. Zudem geht mein Dank an den Direktor der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik in Frankfurt am Main Prof. Dr. med. Dr. med. habil. Reinhard Hoffmann und an den Chefarzt der Klinik für Sportorthopädie, Knie- und Schulterchirurgie Dr. med. Frederic Welsch.

Bedanken möchte ich mich auch bei Dr. med. Johannes Buckup, für die gute Betreuung, die Anleitung zum Schreiben sowie für die Beantwortung all meiner Fragen.

Auf studentischer Seite möchte ich Stan Petchennik danken, der mich in die Arbeit mit den Messinstrumenten eingewiesen und mich bei den Untersuchungen unterstützt hat.

Auch unseren Vorgängerinnen Mariel Bernhard und Julia Tolle möchte ich danken, dass sie mit den Untersuchungen und der Organisation der Studie begonnen haben. Danken möchte ich außerdem von den Mitarbeiterinnen des Sekretariats der Sportorthopädie.

Der größte Dank geht an meine Eltern, die mich auf meinem bisherigen Lebensweg immer unterstützt und begleitet haben. Sie haben mir mein Studium ermöglicht und stets meine Ausbildung gefördert. Auch in Bezug auf die Dissertation haben sie mich stets ermutigt und mich immer geduldig unterstützt.

Besonders möchte ich mich bei meiner Freundin Johanna Bock bedanken, dass sie sich die Zeit und Geduld genommen hat, mich in allen statistischen Belangen fachmännisch zu beraten.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei allen bedanken, die ich nicht einzeln aufgeführt habe, die mich aber trotzdem unterstützt und an mich geglaubt haben.

Schriftliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel:

Propriozeptive Regenerationsfähigkeit der Schulter nach arthroskopischem Bankart-Repair

aus dem

Zentrum der Chirurgie

Klinik für Unfall-, Hand- und Wiederherstellungschirurgie

Direktor: Prof. Dr. med. Ingo Marzi

betreut am

SPORTHOLOGICUM, Zentrum für Sport- und Gelenkverletzungen,

Frankfurt am Main

Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas Stein

in der Berufsgenossenschaftlichen Unfallklinik Frankfurt am Main,

Abteilung für Sportorthopädie, Knie- und Schulterchirurgie

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. med. habil. Reinhard Hoffmann

unter Betreuung und Anleitung von

Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Thomas Stein

mit Unterstützung durch Dr. med. Johannes Backup

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Darüber hinaus versichere ich, nicht die Hilfe einer kommerziellen Promotionsvermittlung in Anspruch genommen zu haben.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht. Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Vorliegende Ergebnisse sollen in einem internationalen Journal veröffentlicht werden.

(Ort, Datum)

(Unterschrift)